

FLÁVIO DE ÁVILA KFOURI

**INTERFACE OSSO-IMPLANTE DENTAL DE TITÂNIO
PRODUZIDA POR CIRURGIA PIEZOELÉTRICA**

Tese apresentada à Universidade Federal
de São Paulo, para obtenção do título de
Doutor em Ciências.

São Paulo

2011

FLÁVIO DE ÁVILA KFOURI

**INTERFACE OSSO-IMPLANTE DENTAL DE TITÂNIO
PRODUZIDA POR CIRURGIA PIEZOELÉTRICA**

Tese apresentada à Universidade Federal
de São Paulo, para obtenção do título de
Doutor em Ciências.

ORIENTADOR : PROF. DR. SILVIO EDUARDO DUAILIBI

COORIENTADORES : PROF^A. DR^A. MONICA TALARICO DUAILIBI

PROF. DR. JOSÉ LUIS GONÇALVES BRETOS

São Paulo

2011

Kfourri, Flávio de Ávila.

Interface osso-implante dental de titânio produzida por cirurgia piezoelétrica. / Flávio de Ávila Kfourri. -- São Paulo, 2011.

xix, 118f.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de São Paulo. Programa de Pós-graduação em Cirurgia Plástica.

Título em inglês: Bone/implant titanium dental interface produced by Piezoelectric Surgery.

1. Osteointegração. 2. Implantes Dentários. 3. Eletrocirurgia. 4. Regeneração Óssea. 5. Técnicas Histológicas.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO PAULO

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM CIRURGIA PLÁSTICA**

COORDENADOR: PROF. DR. MIGUEL SABINO NETO

À minha esposa **FÁTIMA** e filhos
GUILHERME e **CECÍLIA**, pela paciência e
por compreender meus anseios de vida.

Em especial, ao meu falecido pai,
JORGE KFOURI, meu ídolo, referência de caráter,
determinação e fonte inspiradora para continuar
sempre vencendo. À minha querida mãe **MARIA**
EULÁLIA DE ÁVILA KFOURI, dedicada,
preocupada com os filhos e que nunca se deixou
abater pela tristeza, contagiando a todos com a
sua alegria de viver.

À minha **FAMÍLIA**, alicerce de minha
formação moral e profissional.

Ao Professor Doutor **SILVIO EDUARDO DUAILIBI**, orientador deste estudo, grande amigo e que me ensinou além da pesquisa científica. Mostrou-me a importância da humildade, da simplicidade e do respeito ao ser humano. Muito obrigado por me tornar uma pessoa e um profissional melhor.

À Professora Doutora **MONICA TALARICO DUAILIBI**, mais que minha coorientadora, uma pessoa atenciosa, dedicada, e que sempre me apoiou mesmo nos momentos difíceis das etapas por que passamos, na elaboração deste estudo. Grato por ajudar a redigir com clareza os capítulos desta tese.

Ao Professor **JOSÉ LUIS GONÇALVES BRETOS**, coorientador deste estudo, grande amigo e exemplo de grande profissional. Obrigado pelos conselhos e participação atuante em todas as etapas do seu desenvolvimento.

À Professora **LYDIA MASA KO FERREIRA**, TITULAR DA DISCIPLINA DE CIRURGIA PLÁSTICA DA UNIFESP, pela sua liderança, competência e por ter me recebido com carinho no Programa de Pós-Graduação.

Ao Professor Doutor **MIGUEL SABINO NETO**, COORDENADOR DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA PLÁSTICA DA UNIFESP, pela amizade, atenção que sempre me prestou e por acreditar em meu trabalho.

Ao amigo e colega **ANTONIO PARENTE FILHO**, que me apresentou ao Programa de Cirurgia Plástica, proporcionando-me o convívio e o aprendizado de alto nível.

Ao grande amigo e companheiro **NELSON MASANOBU SATO**, por me ajudar nas cirurgias com os animais, pelo convívio durante nosso intenso trabalho profissional e por nunca negar um pedido de ajuda, durante todo o desenvolvimento desta pesquisa.

À minha secretária e protética **VERUSKA ZONTA SILVA**, pelas traduções dos artigos, elaboração de TABELAS, e por me ajudar no consultório nos meus momentos de ausência.

À VETERINÁRIA do CEDEME - UNIFESP, **TATIANA PINOTTI GUIRAO**, pelo carinho com nossos animais, pela competência profissional e pela amizade que conseguimos construir no convívio de várias semanas operando juntos.

À colega e amiga da turma da Pós-Graduação, **MEIRE MAMAN FRACHER ABRAMOFF**, pelo companheirismo, dividindo experiências e

compartilhando os vários caminhos que tivemos que percorrer para finalizar a tese.

Às SECRETÁRIAS do DEPARTAMENTO DE CIRURGIA PLÁSTICA, **MARTA REJANE DOS REIS SILVA**, **SANDRA DA SILVA** e **SILVANA APARECIDA COSTA DE ASSIS**, sempre prestativas e atenciosas, estiveram sempre prontas a atender nossas solicitações e proporcionar o bom andamento do curso.

Ao Doutor **ALUIZIO B. CARVALHO**, PROFESSOR AFILIADO DA DISCIPLINA DE NEFROLOGIA DA UNIFESP, responsável pela análise das lâminas e pelo programa de que analisou a histologia óssea. Obrigado pela atenção e pronta disponibilidade em poder me receber, elaborando juntos a histomorfometria do método.

Ao colega e amigo **PAULO SÉRGIO ZAIDAN MALUF**, por ter cedido os implantes de titânio para o estudo e pelo apoio sempre que necessitei, e pelas experiências que compartilhamos por trabalharmos na mesma especialidade odontológica.

Ao grande companheiro **PIERÂNGELO ANGELETTI**, pelo incentivo, coleguismo e ensinamentos durante minha trajetória pelo Programa de Pós-graduação.

Ao **BRUNO CAMPOS DE ALMEIDA** e **AMARILDO**, BIBLIOTECÁRIOS DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO (USP), sempre prontos a colaborar e encaminhar os artigos científicos solicitados.

Ao **RICARDO CAUDURO**, EDITOR-CHEFE DA REVISTA GAÚCHA DE ODONTOLOGIA - RGO, por publicar nosso estudo e apoiar nossas iniciativas.

Ao amigo **ANDRÉ VILELA**, DIRETOR COMERCIAL DA DRILLER EQUIPAMENTOS ODONTOLÓGICOS, pela amizade, apoio material, científico e pela divulgação do trabalho.

Ao estatístico **SÉRGIO MIKIO KOYAMA**, dedicado e competente, pela paciência em ensinar-me a difícil arte dos cálculos e variáveis do estudo. Obrigado por estar sempre pronto a atender-me quando necessitei.

Ao colega **GERALDO PRESTES DE CAMARGO FILHO**, pelos ensinamentos na área de Piezocirurgia, pelo coleguismo e pelo apoio dado sempre que precisei,

À querida Professora Doutora **MARIA CECÍLIA SILVEIRA SALVADORI**, do DEPARTAMENTO DE FILMES FINOS DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO (USP), por me introduzir brilhantemente nos conhecimentos da Microscopia de Força Atômica.

À colega **JOSELI M. CORDEIRO DANIELI** que, gentilmente, ensinou-me a trabalhar com o programa *Image* de manipulação de imagens.

À amiga **NATASHA MACHADO**, pela confecção e formatação dos gráficos e na montagem das apresentações.

Aos Professores **NEIL FERREIRA NOVO** e **IARA JULIANO**, estatísticos e grande conhecedores da difícil arte de trabalhar com os números, meu muito obrigado.

Ao professor Doutor **LUCIO FRIGO**, histologista da USP e grande conselheiro, pelo seu grande conhecimento celular, ensinamentos e dedicação em auxiliar-me neste estudo.

Ao grande amigo **RICARDO DA SILVA**, REPRESENTANTE COMERCIAL DA DRILLER, pela fidelidade nesses anos de convívio e a dedicação aos empréstimos e manutenção dos equipamentos.

Ao ENGENHEIRO DE PRODUÇÃO DA DRILLER, **FÁBIO GUARIGLIA**, pela atenção às solicitações feitas, e pela produção do gabarito de titânio utilizado nas perfurações ósseas.

Ao técnico **IVALDO SOARES CABRAL JÚNIOR**, do CEDEME, que cuidou com dedicação e carinho dos nossos coelhos.

À técnica de histologia do laboratório de NEUROFISIOLOGIA DO CENTRO DE TERAPIA CELULAR E MOLECULAR DA UNIFESP-CTCMo1, **IVONE DE PAULO**, pelos ensinamentos histológicos e pela presteza em me atender.

Aos técnicos do laboratório do INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOMÉDICAS – ICB-USP, DEPARTAMENTO DE ENSINO E PESQUISA PARA A SAÚDE, **MARTA MARIA RIGHETTI** e **SEBASTIÃO APARECIDO BOLETA**, pelo árduo trabalho realizado nos cortes com micrótomo e na elaboração das lâminas.

À amiga e colega **ÉRICA FRÁGUAS**, pelo companheirismo e ajuda nas cirurgias, e por me mostrar o caminho dos cortes histológicos.

*Olhe diretamente para frente e foque. Você nunca
sabe o que pode fazer — não até fazê-lo.
Concentre-se em seu próprio esforço e mire mais
longe do que acha que pode alcançar.*

(Rocky Adams)

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	iv
AGRADECIMENTOS	v
LISTAS	xii
RESUMO	xix
1 INTRODUÇÃO.....	20
2 OBJETIVO	24
3 LITERATURA	26
4 MÉTODOS	46
5 RESULTADOS	62
6 DISCUSSÃO	68
7 CONCLUSÃO	78
REFERÊNCIAS	80
NORMAS ADOTADAS	91
ABSTRACT	94
APÊNDICES	96
ANEXO	109
FONTES CONSULTADAS	117

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.	Extensão da incisão (40mm).....	50
FIGURA 2.	Perfuração com a ponta do ultrassom.....	50
FIGURA 3.	Perfuração com as fresas convencionais	51
FIGURA 4.	Sequência de fresas para perfuração (lança, 2,0mm, piloto, 2,8mm)	51
FIGURA 5.	Sequência de pontas do aparelho de ultrassom (lança, 2,0mm, 2,8mm).....	52
FIGURA 6.	Secção da tíbia com margem de segurança de 3mm e paquímetro para padronizar o tamanho final da peça	53
FIGURA 7.	Tecido ósseo juntamente com o implante	54
FIGURA 8.	Micrótomo cortando o bloco contendo o implante e o osso circundante	56
FIGURA 9.	Amostra após a microtomia.....	57
FIGURA 10.	Desenho esquemático representando as variáveis BVTV e Co.S	59
FIGURA 11.	Desenho esquemático representando a variável Tb.N....	59
FIGURA 12.	Desenho esquemático representando as variáveis Tb.Sp e Tb.Th.....	60

FIGURA 13.	Gráfico boxplot - Distribuição da variável BVTV aos 7, 14 e 28 dias	63
FIGURA 14.	Gráfico boxplot - Distribuição da variável Tb.Th aos 7, 14 e 28 dias	64
FIGURA 15.	Gráfico boxplot - Distribuição da variável Tb.Sp aos 7, 14 e 28 dias	65
FIGURA 16.	Gráfico boxplot - Distribuição da variável Tb.N aos 7, 14 e 28 dias	66
FIGURA 17.	Gráfico boxplot - Distribuição da variável Co.S aos 7, 14 e 28 dias	67
FIGURA 18.	Médias e intervalo de confiança da variável BVTV segundo grupo e método	106
FIGURA 19.	Médias e intervalo de confiança da variável Tb.Th segundo grupo e método	106
FIGURA 20.	Médias e intervalo de confiança da variável Tb.Sp segundo grupo e método	107
FIGURA 21.	Médias e intervalo de confiança da variável Tb.N segundo grupo e método.....	107
FIGURA 22.	Médias e intervalo de confiança da variável Co.S, segundo grupo e método	108

LISTA DE TABELAS

TABELA 1.	Teste t para amostras dependentes - Comparação entre métodos	99
TABELA 2.	Análise de variância (ANOVA) - Comparação das médias dos tempos em cada método.....	100
TABELA 3.	Medidas-resumo das variáveis coletadas, segundo método, localização do implante e tempo de observação	101
TABELA 4.	Teste de Kolmogorov-Smirnov para verificação da normalidade	104
TABELA 5.	Teste de Wilcoxon para comparação de médias entre métodos	104
TABELA 6.	Teste de Kruskal-Wallis para comparação de médias entre grupos	105

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	Porcentagem
(*)	Significância estatística
®	Registro de marca
°	Graus
Al	Alumínio
ANOVA	Análise de Variância
BTV	<i>Trabecular Bone Volume</i> (volume trabecular ⇒ volume de osso trabecular mineralizado sobre o volume total, expresso em porcentagem)
CEDEME	Centro de Desenvolvimento de Modelos Experimentais em Medicina
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
cm	Centímetro
cm³	centímetro cúbico

Co.S	<i>Contact Surface</i> (superfície de contato \Rightarrow osso novo formado em contato com a superfície o implante, expressa em porcentagem)
CTCMol	Centro de Terapia Celular e Molecular
EPM	Escola Paulista de Medicina
ICB	Instituto de Ciências Biológicas
IM	intramuscular
kg	Quilograma
kHz	Quilohertz
mg	miligramas
mg/kg	miligramas por quilo de peso
ml	mililitros
mm	milímetro
Ncm²	Newtons por centímetro quadrado
PRP	Plasma Rico em Plaquetas
RPM	Rotações por Minuto

Tb.N	<i>Trabecular Number</i> (número médio de trabéculas ósseas)
Tb.Sp	<i>Trabecular Separation</i> (separação trabecular ⇨ distância média entre as trabéculas ósseas, expressa em micra)
Tb.Th	<i>Trabecular thickness</i> (espessura trabecular ⇨ espessura média das trabéculas ósseas, expressa em micra)
UNIFESP	Universidade Federal de São Paulo
USP	Universidade de São Paulo
V	Vanádio
W	Watts
μ	Micra

RESUMO

RESUMO

INTRODUÇÃO: Para o sucesso da osteointegração, injúrias e traumas, causadas ao tecido ósseo, são preocupações clínicas quando da instalação de implantes de titânio. Normalmente realizados por fresas, podem gerar calor excessivo e necrose. Com o surgimento da técnica piezoelétrica, procurou-se verificar se a mesma seria menos lesiva aos tecidos adjacentes.

OBJETIVO: Avaliar a remodelação óssea da interface osso-implante, produzida por ultrassom em tíbias de coelhos, comparando-a a técnica tradicional.

MÉTODO: Noventa e seis implantes foram instalados e acompanhados por 7, 14 e 28 dias por histomorfometria. Analisou-se espessura, número e separação trabecular, volume e área óssea ao redor do implante por um *software* específico.

RESULTADOS: O volume ósseo foi similar pelos dois métodos, com tendência de elevação pela técnica piezoelétrica aos 28 dias. Houve redução da espessura das trabéculas em ambos os métodos, com posterior retorno aos níveis normais. O número de trabéculas elevou-se após 14 dias, sendo mantido posteriormente constante. No método Piezoelétrico observou-se estabilidade na área de contato; no convencional, que iniciou em nível inferior, não se verificou diferença ao final do processo.

CONCLUSÃO: A cirurgia piezoelétrica foi eficaz na produção de alvéolos ósseos para integração de implantes dentais de titânio, podendo ser considerada alternativa viável para utilização clínica na implantodontia, visto que não apresentou áreas de necrose óssea e os resultados foram similares à técnica tradicional.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A implantodontia é uma especialidade da odontologia, que se caracteriza pela substituição de elementos dentais perdidos ou ausentes por um cilindro de titânio instalado no osso alveolar (BRÅNEMARK, 1983).

A osteotomia para confecção de alvéolos é um dos procedimentos cirúrgicos tecnicamente mais sensíveis em implantodontia, que se relaciona diretamente com o sucesso da osteointegração e, portanto, no resultado final do tratamento (ROBIONY *et al.*, 2007).

Normalmente, o tecido ósseo é cortado por meio de instrumentos mecânicos como fresas e brocas. Esses dispositivos são potencialmente prejudiciais à reparação tecidual, pela possibilidade de produção de altas temperaturas durante as perfurações (CHIRIAC *et al.*, 2005; GLEIZAL *et al.*, 2007).

Vários trabalhos vêm sendo desenvolvidos para estudar a reparação óssea e sobre novos mecanismos de osteotomias para a redução do trauma e melhor integração dos implantes de titânio (DUYCK *et al.*, 2006).

Em estudos experimentais, coelhos têm sido amplamente utilizados como modelo animal, por apresentar similaridades quanto ao comportamento e resposta biológica, além de metabolismo ósseo três vezes mais rápido que em humanos (JOHNSSON *et al.*, 2000).

VERCELLOTTI, em 2004, desenvolveu um dispositivo denominado ultrassom cirúrgico piezoelétrico que apresentava vibrações ultrassônicas que, à frequência média de 29 quilo-hertz (kHz), permitia corte seletivo

apenas em estruturas mineralizadas, preservando tecidos moles. Esse fenômeno físico foi descoberto por Pierre Currie em 1881, definido como a propriedade que certos cristais, como o quartzo, possuem de sofrer oscilações mecânicas com frequência ultrassônica (LECLERCQ & DOHAN, 2004).

VERCELLOTTI, em 2004 relatou, ainda, que a instrumentação óssea por ultrassom oferecia três vantagens, comparadas às fresas convencionais: o corte preciso, segurança de trabalho e menor dano ao tecido.

Segundo SCHALLER *et al.* (2005), a cirurgia piezoelétrica, técnica que realizava osteotomias seguras, substituía sistemas giratórios convencionais, mostrando-se efetiva em regiões com pouca visibilidade intraoperatória e próximas às estruturas anatômicas como o tecido neurovascular e vasos que nutrem o osso. Mencionaram que o tempo operatório, superior às técnicas convencionais, foi a única dificuldade observada.

A partir disso, o ultrassom cirúrgico tem sido utilizado numa grande variedade de indicações clínicas em medicina, como neurocirurgias, cirurgias de mão, espinhais e ortopédicas, rinoplastias, entre outros, em frequências que promovem a vibração da ponta com intensidade específica para alcançar o efeito desejado (CIMINO, 2001; EGGERS *et al.* 2004). Em implantodontia, pode ser aplicado em procedimentos como coletor ósseo, osteotomias sagitais mandibulares, remoção de implantes fraturados, lateralização de nervo alveolar inferior, confecção de janela para enxertos em cavidades sinusais, distrações ósseas, divisão de crista óssea, entre outras (LAMBRECHT, 2004; SCHLEE *et al.*, 2006; GARG, 2007).

