



**MESTRADO PROFISSIONAL EM TECNOLOGIA MINIMAMENTE INVASIVA E
SIMULAÇÃO NA ÁREA DE SAÚDE**

GABRIEL SILVA ANDRADE

**ANÁLISE DA NEOFORMAÇÃO ÓSSEA EM DEFEITOS RECONSTRUÍDOS
COM ENXERTO AUTÓGENO PARTICULADO POR MEIO DE MOTOR
PIEZOELÉTRICO.**

**FORTALEZA
2017**

GABRIEL SILVA ANDRADE

ANÁLISE DA NEOFORMAÇÃO ÓSSEA EM DEFEITOS RECONSTRUÍDOS COM
ENXERTO AUTÓGENO PARTICULADO POR MEIO DE MOTOR PIEZOELÉTRICO.

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado Profissional em Tecnologia Minimamente Invasiva e Simulação na Área de Saúde do Centro Universitário Christus, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Abrahão Cavalcante Gomes de Souza Carvalho.

Fortaleza

2017

Ficha catalográfica elaborada por Dhanielle Sales Evangelista – CRB 3/854

A553a ANDRADE, Gabriel Silva

Análise da neoformação óssea em defeitos reconstruídos com enxerto autógeno particulado por meio de motor piezoelétrico./ Gabriel Silva Andrade. – Fortaleza, 2017.
65f. ; il. color.

Dissertação (Mestrado), Centro Universitário Christus – Unichristus, Mestrado Profissional em Tecnologia Minimamente Invasiva e Simulação na Área da Saúde, Fortaleza, 2017. Orientação: Abrahão Cavalcante Gomes de Souza Carvalho

Área de concentração: Simulação do ensino na área cirúrgica

1. Piezocirurgia 2. Osteotomia 3. Remodelação Óssea I.
ANDRADE, Gabriel Silva II. Título

CDD 617.6059

GABRIEL SILVA ANDRADE

ANÁLISE DA NEOFORMAÇÃO ÓSSEA EM DEFEITOS RECONSTRUÍDOS COM
ENXERTO AUTÓGENO PARTICULADO POR MEIO DE MOTOR PIEZOELÉTRICO.

Dissertação submetida à Coordenação do
Curso de Pós-Graduação em Tecnologia
Minimamente Invasiva e Simulação na Área
de Saúde do Centro Universitário Christus,
como requisito parcial para a obtenção do
Grau de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Abrahão Cavalcante
Gomes de Souza Carvalho.

Aprovada em: 16/03/2017.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Abrahão Cavalcante Gomes de Souza Carvalho (Orientador)
Centro Universitário Christus (UNICHRISTUS)

Prof. Dr. Renato Luiz Maia Nogueira
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof^a. Dr^a. Juliana Paiva Marques Lima Rolim
Centro Universitário Christus (UNICHRISTUS)

Prof^a. Dr^a. Ramille Araújo Lima
Centro Universitário Christus (UNICHRISTUS)

AGRADECIMENTOS

Primeiramente **à Deus**, por ter me dado o dom da vida com saúde e por sempre estar ao meu lado, guiando-me e confortando-me em todos os momentos da minha vida.

Aos meus queridos pais, **Moreira e Oscarina**, pelo exemplo de moral e ética e pelo apoio incondicional em todas as etapas da minha vida pessoal e profissional. Pelo incentivo diário, pelo amor e carinho, sou e serei eternamente grato por tudo que fizeram por mim e por meus irmãos.

Agradeço e dedico especialmente este trabalho à minha querida esposa, **Winne Nascimento**, pois sempre caminhou ao meu lado em todos os momentos mais felizes e mais delicados da minha vida. Agradeço por ter segurado a barra nesses últimos meses, principalmente na reta final do mestrado. Não tenho palavras pra dizer o quanto você significa pra mim e não tenho dúvidas de afirmar que você é a pessoa mais importante da minha vida.

Aos meus amáveis filhos, **Gabriela e Lucas**, por terem me apresentado e me proporcionado o verdadeiro significado do AMOR mais singelo e mais puro. Estive um pouco ausente nos últimos momentos da pesquisa, mas meu coração sempre esteve e sempre estará com vocês. Lucas, meu filho, saiba que você desorganizou maravilhosamente minha vida.

Aos meus queridos irmãos, **Fabio, Daniel e Tiago**, pelo companheirismo, amizade e por serem uma referência na minha vida. Essa conquista também quero dividir com vocês.

Às minhas queridas avós, **Dona Maria e Dona Madalena**, que, mesmo passando por inúmeros problemas de saúde nos últimos anos, tenho certeza de que sempre rezaram, rezam e torcem pela vitória de todos os netos.

Ao **Dr. Ercílio** e à **Dona Elaine**, que há 12 anos entraram na minha vida e hoje considero meus segundos pais. Obrigado pela força e compreensão, principalmente nesses últimos meses e obrigado por cuidarem tão bem das pessoas que mais amo na vida.

Ao meu grande amigo, **Tibério**, que hoje posso afirmar ser mais um irmão que Deus me concedeu. Tenho a satisfação de lhe conhecer desde a época do colégio e hoje estamos subindo mais um degrau de nossa carreira profissional juntos. Saiba que você é um exemplo de caráter e obrigado pelas palavras de conforto nos momentos mais difíceis desta etapa.

Ao meu orientador, **Professor Abrahão**, por todos os ensinamentos, pela ajuda, dedicação, paciência e humildade durante todo o período do mestrado. Um exemplo de profissional a ser seguido não somente pela competência, mas pela paixão à docência que cativa todos ao redor.

Ao professor Paulo **Goberlânio**, carinhosamente conhecido por Paulinho, por ter compartilhado um pouco da sua inteligência, por ter me ajudado em várias etapas desta pesquisa e por sua paixão em transmitir conhecimentos. Além disso sempre procurou passar tranquilidade mesmo nos momentos de maiores turbulências.

Ao professor **Bonifácio**, pela ajuda ao ter cedido o dispositivo piezoelétrico, contribuindo diretamente para esta pesquisa.

À toda **equipe de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais do Hospital Batista Memorial**, composta por professores, residentes e funcionários que contribuíram e ainda contribuem significativamente para o meu aprendizado. Em especial ao **professor