Empregando essa nova técnica, STÜBINGER *et al.* (2007), analisaram o processamento da remodelação óssea após osteotomia piezoelétrica,

comparando-a com as técnicas convencionais realizadas com fresas e serras, avaliando seu impacto futuro em aplicações cirúrgicas orais, observando que a remodelação do tecido, após o trauma cirúrgico, havia sido mais eficaz com a utilização do ultrassom.

SCHIERANO *et al.*(2006), realizando trabalho em tíbias de *minipigs*, relataram que houve redução do número de células inflamatórias, observando que a remodelação do tecido após o trauma cirúrgico havia sido mais eficaz com a utilização do ultrassom.

LECLERCQ & DOHAN (2004) apresentaram resultados histológicos utilizando osteotomia piezoelétrica por meio de pontas de nitrato de titânio e diamante, observando melhora na necrose óssea provocada por hipertermia. Concluíram que o ultrassom piezoelétrico permitiu realizar, com eficiência, cirurgias consideradas delicadas, sendo um método menos invasivo.

Segundo LECLERCQ & DOHAN (2004), a cirurgia piezoelétrica mostrou-se efetiva em várias situações clínicas em implantodontia, transformando manobras delicadas em procedimentos mais seguros. O que não se sabia, ainda, é se esse dispositivo seria capaz de criar alvéolos ósseos capazes de receber e integrar, satisfatoriamente, implantes dentais de titânio.

Assim, o presente estudo avaliou, por histomorfometria, a reparação óssea ao redor de implantes dentais de titânio após cirurgia piezoelétrica em coelhos, cujos resultados poderão contribuir para sua utilização clínica em Implantodontia, como alternativa às fresas convencionais.

OBJETIVO

2. OBJETIVO

Verificar a viabilidade da Cirurgia Piezoelétrica na preparação de alvéolos ósseos para a integração de implantes dentais de titânio.

LITERATURA

3. LITERATURA

A técnica de instalação de implantes preconizada por BRÅNEMARK (1983), que utiliza fresas rotatórias escalonadas, tem sido considerada o método tradicional para instalação de cilindros de titânio. Nos últimos anos, contudo, estudos vêm sendo desenvolvidos para minimizar as injúrias ao tecido ósseo durante osteotomias cirúrgicas.

ARO *et al.* (1981), observaram os efeitos histológicos, imediatos e em longo prazo, produzidos em ossos após osteotomias com ultrassom piezoelétrico comparados com uma serra, por microscopia eletrônica. Foram utilizados ossos longos e escápulas de coelhos. A superfície óssea produzida pela ponta do ultrassom foi mais áspera que a produzida pela oscilação da serra. A regeneração do tecido processou-se sem diferenças significativas entre os dois métodos. As superfícies cortadas com ultrassom mostraram menor camada necrótica e linha precisa de osteotomia.

VERCELLOTTI (2000) apresentou estudo piloto para utilização clínica da cirurgia piezoelétrica na expansão de cristas ósseas delgadas. A técnica procurou ampliar a crista do osso para instalação de um único implante, usando as características elásticas desse tecido. A expansão foi realizada com pontas de ultrassom apropriada, e a instalação do implante foi realizada com sucesso.

JANUÁRIO *et al.* (2001) estudaram em fêmur de coelhos, a maturação óssea ao redor dos implantes. As eutanásias ocorreram seis, oito e doze semanas após o ato cirúrgico. Analisaram o comprimento e a área do osso

endosteal/periosteal e o comprimento total da cortical ao redor do implante. Concluíram que houve aumento das variáveis analisadas ao final do processo reparatório.

JOCHUM & REICHART (2001) descreveram que o uso múltiplo de brocas odontológicas era conhecido por elevar a temperatura de perfuração. Para avaliar o trauma cirúrgico, devido ao seu uso múltiplo, foram usadas brocas *Timedur (ZL-Duraplant-Implante-System)* por 51 vezes, em mandíbulas de porco. Os resultados revelaram que as temperaturas medidas em todos os tempos foram inferiores ao grau de necrose óssea; porém, apresentaram aumento significativo nas temperaturas sobre o tecido ósseo, concluindo-se que esses dispositivos não deveriam ser reutilizadas mais de 40 vezes.

VERCELLOTTI, PAOLI, NEVINS, em 2001, apresentaram nova técnica para simplificar a cirurgia maxilar de aumento sinusal em implantodontia, evitando a perfuração da membrana. Vinte e um procedimentos de osteotomia da janela óssea com piezoelectricidade foram executados em 15 pacientes com o sistema *Piezosurgery*[®] da Mectron. O resultado mostrou uma taxa de sucesso de 95%. O tempo necessário para a operação foi de cinco minutos em comparação aos três da técnica convencional, mostrando que essa técnica simplifica a cirurgia de seio maxilar e reduz a possibilidade de complicações pós-operatórias.

NAKAGAWA *et al.* (2004) avaliaram a aplicação clínica do ultrassom em cirurgias delicadas, como em medula espinhal, e suas vantagens e desvantagens, mencionando que fresas ou brocas poderiam representar maior risco aos tecidos moles e à artéria vertebral. Observaram que as

pontas do ultrassom promoveram refinamento nas técnicas, evitando sangramento do plexo venoso. Em alguns casos, constataram que as pontas deveriam ser mais longas para atingir certos ângulos durante a intervenção.

SIERVO *et al.* (2004) trataram 61 pacientes com cirurgias periodontais, elevações de membrana sinusal, extrações dentais, recessões radiculares e divisões de crista óssea pela técnica piezoelétrica. Observaram que a técnica foi efetiva na cavidade bucal, apresentando vantagens em relação à precisão de corte, ausência de trauma nos tecidos adjacentes e campo limpo para visualização. A desvantagem do método foi atribuída ao tempo operatório.

UEKI *et al.* (2004) avaliaram a mobilização do processo pterigóide após osteotomia Le Fort em cirurgias bucomaxilofaciais. O dispositivo piezoelétrico foi capaz de realizar a fratura do processo pterigóide sobre a sutura maxilar, sem danificar a artéria palatina descendente ou outros vasos e nervos. Foram avaliadas as osteotomias do processo pterigóide por tomografia computadorizada. Em todos os casos alcançou-se a mobilidade do processo pterigóide, com mínima hemorragia e nenhuma complicação.

ROBIONY *et al.* (2004) realizaram, em cirurgias orais, estudos histológicos em osteotomias realizadas pela técnica piezoelétrica. Mostraram que esta poderia ser executada com mínimo risco em relação à osteonecrose, com os resultados confirmando a presença de osteócitos. Observaram que foi possível ganhar visibilidade direta com a utilização do dispositivo, pouca hemorragia no local, bem como a diminuição dos danos aos tecidos moles. A única limitação da técnica foi o tempo cirúrgico, superior ao das convencionais.

CHIRIAC *et al.* (2005) investigaram a influência da osteotomia piezoelétrica intraoral em relação à morfologia óssea, viabilidade celular e diferenciação. O osso cortical autógeno foi colhido, por meio de ultrassom e fresas convencionais, e comparado por análise morfométrica. Concluíram que o osso colhido com ultrassom continha células vitais que se diferenciaram em osteoblastos. Comparado com as osteotomias convencionais, não foi observada diferença significativa entre nenhum dos métodos.

Segundo GRUBER *et al.* (2005), osteotomias em ramo mandibular têm acesso difícil e proximidade com o nervo alveolar inferior. Avaliaram os déficits neurossensoriais, comparando-se a piezoeletricidade com a técnica convencional que usa cinzéis e fresas. Embora a cirurgia fosse mais longa, utilizando o dispositivo ultrassônico, o campo cirúrgico apresentou-se mais claro, livre de sangue. As complicações neurossensoriais diminuíram em 57,1% e a precisão de corte foi melhorada. A resposta cicatricial foi comparável.

GEHA *et al.* (2006) avaliaram, por meio de neurossensores, a recuperação da sensibilidade do nervo alveolar inferior após osteotomia sagital bilateral, usando piezoeletricidade em pacientes com deformidades dento-esqueléticas. A integridade anatômica do nervo foi respeitada em todos os casos. O dispositivo empregado na osteotomia sagital bilateral permitiu recuperação neurossensorial, retorno mais rápido da sensibilidade e preservação da integridade anatômica do nervo alveolar inferior.

STÜBINGER *et al.* (2005) descreveram que nervos, vasos e tecidos moles não eram lesados pelas microvibrações da piezocirurgia, pois o

aparelho era destinado a realizar cortes apenas em estruturas mineralizadas, e que a natureza seletiva de corte proporcionava tendência de pequeno sangramento. A natureza desse instrumento permitiu geometrias de corte exato, limpo e liso durante a cirurgia. A diferença de tempo dispendido para procedimentos cirúrgicos, ao utilizar o instrumento *Piezosurgery*[®], em comparação com a broca convencional foi considerada desprezível. Observaram que, no pós-operatório obteve-se excelente cicatrização, sem lesões em nervos e tecido mole. Devido a sua natureza de corte altamente seletiva e precisa, visando exclusivamente os tecidos duros, seu uso poderia ser estendido para casos mais complexos de cirurgia oral.

BERENGO *et al.* (2006) avaliaram qualitativa e quantitativamente o osso autógeno colhido por diferentes métodos. O tecido foi analisado por microfotografia e análise histomorfométrica, medindo a área dos fragmentos, a porcentagem de osso vital e necrótico, bem como o número de osteócitos com núcleo evidente por unidade de área. Foram utilizados cinzéis, fresas de alta e baixa velocidade e o ultrassom piezoelétrico. Os melhores resultados foram alcançados com os cinzéis e o ultrassom piezoelétrico.

BRENTEL *et al.* (2006) compararam a reparação óssea ao redor de implantes de titânio de superfície lisa e porosa. Cada animal recebeu três implantes na tíbia esquerda e três na direita. Os coelhos foram submetidos à eutanásia quatro semanas após a cirurgia e os fragmentos, contendo os implantes, receberam análise histológica e histomorfométrica, avaliando a formação de novo osso na interface osso-implante. Os resultados da análise histológica mostraram que a osteointegração foi obtida nos dois tipos de

implantes com similar qualidade do tecido ósseo; porém, os implantes de superfície porosa contribuíram mais para a osteointegração, devido à maior área de contato na interface osso-implante.

CARDONI, MACBEATH, LUCAS (2006) investigaram o controle de temperatura durante o corte e a geometria da ponta e relataram que o aparelho de ultrassom piezoelétrico poderia gerar altas temperaturas no local da osteotomia, chegando a 50 ou 60 ° C, podendo resultar em necrose óssea. Portanto, tornar-se-iam fundamentais alguns aspectos como: tipo de ponta utilizada, vibração, carga aplicada e frequência. Concluíram que houve elevação de temperatura quanto maiores eram as amplitudes das pontas. A redução da área de contato entre a lâmina e o osso reduziu a temperatura, assim como utilizando uma frequência mais alta.

METZGER *et al.* (2006) compararam a rugosidade da superfície óssea e a cura da ferida entre o ultrassom piezoelétrico e brocas convencionais, por microscopia. O osso cortado por brocas rotativas apresentou superfícies mais lisas em sua extremidade. O dispositivo piezoelétrico produziu superfície irregular. A cura inicial da ferida foi mais rápida e, conseqüentemente, menor possibilidade de infecção com os instrumentos ultrassônicos. Porém, não houve diferença significativa na cura da ferida após 42 e 90 dias.

PERFETTI *et al.* (2006) testaram a resposta do osso durante osteotomia, usando a fosfatase alcalina (ALP) como marcador biológico de referência. Foram avaliados quatro instrumentos de corte: brocas para turbina de alta velocidade, brocas de contra-ângulo, inserções piezoelétricos e instrumentos manuais (grupo controle). As turbinas produziram os maiores

resultados; enquanto o grupo controle obteve menor resposta. As brocas de contra-ângulo produziram resultados de significância estatística superiores às pontas piezoelétricas. O mínimo trauma causado pelos instrumentos cirúrgicos piezoelétrico, quanto aos instrumentos cirúrgicos convencionais, foi evidente a partir da atividade inflamatória.

PRETI *et al.* (2007) compararam os fatores biológicos da osteointegração de implantes instalados com fresas cirúrgicas e a técnica piezoelétrica em tíbias de *minipigs*. Avaliaram a concentração de proteína morfogênica (BMP-4), fator de crescimento e necrose. Os animais foram submetidos à eutanásia nos 7º, 14º e 56º dia. Os resultados mostraram maior número de células inflamatórias nos preparos com fresas e neointegração mais ativa e redução expressiva de citocinas inflamatórias pela técnica do ultrassom, além de aumento antecipado de proteinase menor processo inflamatório ao redor dos implantes.

SIVOLELLA *et al.* (2007) determinaram as características das partículas de osso coletado com o ultrassom piezoelétrico, comparando com o coletor ósseo, avaliando a contaminação bacteriana. Foram analisadas amostras de dez pacientes que sofreram extração. A contaminação microbiana foi encontrada em todas as amostras de osso coletado por ambas as técnicas.

VERCELLOTTI & POLLACK (2006) descreveram a utilização da piezocirurgia em várias especialidades médicas e na implantodontia, como novo método de osteotomia, e apresentaram três casos ilustrando a aplicabilidade da técnica em aumento sinusal e cirurgia óssea periodontal.

LEUCHT *et al.* (2007) investigaram em ratos a resposta celular e molecular em três áreas distintas do implante: o periósteo, a diferença entre o implante e o osso cortical, e a medula óssea. A análise iniciou-se com as primeiras fases da cicatrização, e continuou até a sua completa osteointegração. Foram investigados aspectos da osteointegração desde a vascularização, proliferação celular, diferenciação e remodelação óssea. Utilizou-se um dispositivo para aplicar estímulo físico aos implantes, melhorando significativamente a formação óssea no tecido peri-implantar. Concluíram que existiu relação entre magnitude da tensão e regeneração celular.

MAURER *et al.* (2007) realizaram comparação morfológica da superfície óssea em crânio de coelhos, usando técnicas de osteotomia convencional e ultrassônica por meio de exame microscópico com luz refletida. Os dispositivos de osteotomia utilizados foram instrumento de rotação (broca Lindemann), micro Serra oscilatória e dispositivo ultrassônico osteotomia (*Piezosurgery*). O tempo necessário para a osteotomia foi medido. A osteotomia com ultrassom consumiu mais tempo que a osteotomia com os métodos convencionais. Os exames microscópicos revelaram estrutura óssea conservada. Foram observadas diferenças bem definidas após osteotomia com os dois métodos. A integridade da estrutura óssea observada, após a técnica de ultrassom, beneficiou o processo de cicatrização óssea.

Em 2007, SOHN *et al.*, descreveram a utilização de ultrassom piezoelétrico para colher osso em locais para instalação de implantes em maxilares severamente reabsorvidos. Raspas de ossos coletadas da sínfise

mandibular com o dispositivo foram enxertadas entre o bloco de enxerto e a área receptora. Aumento na quantidade óssea foi observado. Observaram menor dilaceração de tecido mole, fácil controle durante a osteotomia e redução do trauma pós-operatório, causado pelo incômodo das fresas e discos rotatórios convencionais. Recomendaram, contudo, que a técnica, apesar de pouca invasiva, necessitava de treinamento para seu uso eficaz.

STÜBINGER *et al.* (2007) estudaram o processo de remodelação óssea após osteotomia piezoelétrica em diáfise de tíbia de ovelhas em carga funcional após 8 e 12 semanas. Após dois a três meses realizou-se avaliação histológica e radiográfica. A osteotomia piezoelétrica permitiu corte seletivo micrométrico e campo cirúrgico claro graças ao efeito de cavitação criado pela irrigação e a oscilação da ponta. Os fragmentos foram cicatrizados e a medula óssea restabeleceu-se mais rapidamente que os métodos convencionais.

UEKI *et al.* (2007) avaliaram a utilidade do dispositivo ultrassônico, em osteotomia vertical intrabucal do ramo. Os pacientes apresentavam deformidades da mandíbula, diagnosticadas como prognatismo mandibular e assimetria e foram submetidos à cirurgia. Esse procedimento foi seguido pela curetagem óssea usando o ultrassom *Sonopet*[®] para realização de entalhe orientador ou sulco no córtex lateral do ramo, procurando não danificar os vasos e nervos. A linha de osteotomia foi avaliada por três dimensões de tomografia computadorizada. Em todos os pacientes, a osteotomia com o dispositivo foi alcançada de forma segura, com sangramento mínimo e sem maiores complicações. O segmento distal pôde ser movido para a posição ideal, e todos os pacientes obtiveram seus perfis

ideais, mostrando ser um método seguro para executar uma ranhura guia, sem danos ao tecido circunvizinho.

ARAÚJO & LUBIANA (2008) descreveram algumas características dos tecidos peri-implantares que envolvem o implante. Relataram que são compostos de uma porção de tecido duro e de tecido mole. Histologicamente, a mucosa peri-implantar é constituída por dois tecidos: epitelial e conjuntivo. O tecido conjuntivo, que separa a porção apical do epitélio e a crista óssea, está em íntimo contato com a superfície do implante, contendo fibras colágenas organizadas paralelamente à superfície do implante que se estendem da crista óssea à margem peri-implantar. O tecido ósseo compacto e trabecular, assim como a medula óssea que ocupa o espaço entre as trabéculas, sofrem agressões durante os procedimentos de instalação dos implantes, e passam por processos de regeneração pós-cirúrgica pela ação das células e substâncias que chegam ao local.

BARONE *et al.* (2010) realizaram estudo comparativo entre fresas convencionais e o dispositivo piezoelétrico, em osteotomia e elevação de membrana sinusal, em pacientes com indicação para instalação de implantes. Em cada paciente, de um lado foram utilizadas fresas diamantadas convencionais e, do outro, pontas de ultrassom piezoelétricas. O tempo necessário para osteotomia da janela com o dispositivo foi maior. O percentual de perfurações na membrana sinusal foi menor com o uso do ultrassom (23% contra 30% das fresas).

GONZÁLEZ-GARCÍA (2008) estudaram a osteotomia piezoelétrica em distração alveolar comparando-a com a osteotomia convencional em mandíbulas. Para a técnica convencional, foram utilizadas fresas rotatórias

e cinzéis, e no grupo experimental, o *Piezosurgery*[®] (Mectron). A incidência de complicações intraoperatórias foi significativamente menores no grupo piezoelétrico. A morfologia da crista alveolar pós-distração foi pior no grupo ultrassom, e o índice de sucesso nas reabilitações foi melhor na técnica convencional. Concluíram que o uso da osteotomia piezoelétrica em distração alveolar tende a simplificar a cirurgia e diminuir o número de acidentes transoperatórios; porém, sugeriram a possibilidade de diminuir a taxa de êxito da reabilitação final.

KERR *et al.* (2008) estudaram a utilização do ultrassom para acelerar a cicatrização, após extração, e minimizar a perda de osso alveolar, analisados por tomografia volumétrica de feixe cônico. As aplicações foram realizadas por 20 minutos em dez sessões, utilizando transdutor piezoelétrico ao longo das quatro semanas subsequentes. A análise da alteração dimensional em todas as medidas de altura vertical e largura horizontal, não demonstraram diferenças de significância estatística entre os grupos de ultrassom e controle. A análise da alteração dimensional, em todas as medidas de altura vertical e largura horizontal, não demonstrou diferenças de significância estatística entre os grupos de ultrassom e controle. A análise da alteração da altura vertical bucal em relação à largura da linha de base cristal também não demonstrou diferença. Não houve nenhum benefício significativo para o ultrassom em relação às dimensões ósseas após a extração do dente.

Segundo LABANCA *et al.* (2008), o uso de vibrações de ultrassom para osteotomias reduz os danos aos osteócitos e favorecem a sobrevivência das células ósseas, durante a coleta do osso. A remoção de osso autógeno

colhido com fresas de alta e baixa velocidades foi comparada com fresas para implantes, cinzéis, osteótomos e piezoeletrecidade. O osso foi examinado por análise histomorfométrica, avaliando porcentagem de osso vital e necrótico, número de osteócitos por unidade de superfície. Concluíram que o cinzel e a cirurgia piezoelétrica foram os melhores métodos para colher osso vital.

LANDES *et al.* (2008) estudaram a viabilidade da osteotomia piezoelétrica como substituta da serra convencional em cirurgia ortognática. Foram avaliadas: técnica operatória, sangramento, tempo operatório e integridade da inervação. A osteotomia piezoelétrica reduziu a perda sanguínea e o dano ao nervo alveolar inferior. Complicações sérias como hemorragia, necrose, paralisia do nervo facial ocorreram com menor incidência com a osteotomia piezoelétrica, quando comparadas com as técnicas convencionais.

LECLERCQ, ZENATI, DOHAN (2008) estudaram algumas aplicações clínicas do ultrassom piezoelétrico, como remoções traumáticas de implantes osteointegrados, remoção de enxertos em regiões retromolares e mentonianas e lateralização de nervo alveolar inferior. Concluíram que o sistema mostrou maior segurança para o cirurgião, oferecendo maior conforto ao paciente, reduzindo os traumas causados pelas fresas, serras e cinzéis. A técnica facilitou procedimentos próximos ao nervo alveolar inferior. Porém, o dispositivo apresentou deficiências em relação à fragilidade das pontas e dificuldade de corte em ossos muito densos. O custo na reposição de pontas fraturadas foi recompensado pela maior

facilidade e segurança, durante a remoção do enxerto ósseo, evitando o uso de cinzéis e martelos.

MAURER *et al.* (2008) estudaram as diferenças entre três técnicas de osteotomia, realizando análise quantitativa da rugosidade das superfícies ósseas osteotomizadas em crânios de coelhos. As técnicas utilizadas foram microbroca Lindemann e dois osteótomos ultrassônicos. As superfícies foram examinadas por microscopia óptica, microscopia eletrônica de superfície ambiental e por microscopia confocal a *Laser*. A técnica de ultrassom preservou a estrutura original do osso. Os valores observados para a rugosidade superficial foram de 5,7 micra (μm) (broca Lindemann), 2,48 μm para a ponta (OT7) e 3 μm para a (OT6). Houve diferença estatística entre os valores da broca e as pontas de ultrassom. As diferenças micromorfológicas, após o uso de técnicas de osteotomia diferentes, foram claramente identificadas.

STACCHI *et al.* (2008) relataram um caso de paciente que recebeu implante mal posicionado. O ultrassom piezoelétrico permitiu sua reposição em posição adequada, por meio de osteotomia estreita, precisa e segura, permitindo a movimentação do implante juntamente com o osso circundante, além de permitir maior potencial de cura dos tecidos, em comparação com discos e fresas. Concluíram que os dispositivos ultrassônicos poderiam ser utilizados no reposicionamento de implantes instalados, inadequadamente, em posição inclinada.

STÜBINGER *et al.* (2008) apontaram o alto risco de dano acidental às estruturas adjacentes aos tecidos moles, como os nervos, por broca ou serra odontológica. O uso do ultrassom possibilitou superar essas complicações,

por ser minimamente invasiva e precisa, limitada aos tecidos duros mineralizados. Um aparelho *Piezosurgery*[®] foi utilizado em 60 pacientes, para diferentes procedimentos de aumento ósseo antes da colocação do implante dental. Foi empregado para elevação do seio maxilar, aumento do rebordo com enxerto autógeno em bloco, divisão de crista alveolar e lateralização do nervo alveolar. O dispositivo permitiu corte seletivo micrométrico e sítio cirúrgico claro, devido ao efeito de cavitação criado pela solução de refrigeração e a ponta oscilante. Nenhum sangramento excessivo ou complicação grave foi encontrado na cicatrização de feridas no pós-operatório. No entanto, os procedimentos cirúrgicos foram mais demorados. Piezocirurgia[®] é uma técnica de osteotomia vantajosa para estruturas delicadas nas regiões oral e maxilofacial. Em relação à segmentação de ossos finos e frágeis, a aplicação do ultrassom mostrou-se superior a outros instrumentos mecânicos devido à precisão de corte, do fácil manuseio, da ablação óssea eficiente e dos danos acidentais mínimos para estruturas moles adjacentes.

HARDER *et al.* (2009) avaliaram e compararam o desempenho de corte do tecido ósseo em fêmur bovino, e a temperatura gerada por três aparelhos ultrassônicos para cirurgia. Foram utilizadas serra do *Piezosurgery*[®] II (*Mectron*), *Piezotome* (*Acteon*) e *SurgySonic* (*American Dental Systems / Gunther Jerney*). A profundidade de corte foi padronizada em três mm. A temperatura intraóssea foi medida por meio de um termopar com fibra de vidro isolado. O desempenho de corte foi definido pelo tempo necessário para atingir a profundidade estipulada. O *Piezotome* e o *Piezosurgery*[®] II mostraram desempenho significativamente maior do que o corte

SurgySonic. O *Piezotome* produziu o menor aumento de temperatura intraóssea.

DANZA, GUIDI, CARINCI (2009) realizaram estudo retrospectivo comparando a taxa de sucesso de implantes instalados, com e sem divisão de crista pelo ultrassom piezoelétrico. Para detectar se a expansão da crista produzia melhor resultado clínico, em comparação aos instalados em crista não dividida, verificou-se a perda óssea na crista em implantes carregados proteticamente. Não houve diferença significativa entre as técnicas, apesar de ter sido observado maior tendência a perda de crista nos implantes instalados pela divisão com o ultrassom.

FAEDA *et al.* (2009), empregando teste biomecânico, avaliaram a força necessária para remover implantes com superfícies modificadas por *Laser*, em comparação com os implantes com superfícies usinadas. Vinte e quatro coelhos receberam um implante com cada tratamento de superfície. Após 4 e 8 semanas de cicatrização, o torque de remoção foi medido. As superfícies estudadas foram analisadas de acordo com sua topografia, composição química e rugosidade. A diferença entre as superfícies em todos os períodos de avaliação foi estatisticamente significativa. A caracterização superficial mostrou que uma topografia profunda e regular foi fornecida pelo condicionamento a *Laser*. Com base nesses resultados, foi possível concluir que as propriedades físico-químicas das superfícies modificadas ofereceram maior interação osso-implante.

KFOURI *et al.* (2009) descreveram que a piezocirurgia possui características durante as osteotomias, como cortes extremamente precisos, seletivos, milimétricos e campo cirúrgico claro. A técnica utiliza

frequências ultrassônicas que fazem vibrar pontas especialmente desenhadas que oscilam, permitindo uma osteotomia efetiva com mínima injúria aos tecidos moles adjacentes, membrana e tecidos nervosos. Esse trabalho apresentou várias aplicações da piezeletricidade em cirurgia oral implantológica como na remoção de osso autógeno; janela óssea durante a elevação da membrana sinusal e remoção de implantes fraturados. O efeito cavitacional promovido pela vibração da ponta e o *spray* de soro fisiológico, proporcionaram um campo livre de sangramento e de fácil visualização. Concluíram que a cirurgia piezelétrica é um novo procedimento cirúrgico que apresenta vantagens para cortes ósseos em múltiplas situações em implantodontia, com grandes vantagens em comparação com instrumentações convencionais. Porém o tempo operatório apresentou-se maior.

MOON *et al.* (2009) avaliaram a osteointegração de implantes instalados em mandíbula, após osteotomia piezoelétrica para aumento vertical em segmento atrofico anterior, por meio de estudos clínicos e histológicos. Uma biópsia foi removida da região óssea, aumentada e três implantes foram instalados seis meses mais tarde. As análises mostraram nova formação tecidual com ausência de reações inflamatórias importantes.

TETÈ *et al.* (2009) compararam a reposta do tecido ósseo após osteotomias, utilizando fresas cortantes e o aparelho piezoelétrico por meio de análise histomorfométrica. Amostras foram removidas em cirurgias de enxerto para aumento maxilar antes da instalação de implantes. Osteoblastos obtidos foram colocados em meio de cultura para proliferação, avaliando o tempo que se iniciava seu crescimento. A análise

mostrou que a linha de necrose nas margens da osteotomia não apresentou diferença significativa. O tempo de crescimento inicial e de confluência das células de ambas as técnicas, também não mostrou diferença estatística. Concluíram que as osteotomias realizadas com qualquer dos equipamentos testados não influíram consideravelmente na vitalidade do tecido ósseo.

DI ALBERTI *et al.* (2010) estudaram a osteointegração do osso alveolar, ao redor de implantes instalados pela osteotomia piezoelétrica, em comparação com a técnica convencional por meio de diferenças radiográficas, observando-se a evolução da densidade óptica óssea peri-implantar. Radiografias foram realizadas após as cirurgias, nos períodos de 30, 60 e 90 dias, utilizando-se densitometria. Os resultados mostraram que o sistema piezoelétrico promoveu maior densidade óssea, sendo uma terapia previsível, com índice de 100% de êxito neste estudo.

KIM *et al.* (2010) avaliaram a variação de temperatura durante a baixa velocidade de perfuração em costelas de porco, utilizando termografia. A produção de calor foi comparada por três sistemas de perfuração de implante. Os sistemas utilizados foram broca (2,0mm/2,5mm), que estabelece a direção do implante e, finalmente, 3,0 milímetros e uma broca piloto. As imagens térmicas foram registradas usando o sistema IRI1001 (*Infrared Integrated Systems Ltd.*). A temperatura basal foi de 31 ± 1 ° C. Não houve diferença significativa na produção de calor entre os três sistemas de perfuração para instalação de implante. Nenhum sistema produziu calor superior a 47 ° C, que é a temperatura crítica para a necrose do osso em baixa velocidade.

SALAMI *et al.* (2010), avaliaram a utilização do dispositivo piezoelétrico em mastoidectomias, comparando os resultados com o método tradicional realizado por microfresas. O dispositivo mostrou ser mais eficaz, com excelente controle dos efeitos secundários sobre as estruturas adjacentes. O tempo operatório foi o mesmo em comparação com as microfresas. Todos os pacientes tiveram boa recuperação, sem incidentes. O aparelho proporcionou corte eficaz e preciso, além de processo apropriado de cura da ferida.

SOHN *et al.* (2010) compararam a eficácia das pontas piezoelétricas nas incidências de perfurações da membrana em cirurgias de enxertos sinusais, comparando-se serra e ponta esférica diamantada piezoelétrica. O estudo consistiu em 127 procedimentos de aumento sinusal. A taxa de perfuração da membrana foi analisada. Sete perfurações foram encontradas (5,51%). Seis perfurações foram realizadas pela serra e uma pela ponta esférica diamantada. Concluíram que não houve diferença estatística significativa entre as técnicas, sendo ambas capazes de confeccionar janelas sinusais.

HSU *et al.* (2011) projetaram sistema de estimulação da osteointegração por ultrassom de implantes de titânio, comparando seus efeitos contínuo e pulsado. Células osteoblásticas foram semeadas na superfície do titânio; em seguida, aplicado o ultrassom por três min/dia, com frequência de 1MHz e intensidade de 0,05, 0,15 e 0,30W/cm. As células foram analisadas para viabilidade e fosfatase alcalina. A cultura de tecidos foi realizada por meio de colocação de placa de titânio na calota craniana de rato em resposta à estimulação do ultrassom. No ensaio *in vivo*,

os implantes foram inseridos na tíbia de coelho e, em seguida, estimulados pelo ultrassom por dez minutos diários por 30 dias. A análise histomorfométrica indicou que, com o ultrassom pulsado, o fluxo sanguíneo e as fibras colágenas foram mais prevalentes em torno de implantes de titânio, e a formação óssea foi mais acelerada. A intensidade do ultrassom pulsado pôde acelerar a proliferação celular e promover a maturação das fibras colágenas e a osteointegração.

MÉTODOS

4. MÉTODOS

4.1 DESENHO DA PESQUISA

O presente estudo é experimental, primário, intervencional, autocontrolado, analítico, longitudinal, prospectivo, randomizado e realizado em centro único. Foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), sob o protocolo nº 0148/09 (APÊNDICE 1).

4.2 AMOSTRA

Vinte e quatro coelhos brancos, machos, linhagem Nova Zelândia, com média de idade de quatro meses e peso aproximado de 2,70kg, procedentes do biotério da UNIFESP, do Centro de Desenvolvimento de Modelos Experimentais em Medicina (CEDEME), foram individualmente preservados em gaiolas especiais com 80cm³, em área específica para manutenção e experimentação, sendo as trocas de higienização e a alimentação realizadas pelos técnicos do CEDEME. Foram mantidos em temperatura e umidade controladas, ciclo de iluminação claro/escuro de 12 em 12 horas, com ração (Nuvital R[®]) e água *ad libitum*.

4.3 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Os animais foram distribuídos em três grupos. Noventa e seis implantes de titânio foram instalados (N=96). Dois foram instalados na face medial da tíbia direita e dois na esquerda de cada animal, sendo dois pela técnica convencional (controle) do mesmo lado e dois pela cirurgia piezoelétrica (experimento), de acordo com aleatorização prévia. O Grupo I foi submetido à eutanásia em sete dias, o Grupo II em 14 dias e o Grupo III em 28 dias, quando, então, as amostras foram avaliadas histologicamente.

Todos os coelhos possuíam numeração própria tatuadas na orelha esquerda. A sequência operatória dos animais foi aleatorizada seguindo orientação do site <www.randomization.com>.

4.4 TÉCNICA OPERATÓRIA

Inicialmente, foi realizado um projeto piloto, para que fosse aprimorada a técnica operatória proposta, com a elaboração de um padrão metodológico.

Os animais foram privados de ração seis horas antes do ato operatório e pesados em balança de precisão. Foram sedados com Acepromazina 0,2mg/kg (Acepran[®]) e Cloridrato de Xilazina (ANASEDAN[®]) intramuscular, que possuem função tranquilizante e potencializadora dos agentes analgésicos. O uso prévio de Atropina subcutânea, 15 minutos antes da anestesia foi aplicado para se evitar os possíveis efeitos colaterais do

anestésico, como desidratação, taquicardia e tirotoxicose (excesso de hormônio tireoidiano).

Foram submetidos à anestesia geral por injeção intramuscular de Ketamina - 0,25ml/kg (Dopalen[®]). Foi administrado o antibiótico Enrofloxacina - 10% (Zelotri[®]) intramuscular, 2,5mg/kg uma vez ao dia, por três dias.

As áreas operadas foram tricotomizadas e submetidas à antissepsia local com solução de clorexidina a 2%. Campos estéreis isolaram a região da tíbia operada. Os animais foram colocados na mesa operatória em decúbito dorsal com rotação cervical lateral direita, para manter livres as vias aéreas.

A incisão estendeu-se por 40mm de comprimento (FIGURA 1), sendo realizada com lâmina de bisturi número 15, iniciando-se logo abaixo da articulação do joelho. Um retalho de espessura total deslocou a pele, músculo e periósteo, expondo o osso.



FIGURA 1. Extensão da incisão (40mm).

As lojas cirúrgicas foram criadas sempre pelo mesmo pesquisador, com fresas convencionais e pontas do dispositivo piezoelétrico com irrigação constante com soro fisiológico estéril (FIGURAS 2 e 3). O implante proximal foi instalado a sete mm da epífise articular, e o distal a dez mm do primeiro.



FIGURA 2. Perfuração com a ponta do ultrassom.

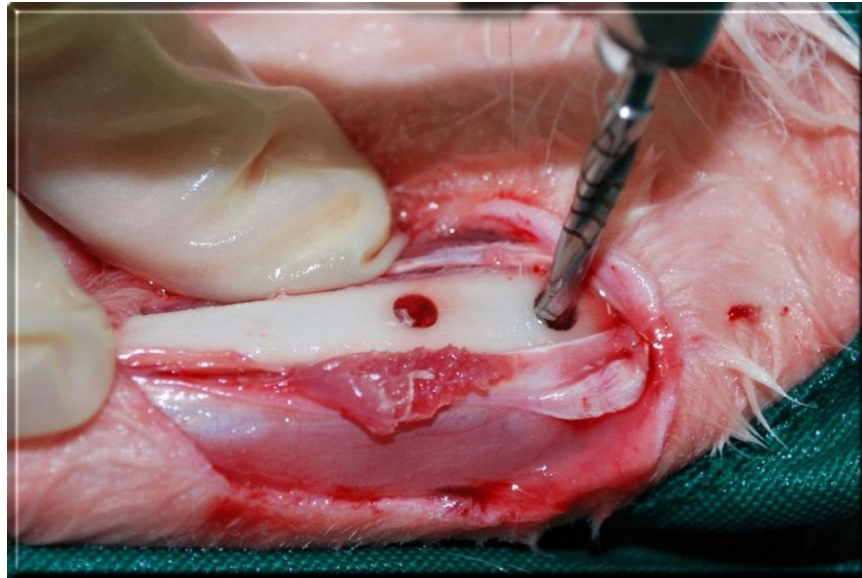


FIGURA 3. Perfuração com as fresas convencionais.

Um gabarito de titânio perfurado com 2,5mm de diâmetro padronizou a distância entre os implantes. A sequência dos diâmetros das fresas convencionais obedeceu ao escalonamento existente e preconizado pela literatura: lança 2,0mm, piloto $\frac{2}{3}$ e 2,8mm (FIGURA 4). Para a técnica piezoelétrica utilizou-se a sequência de pontas ilustradas na FIGURA 5.

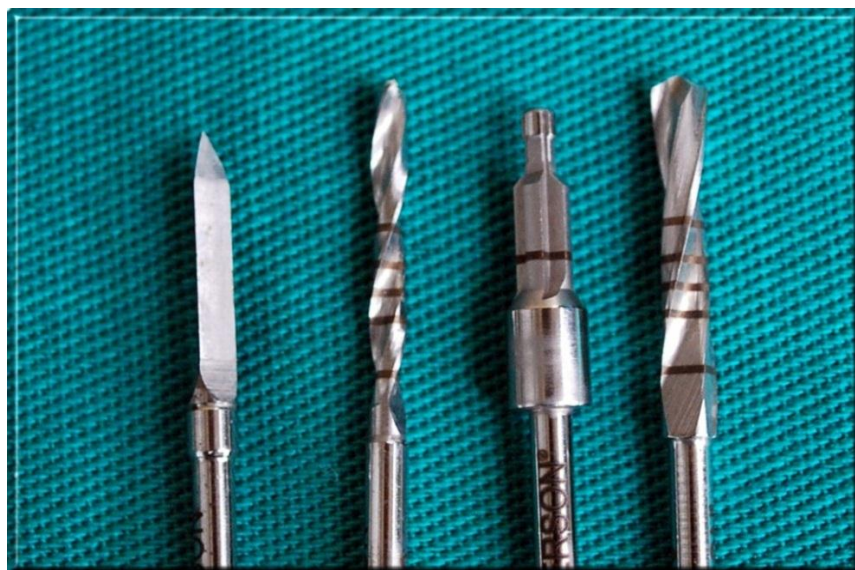


FIGURA 4. Sequência de fresas para perfuração (lança, 2,0mm, piloto, 2,8mm).



FIGURA 5. Sequência de pontas do aparelho de ultrassom: lança de nitreto e diamanta, 2,0mm cilíndrica e cônica e 2,8mm).

Foram utilizados motores da empresa *Driller*[®]/SP modelo BLM 500, com 1200rpm conectado a um contra-ângulo *Driller*[®] *Dentsclair* 20:1/SP, para instalação dos implantes pela técnica convencional e o aparelho *Piezosonic* da empresa *Driller*[®] de 50W de potência, para instalação dos implantes pela técnica piezoelétrica. Os instrumentos de perfuração foram aferidos pelo fabricante antes de cada procedimento (ANEXO).

Foram utilizados implantes de titânio da marca *Serson*[®] - São Paulo/SP com 3,3mm de diâmetro e 6mm de comprimento com superfície tratada por oxidação a *Laser*, com a seguinte composição química: Ti 6 Al 4V. Os torques de inserção dos implantes foram medidos com torquímetro cirúrgico, apresentando torque médio de 40Ncm². O perióstio e os tecidos foram suturados com fio mononilon 4.0 marca *Ethicon*[®] *Johnson*. A analgesia pós-operatória foi administrada com Tramadol 5mg, por via intramuscular.

4.5 EUTANÁSIA E REMOÇÃO DOS ESPÉCIMES

Após os períodos experimentais, os animais foram submetidos à eutanásia por meio de superdosagem anestésica barbitúrica de tiopental sódico (Thiopentax[®]) intramuscular (3 ml).

As amostras foram removidas para análise histológica após 7, 14 e 28 dias da cirurgia. Para isso realizou-se a incisão, novamente, com lâmina número 15, para expor o tecido ósseo da região operada.

Com disco de aço diamantado com diâmetro de 22mm, montado em mandril para peça reta de micromotor elétrico, *Beltec*[®] e irrigação constante com água destilada, seccionou-se as tíbias com 3,0mm de margem de segurança em relação às paredes laterais vizinhas aos implantes (FIGURA 6).



FIGURA 6. Secção da tíbia com margem de segurança de 3mm e paquímetro para padronizar o tamanho final da peça.

Para realizar as marcações na tíbia, que delimitaram os três mm de distância do corte em relação as paredes laterais dos implantes, foi utilizado o paquímetro e caneta Faber-Castell® CD *MARKER* preta com ponta média.

Cada amostra removida (FIGURA 7) foi lavada em água corrente, e imediatamente inserida em recipiente plástico identificado pelo número e grupo do coelho, contendo formol a 10% (formaldeído), por 72 horas.

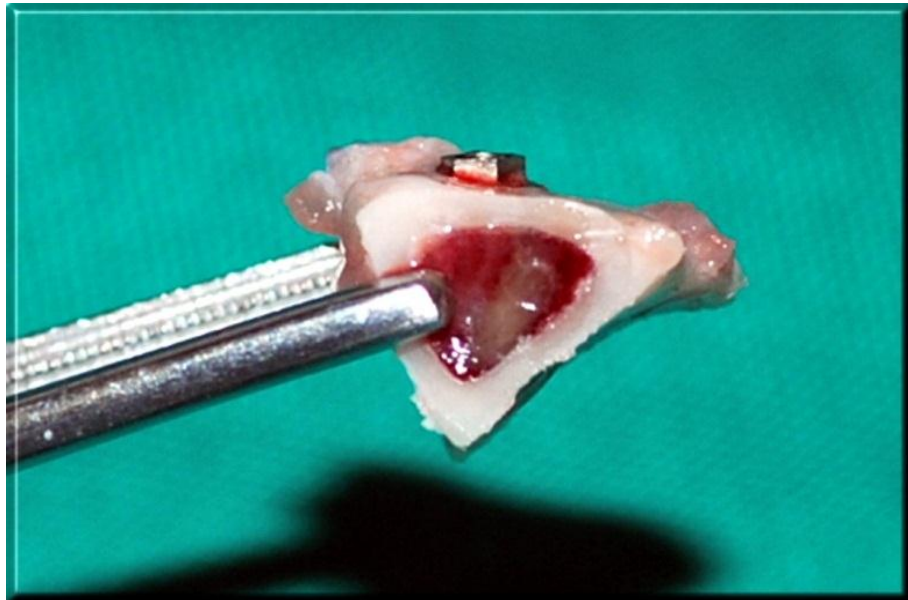


FIGURA 7. Tecido ósseo juntamente com o implante.

Cada implante foi identificado de acordo com sua posição de inserção na tíbia (A= superior direito, B= inferior direito, C= superior esquerdo e D= inferior esquerdo), seguida da numeração tatuada na orelha e das letras “C” para as instalações dos implantes pela técnica convencional e pela letra “P”, para a técnica piezoelétrica.

Exemplo: 170 AC (coelho 170, implante superior da tíbia direita, instalado pela técnica convencional).

4.6 INCLUSÃO

O tecido ósseo foi incluído em bloco de resina, no departamento de anatomia da USP, para análise microscópica.

O preparo iniciou-se com o processo de desidratação, mergulhando as peças em álcool 70 por 24 horas e posteriormente em álcool a 100%, realizando a troca após 24, 48 e 56 horas, facilitando a penetração da resina. O passo seguinte foi a diafanização, que consistiu em mergulhar-se as peças em xilol por 48 horas (trocando a solução após as primeiras 24 horas), para remoção das impurezas. A inclusão foi realizada com a imersão as amostras em frasco de vidro com tampa, de aproximadamente 20ml, que serviu de molde para a resina. As peças permaneceram de 5 a 6 dias mantidas em geladeira, em solução de 25% de dibutilftalato e 75% de metilmetacrilato.

Para ativação da resina utilizou-se 1% de peróxido de benzoila, por 4 a 6 dias. Após sua polimerização, foram levadas à estufa a 37° C por 48 horas e o vidro quebrado para obtenção de um bloco endurecido. O frasco foi quebrado, e obteve-se um bloco retangular com o auxílio de serra, sendo respectivamente lixado e identificado, estando pronto para a microtomia.

4.7 MICROTOMIA E PREPARO DAS LÂMINAS

Utilizou-se o micrótomo *EXAKT BAN SYSTEM 300 CP*[®], do Laboratório de Tecidos Mineralizados do Departamento de Anatomia Humana do Instituto de Ciências Biomédicas (ICB-USP) do Departamento de Ensino e Pesquisa para a Saúde.

O micrótomo possuía uma lâmina de tungstênio, que permitiu efetuar os cortes dos blocos com precisão, incluindo o tecido ósseo e os implantes de titânio (FIGURA 8). O aparelho efetuou cortes de dez μm de espessura, dando origem a finas camadas de tecido ósseo, juntamente com os implantes (FIGURA 9), que foram coladas com cianocrilato em lâminas de acrílico incolor e transparente, com dois mm de espessura.

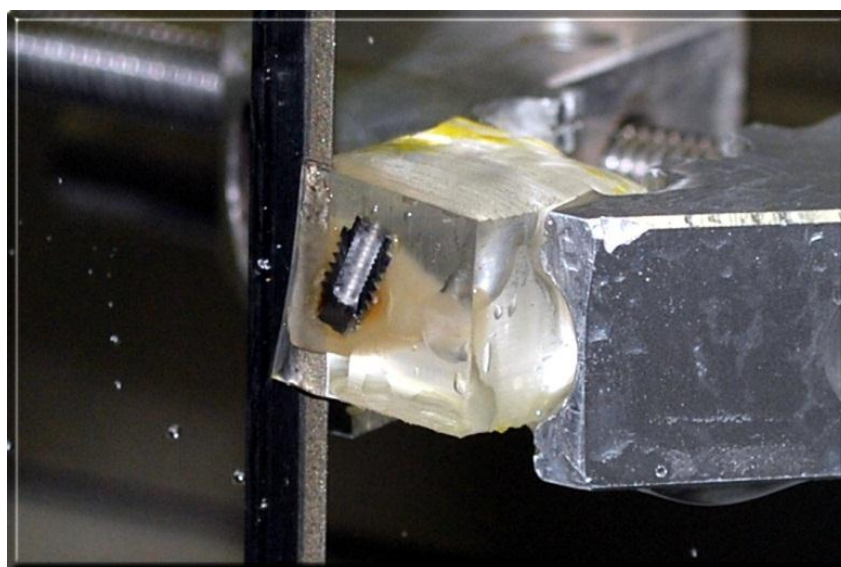


FIGURA 8. Micrótomo cortando o bloco contendo o implante e o osso circundante.

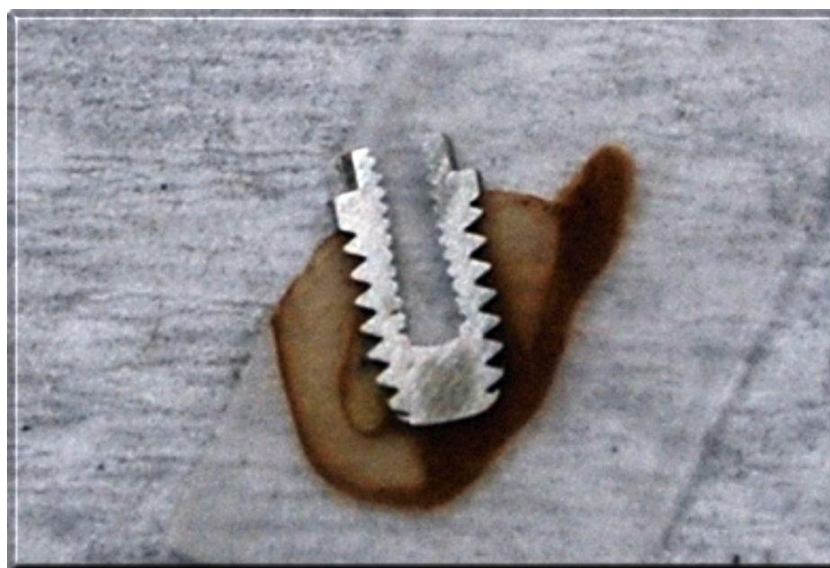


FIGURA 9. Amostra após a microtomia.

Os cortes foram afinados e polidos, para remoção dos riscos produzidos pela microtomia, por meio de lixas abrasivas de carbeto de silício não ferroso, nas granulações de 320, 600, 2400 e 4000, utilizadas nas máquinas Politriz metalográficas Mod. DP-10 e *EXAKT APPARATEBAU*[®] *GM B4 - 400 CS*. As lixas utilizadas foram *WS Flex Waterproof Hermes*[®] *P 3000* e *Buehler Microcut Silicon Carbide*[®] *P 4000*.

4.8 HISTOMORFOMETRIA

As lâminas foram coradas com solução de azul de toluidina por 30 minutos e analisadas em microscópio de luz fluorescente Nikon[®] E-600, do departamento de doenças ósseas da disciplina de nefrologia do Hospital do Rim da UNIFESP, acoplado a cursor, interface digitalizadora e *software Osteomeasure[®]* (*Osteometrics, Atlanta, GA, USA*).

A análise histomorfométrica foi realizada por sistema semiautomático, computadorizado de leitura, utilizando-se o *software* mencionado. Com aumento ótico de 200X, de cada corte histológico, foram selecionados os quatro primeiros campos a partir da plataforma protética do implante, localizados tanto à sua esquerda como à sua direita.

Os parâmetros histomorfométricos estudados foram o volume ósseo ocupado pelo osso trabecular, em oito campos ao redor dos implantes expressos em porcentagem (BVTV), a média da espessura, separação e número de trabéculas ao redor dos implantes expressos em micra (Tb.Th e Tb.Sp) e milímetros (Tb.N), respectivamente, e a área de contato (interface) pela medição linear da superfície em contato direto entre o osso e o implante em porcentagem (Co.S) (FIGURAS 10, 11 e 12). As denominações dos parâmetros, assim como suas abreviaturas, seguiram as normas da *American Society of Bone and Mineral Research*.

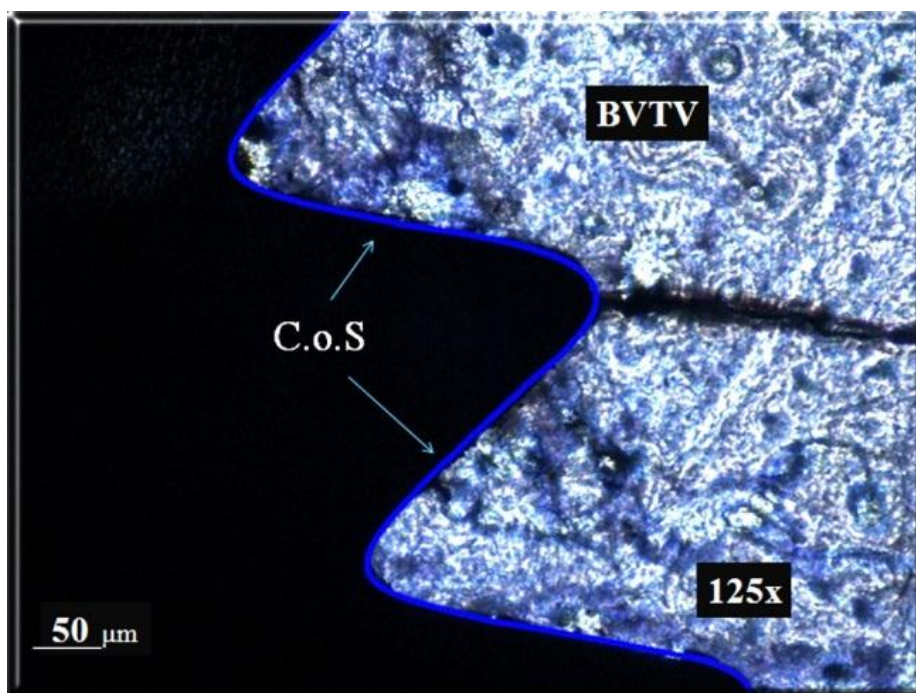


FIGURA 10. Desenho esquemático representando as variáveis BTVV e Co.S.

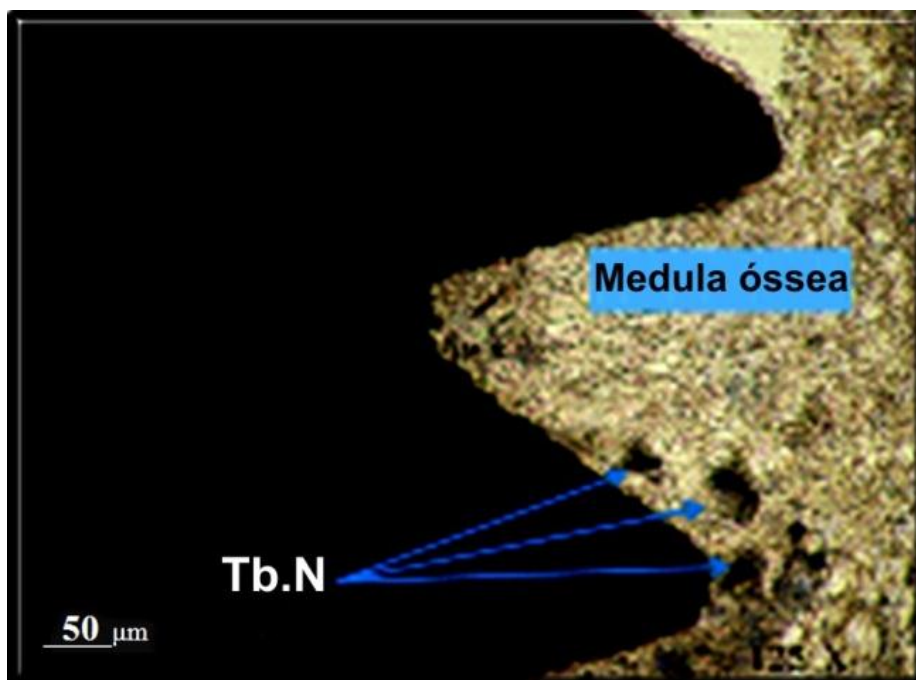


FIGURA 11. Desenho esquemático representando a variável Tb.N.

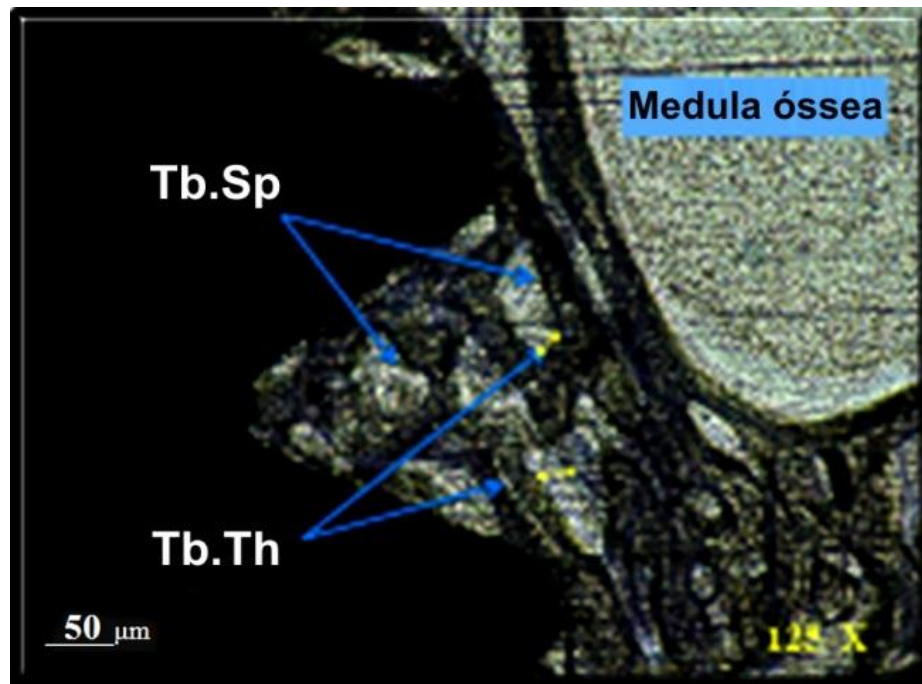


FIGURA 12. Desenho esquemático representando as variáveis Tb.Sp e Tb.Th.

4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Por testes paramétricos, foram verificadas as médias de neoformação óssea na interface osso/implante. Para comparar os dois métodos, para as cinco variáveis, foram realizados testes t de student para amostras pareadas. Adicionalmente, com o intuito de comparar-se a média entre os tempos de observação (7, 14 e 28 dias), foram realizados testes Análise de Variância (ANOVA). O índice de significância adotado foi de 5%.

As medidas das variáveis coletadas, segundo o método cirúrgico utilizado, o tempo de observação e posição do implante na tíbia, estão descritas nas TABELAS 3A, 3B e 3C.

Tendo em vista a suposição de normalidade, inerente à aplicação do teste t e da ANOVA, aplicou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov (TABELA 4) para a verificação desta suposição, não sendo verificada nenhuma falha.

Adicionalmente, para confirmar os resultados obtidos pelo teste t, optou-se, também, pela aplicação do teste não paramétrico de Wilcoxon (TABELA 5) para comparação entre os métodos, e do teste de Kruskal-Wallis (TABELA 6) para a comparação das médias em relação ao tempo, tendo sido observado resultados que corroboraram os obtidos pelo teste paramétrico.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1 VARIÁVEL BVTV

O grupo controle e experimental não apresentaram diferenças estatísticas aos 7 e 14 dias ($p=0,673$ e $p=0,062$, respectivamente). No último período analisado (28 dias), o método piezoelétrico apresentou aumento de volume médio ósseo ao redor do implante significativamente maior ($p=0,006$) em relação à técnica utilizada no grupo controle. Na avaliação desta variável ao longo do tempo, não se verificou-se alteração no método convencional ($p=0,291$) e no método piezoelétrico, notou-se uma elevação entre a primeira semana e as demais ($p<0,001$) (FIGURA 13).

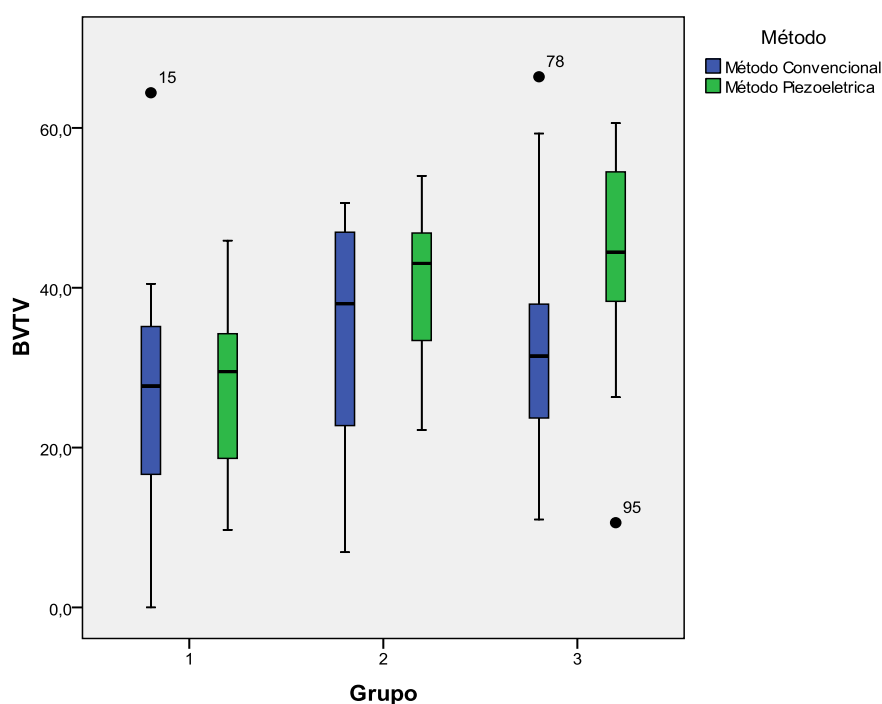


FIGURA 13. Gráfico boxplot - Distribuição da variável BVTV aos 7, 14 e 28 dias.

5.2 VARIÁVEL Tb.Th

Notou-se que aos sete dias não houve diferença estatística entre os métodos ($p=0,078$). Aos 14 dias, ambos apresentaram forte diminuição das medidas da espessura trabecular, mostrando diferença significativa (convencional – $p=0,039$; piezoelétrico – $p=0,003$). Posteriormente, aos 28 dias verificou-se retorno ao índice anterior em ambos os métodos, os quais foram considerados novamente similares ($p=0,217$) (FIGURA 14).

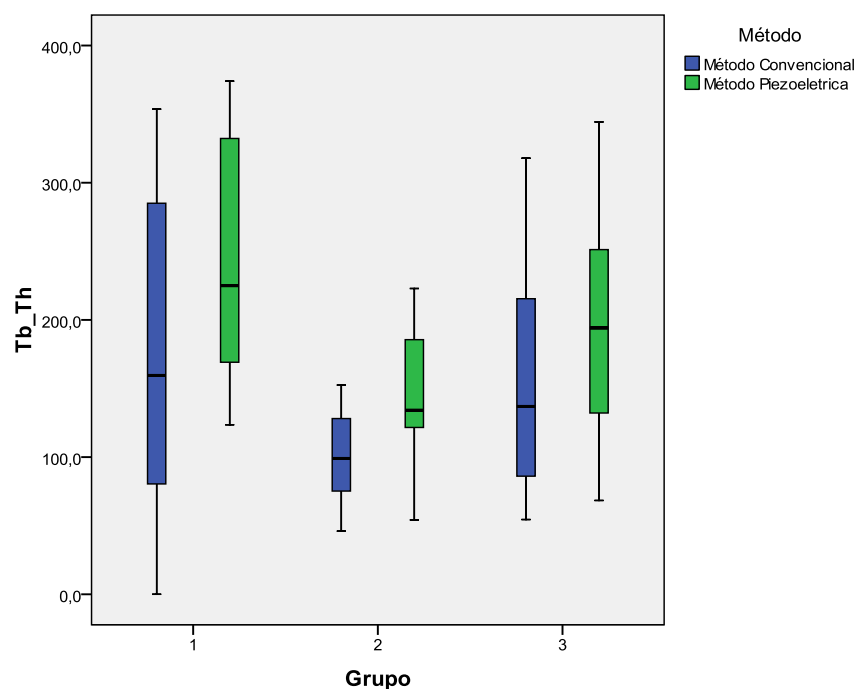


FIGURA 14. Gráfico boxplot - Distribuição da variável Tb.Th aos 7, 14 e 28 dia.

5.3 VARIÁVEL Tb.Sp

Houve diferença significativa entre os métodos aos sete dias ($p=0,026$), com maior índice de separação entre as trabéculas ósseas pela técnica piezoelétrica e posterior nível de significância similar aos 14 ($p=0,808$) e 28 dias ($p=0,314$). Em relação à evolução durante as semanas analisadas, verificou-se, no método piezoelétrico, queda acentuada da média de separação desta variável aos 14 dias. No método convencional, não houve mudanças no índice médio ($p=0,166$) (FIGURA 15).

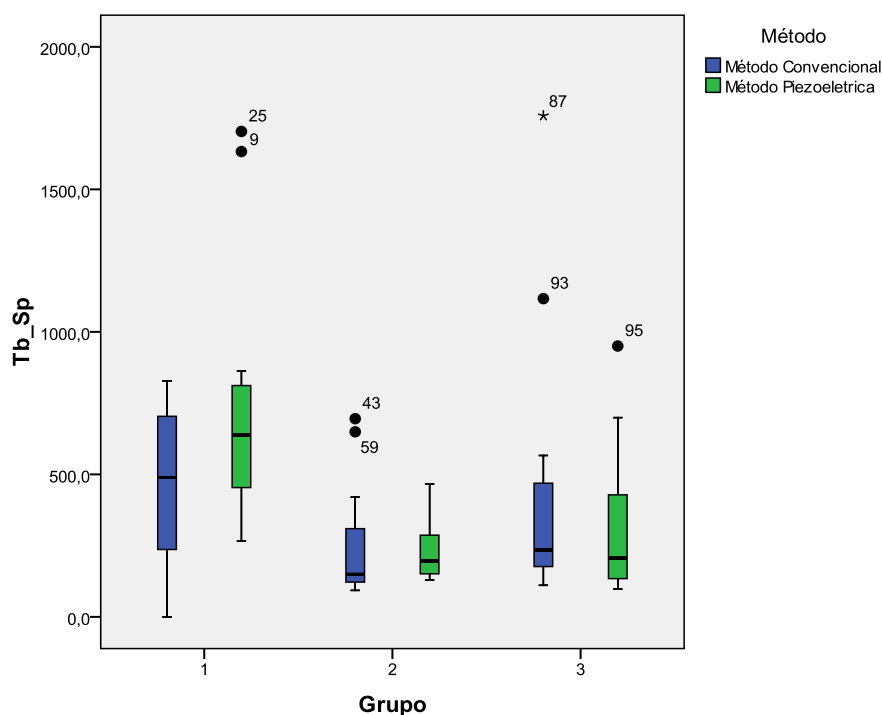


FIGURA 15. Gráfico boxplot - Distribuição da variável Tb.Sp aos 7, 14 e 28 dias.

5.4 VARIÁVEL Tb.N

Não houve diferenças significantes entre os métodos em nenhum dos tempos (7 dias - $p=0,270$; 14 dias - $p=0,162$; 28 dias - $p=0,714$). Contudo, observou-se que este parâmetro apresentou forte elevação aos 14 dias nos dois métodos, mantendo-se posteriormente constante tanto no grupo controle ($p<0,001$) como no experimental ($p<0,001$) (FIGURA 16).

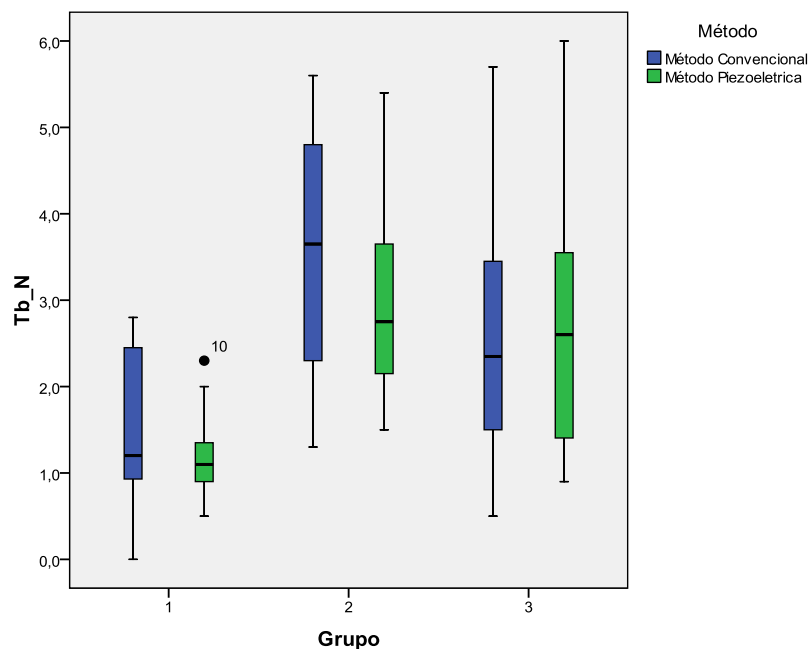


FIGURA.16. Gráfico boxplot - Distribuição da variável Tb.N aos 7, 14 e 28 dias.

5.5 VARIÁVEL Co.S

Observou-se contato na interface osso-implante maior pelo método ultrassônico aos 7 dias, com diferença estatística significativa ($p = 0,016$). Posteriormente, aos 28 dias, identificado uma similaridade entre eles ($p = 0,961$). Em relação ao comportamento ao longo do tempo, notou-se que, embora com índices mais elevados, a técnica piezoelétrica não apresentou mudanças em seu nível médio ($p = 0,745$). No método convencional, foi observado elevação da média dessa variável, igualando-se ao método experimental aos 28 dias ($p = 0,015$), (FIGURA 17).

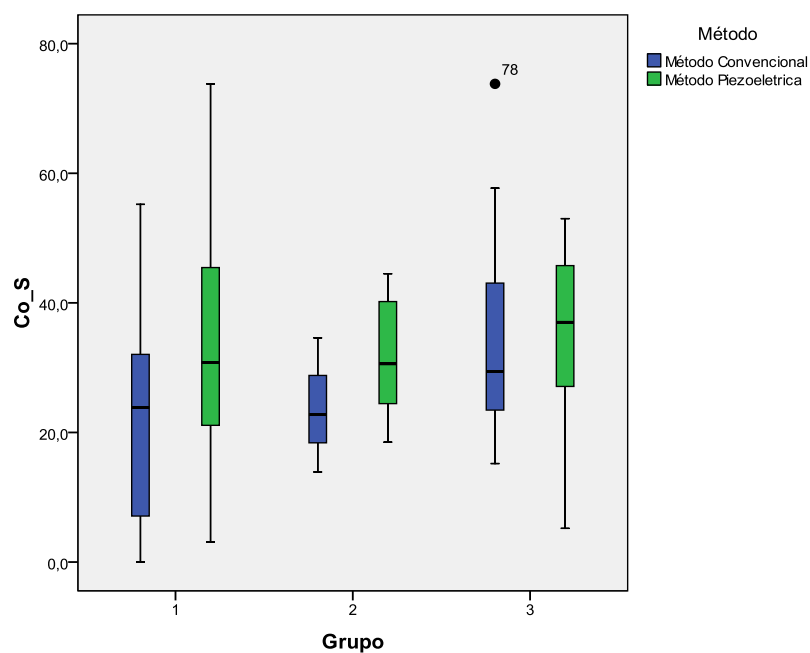


FIGURA 17. Gráfico boxplot - Distribuição da variável Co.S aos 7, 14 e 28 dias.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

Poucas ferramentas foram idealizadas para diminuir o trauma nas manobras cirúrgicas em Odontologia. VERCELLOTTI & POLLACK (2006), cirurgiões bucomaxilofaciais, desenvolveram a cirurgia piezoelétrica para promover a divisão de interfaces sólidas como o tecido ósseo baseado nos estudos de LECLERCQ, ZENATI, DOHAN (2008). LANDES *et al.* (2008), comentaram que o grande desafio cirúrgico em osteotomias consistia em desenvolver sistemas que pudessem cortar ossos sem exceder a temperatura de 47 graus causando necrose. Essas pesquisas auxiliaram a este estudo, pois a confecção de cavidades ósseas para colocação de implantes dentais necessita dos mesmos princípios.

As preocupações em relação a aquecimento, trauma e necrose, encorajaram vários autores a estudar a osteotomia piezoelétrica em várias áreas da odontologia, como METZGER *et al.* (2006) em cirurgias de lateralização do nervo alveolar inferior, SIERVO *et al.* (2004) e KFOURI *et al.* (2009) em cirurgias periodontais, extrações dentais, recessões radiculares e divisões de crista óssea. VERCELLOTTI, PAOLI, NEVINS, em 2001, simplificaram a cirurgia maxilar de aumento sinusal, evitando a perfuração da membrana. Este estudo procurou verificar a viabilidade da utilização desta técnica, comprovadamente útil em osteotomias, para produzir alvéolos para instalação de implantes dentais.

O trauma térmico provocado pelas fresas ao tecido ósseo pode influenciar diretamente no resultado da interface osso-implante devido a necrose celular. Estudos como os de JOCHUM & REICHART (2001) e de

CARDONI, MACBEATH, LUCAS (2006), mostraram que as vibrações do ultrassom, assim como o uso múltiplo de fresas, são capazes de elevar a temperatura de perfuração. Porém, quando refrigeradas, revelaram valores abaixo do índice de possibilidade de necrose óssea (KIM *et al.*, 2010). Nos resultados obtidos não foram observados sinais clínicos ou histológicos de superaquecimento ou necrose.

Em estudos experimentais, o modelo animal amplamente utilizado é o coelho, pelas similaridades quanto ao comportamento tissular e resposta biológica, como mostrado por JOHANSSON *et al.* (2000). Esses animais possuem grande capacidade de renovação celular e de metabolismo com regeneração óssea três vezes mais rápida que os humanos. JANUÁRIO *et al.* (2001) e BRENTEL *et al.* (2006), já estudavam por histomorfometria a formação e o reparo ósseo ao redor de implantes de titânio instalados em coelhos, calculando a massa óssea pós-operatória.

Para normatizar a técnica operatória, foi realizado estudo piloto que permitiu a elaboração de um gabarito de titânio perfeitamente adaptado à face medial da tíbia dos animais, tornando as perfurações padronizadas quanto à distância, diferentes dos autores consultados. As pontas foram desenhadas para este estudo, para elaboração de técnica cirúrgica específica para a implantodontia e, por consequência a necessidade de calibração da frequência e potência do aparelho.

HSU *et al.* (2011) projetaram um sistema por ultrassom para estimular a integração de implantes de titânio no osso adjacente em tíbias de coelhos, mostrando a importância da frequência utilizada. Células osteoblásticas

foram semeadas na superfície do titânio e, em seguida, aplicado o ultrassom por três minutos ao dia, com uma frequência de 1MHz e intensidade de 0,05, 0,15 e 0,30W e analisadas por histomorfometria. O fluxo sanguíneo e fibras colágenas aumentaram e a formação óssea foi mais acelerada, mostrando que a intensidade do ultrassom acelerou a proliferação celular, promovendo a maturação das fibras colágenas. No presente estudo, utilizou-se frequência da ponta de 30kHz e a potência do aparelho em 50W.

Outro fator que influenciou o método utilizado, foi a adequação do torque de inserção dos implantes em 40N/cm^2 de acordo com os estudos de BRENTTEL *et al.* (2006), evitando, deste modo, fraturar a tíbia dos animais.

A análise histomorfométrica realizada nos estudos de CHIRIAC *et al.* (2005), PRETI *et al.* (2007) e BERENGO *et al.* (2006), foi realizada com o *software Image Tool*, diferente do presente estudo que utilizou o *software Osteomeasure*[®], que se caracterizou por delimitar de modo padronizado, oito campos de estudo ao redor dos implantes, possibilitando a mensuração da evolução da média do volume ósseo, da superfície de contato e da disposição trabecular remodelada ao redor do implante. LABANCA *et al.* (2008), também, utilizaram análise histomorfométrica para estudar os danos aos osteócitos, causados pelas vibrações do ultrassom, avaliando porcentagem de osso vital e necrótico, disposição trabecular e número de osteócitos por unidade de superfície.

O presente estudo mostrou que a osteotomia piezoelétrica promoveu interface inicial de osteointegração significativamente maior em relação à

utilização das fresas convencionais. Esta reparação óssea mais rápida pode ser explicada pelos estudos de BERENGO *et al.* (2006) e GONZÁLEZ-GARCÍA (2008), que mostraram que a porcentagem de osso vital e o número de osteócitos com núcleo evidente, aumentaram em osso autógeno colhido pela cirurgia ultrassônica.

A rugosidade superficial, após a osteotomia, interfere na remodelação óssea e na porcentagem de contato com o implante. MAURER *et al.* (2008), estabeleceram diferenças entre brocas para instalação de implantes e osteótomo ultrassônico, por análise quantitativa da rugosidade das superfícies ósseas, sendo examinadas por microscopia óptica, microscopia eletrônica e por microscopia confocal a *Laser*. O estudo mostrou que as superfícies produzidas pelo ultrassom apresentaram-se mais irregulares.

Em relação a rugosidade superficial do corte, ARO *et al.* (1981) observaram, em coelhos, os efeitos histológicos após osteotomias com ultrassom piezoelétrico e uma serra. Embora mais áspera, a superfície produzida pela ponta do ultrassom mostrou que a regeneração do tecido processou-se sem diferenças significativas e menor camada necrótica superficial. Já METZGER *et al.* (2006) e MAURER *et al.* (2008) mostraram que a broca produziu um corte liso no osso, e o dispositivo piezoelétrico uma superfície irregular. A cura inicial da ferida, segundo METZGER *et al.* (2006), foi mais rápida com os instrumentos ultrassônicos; porém, não houve diferença significativa na cura da ferida após três meses. Este fato justifica os achados do presente estudo que apontou maior contato osso-implante (Co.S), na primeira semana pós-operatória.

STÜBINGER *et al.*, 2007, MAURER *et al.* (2007), TETE *et al.* (2009) e DI ALBERTI *et al.* (2010) mostraram a utilização de micrótomos para o preparo de laminas histológicas, com a finalidade de cortar tecido mineralizado. Porém, empregaram o processo de descalcificação óssea para sua realização. A prática aplicada neste estudo utilizou micrótomo especial (*Exact*), que possui uma fita de tungstênio capaz de realizar cortes de dez μm em tecidos mineralizados e no titânio, simultaneamente, sem necessidade de desmineralização, promovendo imagens fiéis da interface analisada.

O tempo de atuação das fresas, durante as perfurações, interferem no resultado da lise da estrutura trabecular óssea e na futura área de contato osso e implante. SIERVO *et al.* (2004) e GRUBER *et al.* (2005), mostraram que a desvantagem do método deveu-se ao tempo operatório mais longo nas cirurgias piezoelétrica. STÜBINGER *et al.* (2005) e SALAMI *et al.* (2010), discordando com o estudo anterior, que avaliava a utilização do dispositivo em mastoidectomias em comparação ao realizado por microfresas, concluíram que o tempo operatório foi o mesmo nas duas técnicas. Este estudo discorda que o fator tempo possa ser uma desvantagem, e sim a característica individual de cada método.

Segundo ARAÚJO & LUBIANA (2008), o osso compacto e trabecular, assim como a medula que ocupa o espaço entre elas, sofrem agressões durante os procedimentos de instalação dos implantes, passando por processo de regeneração pela ação celular e de substâncias que chegam ao local. No presente estudo, os dois métodos apresentaram variação de espessura trabecular similar, sendo observado que, aos 14 dias, houve

queda do índice médio em ambas as técnicas, provavelmente por tratar-se de período de maior atividade celular e de alterações mais profundas no processo de reposição de matriz mineralizada.

CHIRIAC *et al.* (2005) demonstraram, em osso cortical colhido por ultrassom e fresas convencionais, a influencia da cirurgia piezoelétrica na morfologia óssea e viabilidade celular. O osso autógeno, colhido com ultrassom, continha células vitais que se diferenciaram mais rapidamente em osteoblastos. STÜBINGER *et al.* (2008), utilizando-se desses mesmos instrumentos, observou que os fragmentos ósseos cicatrizaram e a medula óssea restabeleceu-se mais rapidamente que os métodos convencionais. Essas pesquisas corroboram com o presente estudo, que mostrou similaridade nos resultados entre os métodos de perfuração apresentados, sem áreas de necrose e viabilidade celular.

Em relação ao volume ósseo, os resultados desta investigação apontaram que os métodos convencional e piezoelétrico foram similares, tanto aos 7 como aos 14 dias, apresentando diferença, apenas, ao final do processo (28 dias), provavelmente devido a tendência do método experimental apresentar, ao longo do tempo, uma remodelação óssea mais favorável. Da mesma maneira, avaliando-se o comportamento desta variável ao longo do período analisado, notou-se elevação no volume ósseo quando utilizada as pontas ultrassônicas, mostrando que, com o passar das semanas, houve maior crescimento do tecido ao redor do implante utilizando esta técnica; fatos que corroboram com os estudos de LEUCHT *et al.* (2007).

Quanto a separação das trabéculas (Tb.Sp), os resultados deste experimento mostraram diferença significativa entre as metodologias aos sete dias, nos quais o método piezoelétrico apresentou valor superior ao do convencional, identificando-se, posteriormente, similaridade nos tempos em 14 e 28 dias. Verificou-se no método experimental, forte redução desta variável aos 14 dias, cujo índice foi mantido até o final do processo analisado. O resultado mostrou-se bastante coerente com os estudos da remodelação óssea, de STÜBINGER *et al.* (2007), que apontaram a separação trabecular inversamente proporcional ao volume ósseo ocupado, ou seja, quanto maior o volume ósseo encontrado ao redor do implante, menor a separação entre as trabéculas.

PERFETTI *et al.* (2006) e PRETI *et al.* (2007), compararam os fatores biológicos da osteointegração de implantes instalados com fresas cirúrgicas e a técnica piezoelétrica em tíbias de *minipigs*. Os animais foram submetidos à eutanásia no sétimo, décimo quarto e vigésimo oitavo dias. Os resultados mostraram maior número de células inflamatórias nos preparos com fresas, integração mais ativa com o ultrassom, redução expressiva de citocinas inflamatórias, além de osteogênese mais ativa nos locais dos implantes instalados pela cirurgia piezoelétrica. Baseado nesse trabalho, o presente estudo adotou os mesmos períodos para a análise, com intuito de verificar a remodelação óssea nas primeiras semanas, visto que é, conhecidamente, o período reparacional necrótico mais crítico para a possível perda dos implantes.

FAEDA *et al.* (2009) comparou, em tíbia de coelhos, a interface de osteointegração obtida, utilizando superfícies de implantes lisas e com

oxidação a *Laser*. Observaram resultados histológicos semelhantes entre as técnicas; porém, o torque de remoção foi maior para a superfície tratada. Esses resultados mostraram que esse tipo de superfície foi ideal para o presente estudo, por apresentar boa adesão ao tecido ósseo.

Já MAURER *et al.* (2007), verificaram em calvária de coelhos o resultado de técnicas de osteotomias, utilizando fresas convencionais e pontas ultrassônicas, examinando a superfície do tecido ósseo por microscopia de luz. Verificaram integridade e preservação da estrutura do tecido, disposição regular das trabéculas ósseas e melhora no processo de remodelação óssea pela técnica ultrassônica. Esses achados corroboram com os resultados encontrados neste estudo, em relação ao número de trabéculas. Este parâmetro apresentou elevação entre 7 e 14 dias, mantendo-se posteriormente constante, tanto no método convencional como piezoelétrico, mostrando que o número de trabéculas aumentou nas duas técnicas, exatamente no período de maior neoformação pós-traumática com as fresas.

DI ALBERTI *et al.* (2010) estudaram, em humanos, a área de contato ósseo ao redor de implantes instalados pela técnica piezoelétrica, comparando com a convencional por meio de análises radiográficas, verificando a densidade óptica óssea. Observaram similaridade entre as técnicas. No presente estudo, a área de contato entre o osso e o implante (Co.S) apresentou média distinta aos sete dias e, posteriormente, aos 28 dias, foi identificada similaridade entre ambas. Em relação ao comportamento ao longo do tempo, notou-se que, enquanto a técnica piezoelétrica não apresentou mudanças em seu índice médio (sempre mais

elevado), no método convencional houve elevação da média desta variável, aos 28 dias, quando se igualou ao método experimental. LEUCHT *et al.* (2007) verificaram que a proliferação e diferenciação celular ósseas ao redor dos implantes, durante o processo de remodelação, acontecia desde as primeiras fases de cicatrização.

6.1 PERSPECTIVAS

Comparar a técnica convencional e piezoelétrica em osteotomias, verificando e quantificando os possíveis danos térmicos que possam produzir ao osso, assim como estudar a rugosidade superficial, por meio de análises por microscopia eletrônica de varredura e microscopia de força atômica. Estudos futuros podem relacionar-se a ensaios biomecânicos e aplicações clínicas da técnica ultrassônica na preparação de avéolos para instalação de implantes dentais de titânio .

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

A cirurgia piezoelétrica mostrou-se eficaz para produção de alvéolos ósseos para a integração de implantes dentais de titânio em coelhos, podendo ser alternativa viável para utilização clínica.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

Araújo M, Lubiana NF. Características dos tecidos periimplantares [online]. *Periodontia*. 2008 Dez;18(4):8-13. Disponível em: <http://www.revistasobrape.com.br/arquivos/dez2008/artigo1.pdf>.

Aro H, Kallioniemi H, Aho AJ, Kellokumpu-Lehtinen P. Ultrasonic device in bone cutting. A histological and scanning electron microscopical study. *Acta Orthop Scand*. 1981 Feb;52(1):5-10.

Barone A, Marconcini S, Giacomelli L, Rispoli L, Calvo JL, Covani U. A randomized clinical evaluation of ultrasound bone surgery versus traditional rotary instruments in lower third molar extraction. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Feb;68(2):330-6.

Berengo M, Bacci C, Sartori M, Perini A, Della Barbera M, Valente M. Histomorphometric evaluation of bone grafts harvested by different methods [Article in English, Italian]. *Minerva Stomatol*. 2006 Apr;55(4):189-98.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983 Sep;50(3):399-410.

Brentel AS, de Vasconcellos LM, Oliveira MV, Graça ML, de Vasconcellos LG, Cairo CA, et al. Histomorphometric analysis of pure titanium implants with porous surface versus rough surface. *J Appl Oral Sci*. 2006 Jun;14(3):213-8.

Cardoni A, MacBeath A, Lucas M. Methods for reducing cutting temperature in ultrasonic cutting of bone. *Ultrasonics*. 2006 Dec 22;44 Suppl 1:e37-42.

Chiriac G, Hertzen M, Schwarz F, Rothamel D, Becker J. Autogenous bone chips: influence of a new piezoelectric device (Piezosurgery) on chip morphology, cell viability and differentiation. *J Clin Periodontol*. 2005 Sep;32(9):994-9.

Cimino WW. Ultrasonic surgery: power quantification and efficiency optimization. *Aesthet Surg J*. 2001 May;21(3):233-41.

Danza M, Guidi R, Carinci F. Comparison between implants inserted into piezo split and unsplit alveolar crests. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Nov;67(11):2460-5.

Di Alberti L, Donnini F, Di Alberti C, Camerino M. A comparative study of bone densitometry during osseointegration: piezoelectric surgery versus rotary protocols. *Quintessence Int*. 2010 Sep;41(8):639-44.

Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vandersloten J, et al. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Arch Oral Biol*. 2006 Jan;51(1):1-9.

Eggers G, Klein J, Blank J, Hassfeld S. Piezosurgery: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2004 Oct;42(5):451-3.

-
- Faeda RS, Tavares HS, Sartori R, Guastaldi AC, Marcantonio E Jr. Evaluation of titanium implants with surface modification by laser beam. Biomechanical study in rabbit tibias. *Braz Oral Res.* 2009 Apr-Jun;23(2):137-43.
- Garg AK. Using the Piezosurgery device: basics and possibilities. *Dent Implantol Update.* 2007 Jan;18(1):1-4.
- Geha HJ, Gleizal AM, Nimeskern NJ, Beziat JL. Sensitivity of the inferior lip and chin following mandibular bilateral sagittal split osteotomy using Piezosurgery. *Plast Reconstr Surg.* 2006 Dec;118(7):1598-607.
- Gleizal A, Bera JC, Lavandier B, Beziat JL. Piezoelectric osteotomy: a new technique for bone surgery-advantages in craniofacial surgery. *Childs Nerv Syst.* 2007 May;23(5):509-13.
- González-García A, Diniz-Freitas M, Somoza-Martín M, García-García A. Piezoelectric and conventional osteotomy in alveolar distraction osteogenesis in a series of 17 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008 Sep-Oct;23(5):891-6.
- Gruber RM, Kramer FJ, Merten HA, Schliephake H. Ultrasonic surgery--an alternative way in orthognathic surgery of the mandible. A pilot study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005 Sep;34(6):590-3.
- Harder S, Wolfart S, Mehl C, Kern M. Performance of ultrasonic devices for bone surgery and associated intraosseous temperature development. *J Oral Maxillofac Implants.* 2009 May-Jun;24(3):484-90.

Hsu SK, Huang WT, Liu BS, Li SM, Chen HT, Chang CJ. Effects of near-field ultrasound stimulation on new bone formation and osseointegration of dental titanium implants in vitro and in vivo. *Ultrasound Med Biol*. 2011 Mar;37(3):403-16.

Januário AL, Sallum EA, de Toledo S, Sallum AW, Nociti JF Jr. Effect of calcitonin on bone formation around titanium implant. A histometric study in rabbits. *Braz Dent J*. 2001;12(3):158-62.

Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Apr;11(2):139-43.

Johnsson AA, Jacobsson M, Granström G, Johansson CB, Strid K, Turesson I. A microradiographic investigation of cancellous bone healing after irradiation and hyperbaric oxygenation: a rabbit study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2000 Sep 1;48(2):555-63.

Kerr EN, Mealey BL, Noujeim ME, Lasho DJ, Nummikoski PV, Mellonig JT. The effect of ultrasound on bone dimensional changes following extraction: a pilot study. *J Periodontol*. 2008 Feb;79(2):283-90.

Kfoury FA, Duailibi MT, Bretos JLG, Ferreira LM, Duailibi SE. Cirurgia piezoelétrica em implantodontia: aplicações clínicas [online]. *RGO*. 2009 Jan-Mar;57(1):121-6. Disponível em: www.revistargo.com.br/include/getdoc.php?id=3206&article=1548.

Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci.* 2010 Sep-Oct;18(5):522-7.

Labanca M, Azzola F, Vinci R, Rodella LF. Piezoelectric surgery: twenty years of use. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Jun;46(4):265-9.

Lambrecht JT. Intraoral piezo-surgery.2004; *Schweiz Monatsschr Zahnmed*;114(1):28-36.

Landes CA, Stübinger S, Ballon A, Sader R. Piezoosteotomy in orthognathic surgery versus conventional saw and chisel osteotomy. *Oral Maxillofac Surg.* 2008 Sep;12(3):139-47.

Leclercq P, Dohan D. De l'intérêt du bistouri ultrasonore en implantologie: technologies, applications cliniques: 1^{re} partie: technologies [online]. *Implantodontie.* 2004 Jul-Sep;13(3)151:7. Disponível em: <http://www.em-consulte.com/article/28143/resultatrecherche/1>.

Leclercq P, Zenati C, Dohan DM. Ultrasonic bone cut part 2: State-of-the-art specific clinical applications. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Jan;66(1):183-8.

Leucht P, Kim JB, Wazen R, Currey JA, Nanci A, Brunski JB, Helms JA. Effect of mechanical stimuli on skeletal regeneration around implants. *Bone.* 2007 Apr;40(4):919-30.

Maurer P, Kriwalsky MS, Block Veras R, Brandt J, Heiss C. [Light microscopic examination of rabbit skulls following conventional and Piezosurgery osteotomy] [Article in German]. *Biomed Tech (Berl)*. 2007 Oct;52(5):351-5.

Maurer P, Kriwalsky MS, Block Veras R, Vogel J, Syrowatka F, Heiss C. Micromorphometrical analysis of conventional osteotomy techniques and ultrasonic osteotomy at the rabbit skull. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Jun;19(6):570-5.

Metzger MC, Bormann KH, Schoen R, Gellrich NC, Schmelzeisen R. Inferior alveolar nerve transposition--an in vitro comparison between piezosurgery and conventional bur use. *J Oral Implantol*. 2006;32(1):19-25.

Moon JW, Choi BJ, Lee WH, An KM, Sohn DS. Reconstruction of atrophic anterior mandible using piezoelectric sandwich osteotomy: a case report. *Implant Dent*. 2009 Jun;18(3):195-202.

Nakagawa H, Kim SD, Mizuno J, Ohara Y, Ito K. Technical advantages of an ultrasonic bone curette in spinal surgery. *J Neurosurg Spine*. 2004 Apr;2(4):431-5.

Perfetti G, Calderini M, Berardi D, Leoni S, Ferrante M, Spoto G. Evaluation of non-specific tissue alkaline phosphatase on bone samples from traditional and piezoelectric osteotomy. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2006 Jul-Dec;20(3-4):67-72.

Preti G, Martinasso G, Peirone B, Navone R, Manzella C, Muzio G, et al. Cytokines and growth factors involved in the osseointegration of oral titanium implants positioned using piezoelectric bone surgery versus a drill technique: a pilot study in minipigs. *J Periodontol*. 2007 Apr;78(4):716-22.

Robiony M, Polini F, Costa F, Vercellotti T, Politi M. Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004 Jun;62(6):759-61.

Robiony M, Polini F, Costa F, Zerman N, Politi M. Ultrasonic bone cutting for surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME) under local anaesthesia. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007 Mar;36(3):267-9. Epub 2006 Nov 16.

Salami A, Mora R, Dellepiane M, Crippa B, Santomauro V, Guastini L. Piezosurgery versus microdrill in intact canal wall mastoidectomy. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2010 Nov;267(11):1705-11.

Schaller BJ; Gruber R; Merten HA; Kruschat T; Schliephake H; Buchfelder M; Ludwig HC Piezoelectric bone surgery: a revolutionary technique for minimally invasive surgery in cranial base and spinal surgery? Technical note. 2005, *Neurosurgery*;57(4 Suppl):E410

Schierano G, Canuto RA, Navone R, Peirone B, Martinasso G, Pagano M, et al. Biological factors involved in the osseointegration of oral titanium implants with different surfaces: a pilot study in minipigs. *J Periodontol*. 2005 Oct;76(10):1710-20.

Schlee M; Steigmann M; Bratu E; Garg AK *Piezosurgery: basics and possibilities*. *Implant Dent*;2006 .15(4):334-40.

Siervo S, Ruggli-Milic S, Radici M, Siervo P, Jäger K. Eine alternative Methode für die schonende Chirurgie [Article in French, German]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2004;114(4):365-77.

Sivolella S, Berengo M, Fiorot M, Mazzuchin M. Retrieval of blade implants with piezosurgery: two clinical cases [Article in English, Italian]. *Minerva Stomatol*. 2007 Jan-Feb;56(1-2):53-61.

Sohn DS, Ahn MR, Lee WH, Yeo DS, Lim SY. Piezoelectric osteotomy for intraoral harvesting of bone blocks. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007 Apr;27(2):127-31.

Sohn DS, Moon JW, Lee HW, Choi BJ, Shin IH. Comparison of two piezoelectric cutting inserts for lateral bony window osteotomy: a retrospective study of 127 consecutive sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 May-Jun;25(3):571-6.

Stacchi C, Costantinides F, Biasotto M, Di Lenarda R. Relocation of a malpositioned maxillary implant with piezoelectric osteotomies: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008 Oct;28(5):489-95.

Stübinger S, Kuttenger J, Filippi A, Sader R, Zeilhofer HF. Intraoral piezosurgery: preliminary results of a new technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005 Sep;63(9):1283-7.

Stübinger S, Landes C, Seitz O, Zeilhofer HF, Sader R. [Ultrasonic bone cutting in oral surgery: a review of 60 cases] [Article in German].

Ultraschall Med. 2008 Feb;29(1):66-71.

Stübinger S, von Rechenberg B, Zeilhofer HF, Sader R, Landes C. Er:YAG laser osteotomy for removal of impacted teeth: clinical comparison of two techniques. *Lasers Surg Med.* 2007 Aug;39(7):583-8.

Tetè S, Vinci R, Zizzari V, Cingano L, Bollero R, D'Apollito G, et al. Evaluation of effects on bone tissue of different osteotomy techniques. *J Craniofac Surg.* 2009 Sep;20(5):1424-9.

Ueki K, Nakagawa K, Marukawa K, Shimada M, Yamamoto E. Use of the Sonopet ultrasonic curettage device in intraoral vertical ramus osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Aug;36(8):745-7. Epub 2007 Mar 27.

Ueki K, Nakagawa K, Marukawa K, Yamamoto E. Le Fort I osteotomy using an ultrasonic bone curette to fracture the pterygoid plates. *J Craniomaxillofac Surg.* 2004 Dec;32(6):381-6.

Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M. The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2001 Dec;21(6):561-7.

Vercellotti T, Pollack AS. A new bone surgery device: sinus grafting and periodontal surgery. *Compend Contin Educ Dent.* 2006 May;27(5):319-25.

Vercellotti T. Piezoelectric surgery in implantology: a case report--a new piezoelectric ridge expansion technique. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000 Aug;20(4):358-65.

Vercellotti T. Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery [Article in English, Italian]. *Minerva Stomatol.* 2004 May;53(5):207-14.

NORMAS ADOTADAS

NORMAS ADOTADAS

BIREME. Centro Latinoamericano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde. DeCS: descritores em ciências da saúde [citado em 01 jan 2011]. Disponível em: http://decs.bvs.br/cgi-bin/wxis1660.exe/decserver/?IsisScript=. . /cgi-bin/decserver/decserver.xis&interface_language=p&previous_page=homepage&previous_task=NULL&task=start.

Houaiss A. Dicionário Eletrônico Houaiss. Versão Monusuário 2009. São Paulo: Objetiva; 2009.

International Committee of Medical Journal Editors. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: writing and editing for biomedical publication [online]. Philadelphia (PA): ICMJE Secretariat office, American College of Physicians; [updated 2010 Apr; cited 2011 Jan 23]. Available from: URL: <http://www.icmje.org>.

Michaelis A. Dicionário inglês-português. 25ª ed. São Paulo: Melhoramentos; 1997.

Orientação normativa para elaboração e apresentação de teses: guia prático. Ferreira LM, coordenadora; Goldenberg S, Nahas FX, Barbosa MVJ, Ely PB, organizadores. São Paulo: Livraria Médica Editora; 2008.

PubMed.gov. U.S. National Library of Medicine - National Institutes of Health. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>.

Sociedade Brasileira de Anatomia. Nômina Anatômica. 5ª ed. Rio de Janeiro (BR): Medsi; 2001.

ABSTRACT

ABSTRACT

INTRODUCTION: Regarding the success of osseointegration, injuries and traumas caused to bone tissues during the placement of titanium implants are clinical concerns. Drills commonly used in the procedures may generate excessive heat, leading to necrosis. The new piezoelectric technique was tested to determine whether it is less damaging to the surrounding tissues.

OBJECTIVE: To evaluate bone remodelling at the interface bone-implant using ultrasound in rabbit tibiae, and compare with results using conventional technique.

METHODS: Ninety-six implants were installed and assessed on postoperative days (PO) 7, 14, and 28 by histomorphometry. Trabecular thickness, number, and separation, and area and volume of periimplant bone were measured using specific software.

RESULTS: Bone volume was similar for both techniques, with a trend toward an increase for the piezoelectric technique on PO 28. Reduction in trabecular thickness was observed in both methods, but then returning to normal values. Trabecular number increased up to PO 14, and remained constant afterwards. The contact area remained constant for the piezoelectric technique at the 3 time points; for the conventional technique, it was small at first, but showed no difference in values between techniques on PO 28.

CONCLUSION: The piezoelectric technique induced bone formation for osseointegration of titanium implants, was not associated with occurrence of bone necrosis, and provided results similar to those using the conventional technique. Therefore, the piezoelectric ultrasound technique can be considered a viable alternative for clinical use in implantology.

APÊNDICE 1.

FOLHA DE APROVAÇÃO DO PROTOCOLO CEP. 0148/09

APÊNDICE 1. FOLHA DE APROVAÇÃO DO PROTOCOLO CEP. 0148/09



Universidade Federal de São Paulo

Comitê de Ética em Pesquisa
Hospital São Paulo

São Paulo, 13 de março de 2009.
CEP 0148/09

Ilmo(a). Sr(a).
Pesquisador(a) **FLAVIO DE AVILA KFOURI**
Co-Investigadores: **Silvio Eduardo Duallibi (Orientador)**
Disciplina/Departamento: **Cirurgia Plástica/Cirurgia da Universidade Federal de São Paulo/Hospital São Paulo**
Patrocinador: **Recursos Próprios.**

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA INSTITUCIONAL

Ref: Projeto de pesquisa intitulado: **"Remodelação óssea ao redor de implantes orais instalados em fêmur de coelhos com ultra-som piezoelétrico"**.

CARACTERÍSTICA PRINCIPAL DO ESTUDO: EXPERIMENTAL - CATEGORIA B - ESTUDO CRÔNICO.

RISCOS ADICIONAIS PARA O PACIENTE: Não se aplica.

OBJETIVOS: Estudar a remodelação óssea ao redor de implantes orais instalados com ultra-som Piezoelétrico em fêmur de coelhos nos períodos de 7, 14, 21 e 28 dias..

RESUMO: Trata-se de estudo experimental, categoria B, crônico, utilizando 30 coelhos machos da linhagem New Zealand. A droga utilizada como anestésico será xilazina associada a quetamina. A analgesia será realizada através de Banamine, Flotril e a eutanásia será através de fenobarbital. Os animais serão manipulados no CEDEME..

FUNDAMENTOS E RACIONAL: Fundamentação apresentada adequadamente..

MATERIAL E MÉTODO: Materiais e métodos adequadamente descritos.

DETALHAMENTO FINANCEIRO: Sem financiamento externo.

CRONOGRAMA: Adequado.

OBJETIVO ACADÊMICO: Doutorado.

ENTREGA DE RELATÓRIOS PARCIAIS AO CEP PREVISTOS PARA: 08/03/10 e 08/03/11.

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Paulo/Hospital São Paulo **ANALISOU e APROVOU** o projeto de pesquisa referenciado.

1. Comunicar toda e qualquer alteração do projeto.
2. Comunicar imediatamente ao Comitê qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento do estudo.
3. Os dados individuais de todas as etapas da pesquisa devem ser mantidos em local seguro por 5 anos para possível auditoria dos órgãos competentes.

Atenciosamente,

Prof. Dr. José Osmar Medina Pestana
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da
Universidade Federal de São Paulo/ Hospital São Paulo

0148/09

APÊNDICE 2. TABELAS E GRÁFICOS

APÊNDICE 2. TABELAS

A TABELA 1 corresponde os valores dos testes t-student para amostras pareadas para comparação, entre os diferentes métodos, para cada uma das cinco variáveis analisadas em cada instante de tempo (APÊNDICES).

TABELA 1. Teste t para amostras dependentes - Comparação entre métodos.

Grupos	Convencional/ Piezoelétrico	DIFERENÇAS PAREADAS					t	gl	Significância (p-valor)
		Intervalo de confiança de 95%							
		Média	Desvio padrão	Erro padrão da média	Limite inferior	Limite superior			
1	BVTV	-1,59	14,79	3,70	-9,48	6,29	-0,43	15	0,6726
	Tb.Th	-67,94	143,59	35,90	-144,46	8,57	-1,89	15	0,0779
	Tb.Sp	-283,23	460,17	115,04	-528,44	-38,02	-2,46	15	0,0264
	Tb.N	0,29	1,02	0,25	-0,25	0,83	1,14	15	0,2702
	Co.S	-12,80	18,95	4,74	-22,90	-2,70	-2,70	15	0,0164
2	BVTV	-5,68	11,29	2,82	-11,70	0,33	-2,01	15	0,0624
	Tb.Th	-50,39	56,33	14,08	-80,40	-20,37	-3,58	15	0,0027
	Tb.Sp	12,86	208,21	52,05	-98,09	123,80	0,25	15	0,8083
	Tb.N	0,66	1,78	0,45	-0,29	1,61	1,47	15	0,1618
	Co.S	-8,29	9,68	2,42	-13,44	-3,13	-3,43	15	0,0038
3	BVTV	-11,22	14,14	3,54	-18,75	-3,68	-3,17	15	0,0063
	Tb.Th	-36,99	114,72	28,68	-98,12	24,14	-1,29	15	0,2167
	Tb.Sp	116,76	448,00	112,00	-121,96	355,48	1,04	15	0,3137
	Tb.N	-0,14	1,55	0,39	-0,97	0,68	-0,37	15	0,7141
	Co.S	-0,24	19,59	4,90	-10,68	10,20	-0,05	15	0,9610

A TABELA 2 corresponde dos valores dos testes da ANOVA para comparação entre os diferentes tempos para cada uma das cinco variáveis analisadas em cada um dos métodos.

TABELA 2. Análise de variância (ANOVA) - Comparação das médias dos tempos em cada método.

Medida	F	Sig.
BVTV - Convencional	1,268	,291
BVTV - Piezoelétrico	9,438	<0,001
Tb.Th - Convencional*	3,633	,039
Tb.Th - Piezoelétrico*	7,037	,003
Tb.Sp - Convencional	1,872	,166
Tb.Sp - Piezoelétrico*	14,767	< 0,001
Tb.N - Convencional	11,326	< 0,001
Tb.N - Piezoelétrico*	12,496	< 0,001
Co.S - Convencional*	4,768	,015
Co.S - Piezoelétrico*	,296	,745

* Realizado correção de *Brown-Forsythe* devido a identificação de heterocedasticidade.

TABELA 3C. Medidas-resumo das variáveis coletadas, segundo método, localização do implante e tempo de observação.

Método	Área	GRUPO																				
		7 dias						14 dias						28 dias						Total		
		BVTV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Co.S	BVTV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Co.S	BVTV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Co.S	BVTV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Co.S	
Total		22,25	247,51	974,65	0,87	29,30	32,55	108,30	244,73	3,48	24,23	36,45	155,29	358,81	2,89	29,55	30,42	170,37	526,06	2,41	27,69	
	Implante Superior Direito	9,03	69,42	432,92	0,22	12,52	10,96	59,24	141,78	1,63	10,17	13,43	83,43	344,21	1,72	12,71	12,40	90,23	454,39	1,74	11,60	
	n	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	24	24	24	24	24	
	Implante Inferior Direito	32,10	201,91	437,96	1,85	25,18	43,35	136,68	178,66	3,21	29,50	42,41	214,25	334,49	2,37	43,65	39,29	184,28	317,04	2,48	32,78	
	n	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	24	24	24	24	24	
	Implante Superior Esquerdo	25,30	190,48	513,81	1,23	28,93	27,55	125,94	383,55	2,29	26,73	30,65	170,56	533,83	2,19	31,88	27,83	162,33	477,06	1,90	29,18	
	n	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	24	24	24	24	24	
	Total	21,59	148,28	307,95	0,76	26,14	14,06	57,33	204,20	1,02	8,25	14,33	100,49	557,94	1,18	14,07	16,42	107,35	375,40	1,08	17,14	
	n	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	24	24	24	24	24	
Método	Área	7 dias						14 dias						28 dias						Total		
		BVTV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Co.S	BVTV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Co.S	BVTV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Co.S	BVTV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Co.S	
		Implante Inferior Esquerdo	13,88	135,49	262,67	0,83	19,21	5,74	32,65	57,19	1,14	5,05	16,14	63,90	115,92	0,83	10,52	14,54	91,81	202,93	1,37	12,85
	n	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	24	24	24	24	24	
	Total	27,06	212,63	590,70	1,33	27,98	37,27	123,99	240,28	3,20	27,55	38,53	176,64	362,28	2,55	35,28	34,29	171,09	397,76	2,36	30,27	
	n	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	96	96	96	96	96	
	Total	13,67	110,41	375,58	0,74	18,23	12,29	46,93	152,49	1,24	8,68	15,04	81,51	351,29	1,34	14,28	14,52	90,57	339,42	1,37	14,57	
	n	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	96	96	96	96	96	

TABELA 4. Teste de Kolmogorov-Smirnov para verificação da normalidade.

Grupos	Estatística*	Nível de significância (p-valor)
BTVV - Convencional	,953	,324
BTVV - Piezoelétrico	,822	,509
Tb.Th - Convencional	,503	,962
Tb.Th - Piezoelétrico	,661	,775
Tb.Sp - Convencional	,706	,701
Tb.Sp - Piezoelétrico	1,338	,056
Tb.N - Convencional	,613	,846
Tb.N - Piezoelétrico	,947	,331
Co.S - Convencional	,566	,906
Co.S - Piezoelétrico	,556	,916

* Teste Kolmogorov-Smirnov

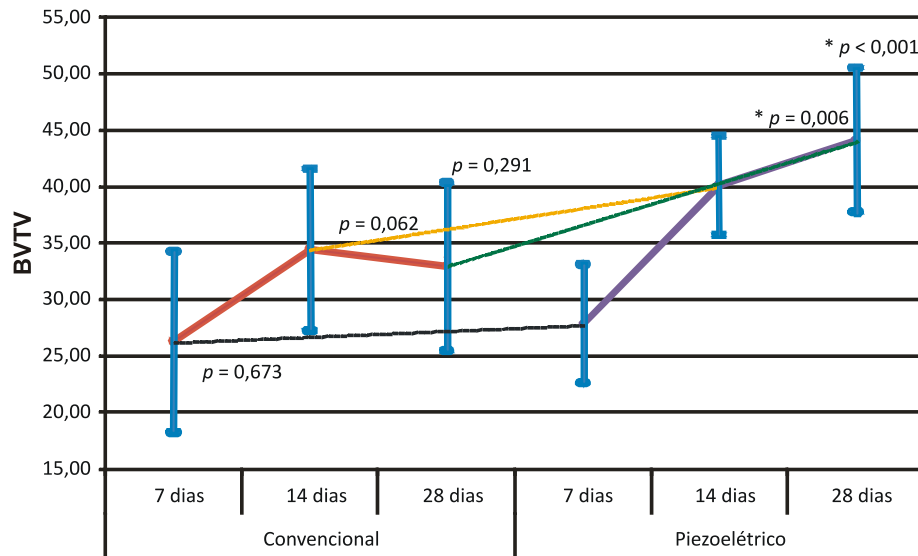
TABELA 5. Teste de Wilcoxon para comparação de médias entre métodos.

Grupos	Convencional/Piezoelétrico	gl	Nível de significância (p-valor)
1	BTVV	-,465	,335
	Tb.Th	-1,603	,057
	Tb.Sp	-2,120	,017
	Tb.N	-1,080	,143
	Co.S	-2,379	,007
2	BTVV	-1,888	,032
	Tb.Th	-2,896	,001
	Tb.Sp	-,310	,391
	Tb.N	-1,601	,058
	Co.S	-2,896	,001
3	BTVV	-2,637	,003
	Tb.Th	-1,293	,104
	Tb.Sp	-1,086	,150
	Tb.N	-,220	,422
	Co.S	-,207	,431

TABELA 6. Teste de Kruskal-Wallis para comparação de médias entre grupos.

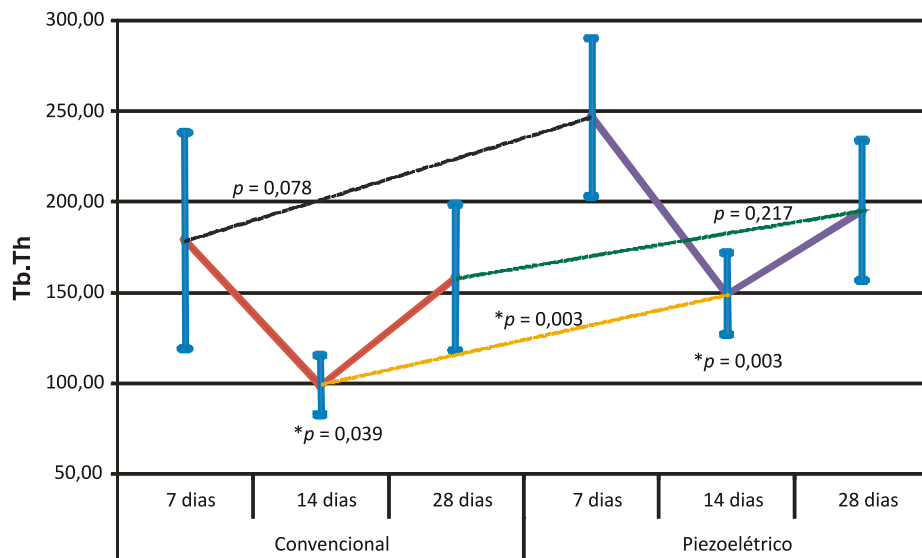
Grupos	Qui-quadrado	Nível de significância
BVTV - Convencional	3,711	,154
BVTV - Piezoelétrico	13,927	,001
Tb.Th - Convencional	4,746	,093
Tb.Th - Piezoelétrico	9,886	,006
Tb.Sp - Convencional	6,077	,044
Tb.Sp - Piezoelétrico	21,589	< 0,001
Tb.N - Convencional	15,202	< 0,001
Tb.N - Piezoelétrico	21,747	< 0,001
Co.S - Convencional	6,227	,042
Co.S - Piezoelétrico	,986	,614

APÊNDICE 2. GRÁFICOS



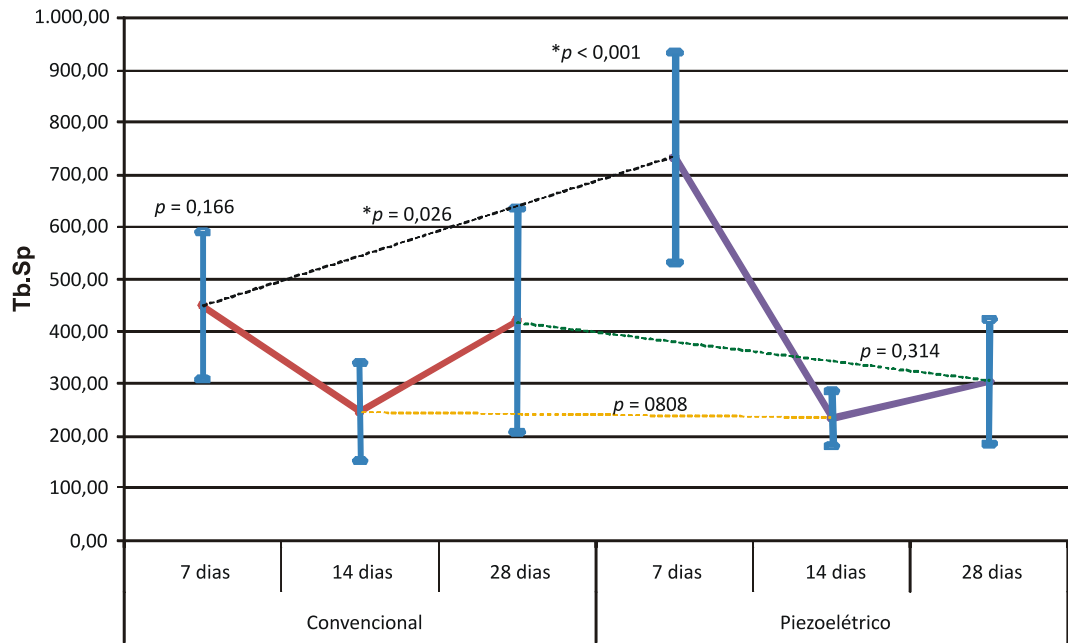
* Significante 5%

FIGURA 18. Médias e intervalo de confiança da variável BVTV segundo grupo e método.



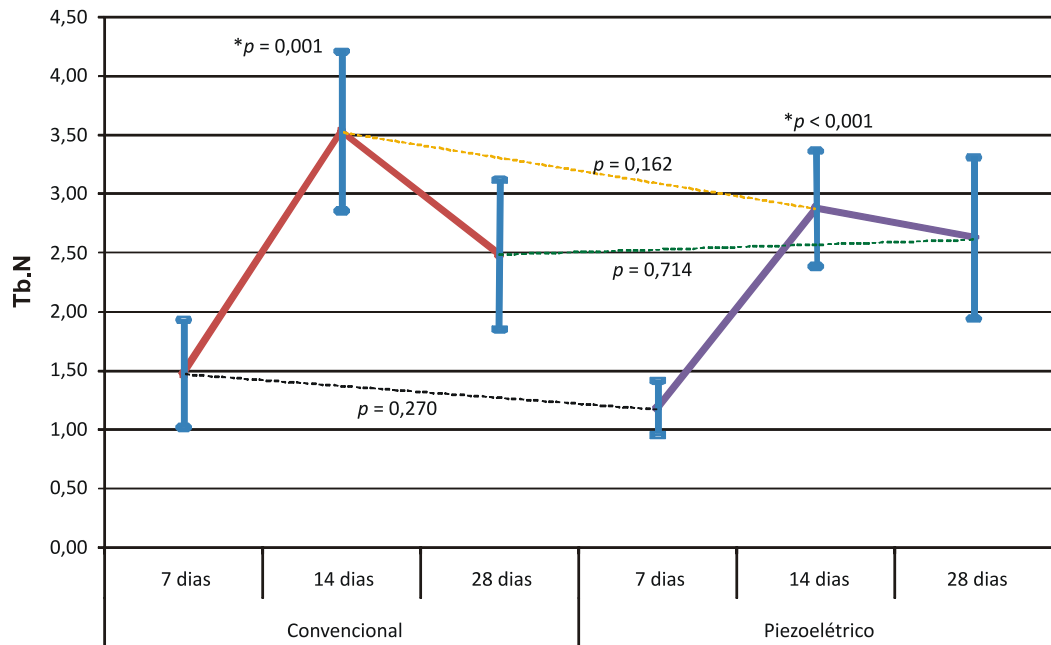
* Significante 5%

FIGURA 19. Médias e intervalo de confiança da variável Tb.Th segundo grupo e método.



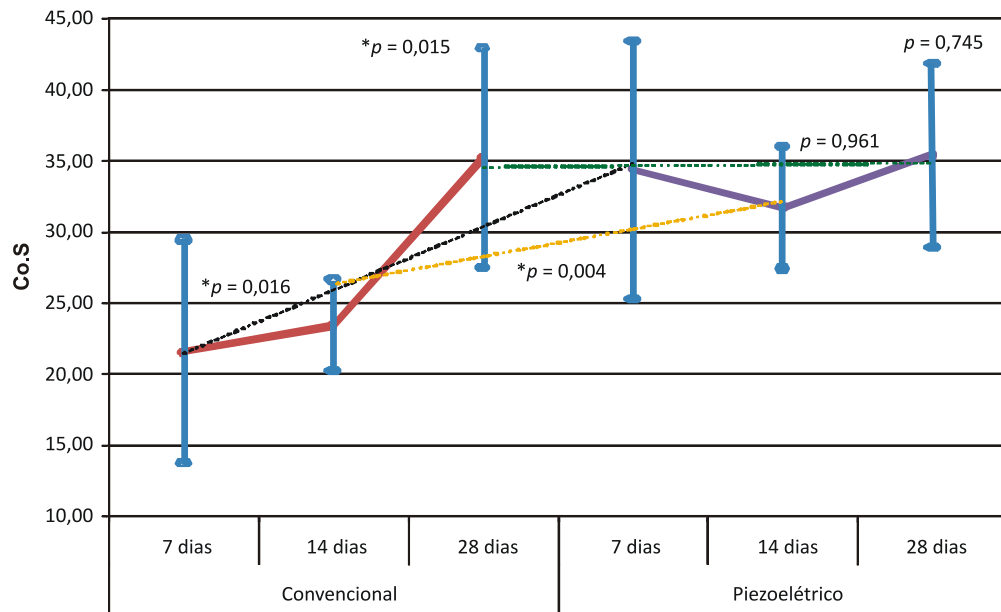
* Significante 5%

FIGURA 20. Médias e intervalo de confiança da variável Tb.Sp segundo grupo e método.



* Significante 5%

FIGURA 21. Médias e intervalo de confiança da variável Tb.N segundo grupo e método.



* Significante 5%

FIGURA 22. Médias e intervalo de confiança da variável Co.S, segundo grupo e método.

ANEXO. LAUDOS DE CALIBRAGEM



F028.Rev.12

**BALITEK INSTRUMENTOS E SERVIÇOS LTDA.
LABORATÓRIO DE PADRÕES**

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº ND0287/2011

Requerente: VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda
Rua São Fidelis, 339
05335-100 São Paulo - SP

Instrumento: Medidor de Torque Analógico

Capacidade: 0 - 60 cN.m
Resolução: 1 cN.m

Marca: Tohnichi

Modelo: BTG90CN

Identificação: -

Nº Ordem: B00984

Nº Série: 501734Y

Procedimento de Calibração: PCM 04-807 (rev. 05)

Os Resultados da Calibração comparam os valores indicados no instrumento sob teste, com os valores lidos e gerados nos padrões relacionados abaixo:

Padrões de Trabalho e Referência	Certificado de Calibração	Validade do Padrão
311 - Calibrador de Torque MK -	18521-10-FD/SP - RBC / Calibratec	16/06/2011
233 - Termohigrômetro Digital Minipa MT-241	LV 21095/10 - Acreditado/Visomes	13/08/2011

Condições Ambientais: Temperatura: 23,0 ± 0,5 °C - Umidade: 55 ± 8 %

Terminologia Utilizada:


V.I.T. - Valor Indicado no Instrumento em Teste

M.V.V.C. - Média dos Valores Verdadeiros Convencionais Lidos no Padrão

I.T.M. - Incerteza Total Expandida das Medições: A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão da medição, multiplicada pelo fator de abrangência 'k' determinado nas tabelas, que para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95 %. A incerteza padrão de medição foi determinada de acordo com a publicação do EA-4/02.

Data da calibração: 18/02/2011

Metrologista: Otoniel Vieira


Paulo R. Miyazaki
Gerente Técnico


- 1 - Os resultados apresentados referem-se exclusivamente ao objeto ensaiado, não sendo extensivo a quaisquer lotes.
2 - A reprodução poderá somente ser por completo. Reprodução de partes requer aprovação formal do emiteente.
3 - Esta calibração não isenta o instrumento do controle metrológico estabelecido na Regulamentação Metrológica.



F029.Rev.08

CONTINUAÇÃO DO CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº ND0287/2011

V.I.T. (cN.m)	Horário		Anti Horário		±T.M (cN.m)	k
	M.V.V.C. (cN.m)	Erro (cN.m)	M.V.V.C. (cN.m)	Erro (cN.m)		
0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	2,0
10	9,8	0,2	10,0	0,0	0,2	2,0
20	20,0	0,0	19,9	0,1	0,1	2,0
30	30,0	0,0	30,0	0,0	0,1	2,0
40	39,8	0,2	40,0	0,0	0,2	2,0
55	55,0	0,0	54,8	0,2	0,2	2,0



F028.Rev.12

**BALITEK INSTRUMENTOS E SERVIÇOS LTDA.
LABORATÓRIO DE PADRÕES**

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº NE0003/2011

Requerente: VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda
Rua: São Fidelis, 339
05335-100 São Paulo - SP

Instrumento: Osciloscópio Digital

Características do Objeto: Eixo Vertical e Horizontal.

Marca: Minipa Modelo: MO-1225 Identificação: MI-016

Nº Ordem: F08990 Nº Série: MO 1225001731

Procedimento de Calibração: PCE 04-122 (rev. 12)

Os Resultados da Calibração comparam os valores indicados no instrumento sob teste, com os valores lidos e gerados nos padrões relacionados abaixo:

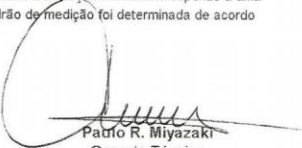
Padrões de Trabalho e Referência	Certificado de Calibração	Validade do Padrão
245 - Digital Voltmeter 3456A HP	105536-101 - Acreditado/IPT	13/10/2011
227 - Calibrador de Osciloscópio DM 501 Tektronix	R1325/2010 - Acreditado/Balitek	10/08/2011
150 - Gerador de Sinal 8656B HP	RBC3-0/0013 - Acreditado/SIGTRON	14/01/2011
064 - Contador Universal 53131 A HP	104001-101 - Acreditado/IPT	29/07/2011

Condições Ambientais: Temperatura: 23,0 ± 2 °C - Umidade: 60 ± 15 %

Terminologia Utilizada:
V.I.T. - Valor Indicado no Instrumento em Teste
M.V.V.C. - Média de 3 Valores Verdadeiros Convencionais Lidos no Padrão
I.T.M. - Incerteza Total Expandida das Medições: A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão da medição, multiplicada pelo fator de abrangência k=2, que para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95 %. A incerteza padrão de medição foi determinada de acordo com a publicação do EA-4/02.

Data da calibração: 04/01/2011

Metrologista: Robson P. Almeida


 Paulo R. Miyazaki
 Gerente Técnico

1 - Os resultados apresentados referem-se exclusivamente ao objeto ensaiado, não sendo extensivo a quaisquer lotes.
2 - A reprodução poderá somente ser por completo. Reprodução de partes requer aprovação formal do emitente.
3 - Esta calibração não isenta o instrumento do controle metrológico estabelecido na Regulamentação Metrológica.

Página 1 de 3

Balitek Instrumentos e Serviços Ltda.
Rua: Paredão - número: 355 - Vila Duzzi



F029.Rev.08

CONTINUAÇÃO DO CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº NE0003/2011

Eixo Vertical

Canal 1				Canal 2			
Faixa (mV/div)	V.I.T. (mV)	Erro (%)	±I.T.M (%)	Faixa (mV/div)	V.I.T. (mV)	Erro (%)	±I.T.M (%)
5	20	0,103	0,040	5	20	1,203	0,040
10	50	0,401	0,040	10	50	0,501	0,040
20	100	-0,399	0,040	20	100	1,901	0,040
50	200	1,800	0,040	50	200	2,199	0,040
(V/div)	(V)	(%)	(%)	(V/div)	(V)	(%)	(%)
0,1	0,5	1,4997	0,0070	0,1	0,5	2,1000	0,0070
0,2	1	0,9999	0,0070	0,2	1	2,8000	0,0070
0,5	2	2,1995	0,0070	0,5	2	2,0985	0,0070
1	5	1,9000	0,0070	1	5	1,6000	0,0070
2	10	1,0001	0,0070	2	10	2,7001	0,0070
5	20	2,5008	0,0070	5	20	2,4006	0,0070
10	50	1,7001	0,0080	10	50	2,7002	0,0080

Canal 1 (x 5)				Canal 2 (x 5)			
Faixa (mV/div)	V.I.T. (mV)	Erro (%)	±I.T.M (%)	Faixa (mV/div)	V.I.T. (mV)	Erro (%)	±I.T.M (%)
10	10	3,504	0,041	10	10	4,906	0,041
50	50	3,801	0,040	50	50	4,701	0,040
(V/div)	(V)	(%)	(%)	(V/div)	(V)	(%)	(%)
0,5	0,5	3,600	0,007	0,5	0,5	4,9997	0,0070
5	5	4,200	0,007	5	5	4,9998	0,0070



F029_Rev.08

CONTINUAÇÃO DO CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº NE0003/2011

Eixo Horizontal


Varredura A			
Faixa (µs/div)	V.I.T. (µs)	Erro (%)	±T.M (%)
0,1	0,1	2,400001	0,000021
0,2	0,2	3,000001	0,000021
0,5	0,5	3,000001	0,000021
1	1	-2,999999	0,000021
2	2	1,800001	0,000021
5	5	-2,999999	0,000021
10	10	-2,899999	0,000021
20	20	-2,799999	0,000021
50	50	-1,799999	0,000021
(ms)	(ms)	(%)	(%)
0,1	0,1	-1,199999	0,000021
0,2	0,2	-1,499999	0,000021
0,5	0,5	-1,299999	0,000021
1	1	-1,399999	0,000021
2	2	0,500001	0,000021
5	5	0,000001	0,000021
10	10	-0,899999	0,000021
20	20	-0,399999	0,000021
50	50	0,700001	0,000021
(s)	(s)	(%)	(%)
0,1	0,1	1,500001	0,000021
0,2	0,2	1,800001	0,000021

Varredura A (x 5)			
Faixa (µs/div)	V.I.T. (µs)	Erro (%)	±T.M (%)
0,1	0,5	0,700001	0,000021
1	5	0,800001	0,000021
10	50	2,000001	0,000021
(ms)	(ms)	(%)	(%)
0,1	0,5	2,500001	0,000021
1	5	2,600001	0,000021
10	50	2,900001	0,000021
(s)	(s)	(%)	(%)
0,1	0,5	-0,499999	0,000021

Resposta em Frequência

Canal 1	
M.V.V.C. (MHz)	±T.M (MHz)
20,1000004	0,0000043

Canal 2	
M.V.V.C. (MHz)	±T.M (MHz)
25,1000003	0,0000053



F028 Rev.12

**BALITEK INSTRUMENTOS E SERVIÇOS LTDA.
LABORATÓRIO DE PADRÕES**

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº NE0016/2011

Requerente: VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda
Rua: São Fidelis, 339
05335-100 São Paulo - SP

Instrumento: Tacômetro Digital

Características do Objeto: Frequência

Marca: Minipa **Modelo:** MDT-2245A **Identificação:** IM-007

Nº Ordem: F09004 **Nº Série:** -

Procedimento de Calibração: PCE 04-112 (rev. 12)

Os Resultados da Calibração comparam os valores indicados no instrumento sob teste, com os valores lidos e gerados nos padrões relacionados abaixo:


Padrões de Trabalho e Referência	Certificado de Calibração	Validade do Padrão
064 - Contador Universal HP 53131 A	104001-101 - Acreditado/IPT	29/07/2011

Condições Ambientais: Temperatura: 23,0 ± 2 °C - Umidade: 60 ± 15 %

Terminologia Utilizada:
V.I.T. - Valor Indicado no Instrumento em Teste
M.V.V.C. - Média dos Valores Verdadeiros Convencionais Lidos no Padrão
I.T.M. - Incerteza Total Expandida das Medições: A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão da medição, multiplicada pelo fator de abrangência 'k' determinado nas tabelas, que para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95 %. A incerteza padrão de medição foi determinada de acordo com a publicação do EA-4/02.

Data da calibração: 04/01/2011

Metrologista: Jucie S. Costa


Paulo R. Miyazaki
Gerente Técnico

1 - Os resultados apresentados referem-se exclusivamente ao objeto ensaiado, não sendo extensivo a quaisquer lotes.
2 - A reprodução poderá somente ser por completo. Reprodução de partes requer aprovação formal do emitente.
3 - Esta calibração não isenta o instrumento do controle metrológico estabelecido na Regulamentação Metrológica.

Página 1 de 2

Balitek Instrumentos e Serviços Ltda.
Rua: São Fidelis, 335 - Via Duzzi



F029.Rev.08

CONTINUAÇÃO DO CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº NE0016/2011

V.I.T. (rpm)	Contato	
	M.V.V.C. (rpm)	±T.M (rpm)
600,0	599,982	0,011
2400	2399,972	0,032
4800	4799,944	0,061
6000	5999,903	0,082
9000	8999,81	0,13

Página 2 de 2

FONTES CONSULTADAS

FONTES CONSULTADAS

Hochman B, Nahas FX, Oliveira Filho RS, Ferreira LM. Desenhos de Pesquisa. Acta Cir Bras [serial online] 2005;20 Suppl. 2:02-9. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0102-86502005000800002&script=sci_arttext.

Nahas FX, Ferreira LM. A arte de redigir um trabalho científico [online]. Acta Cir Bras. 2005;20(2):17-8. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-86502005000800005.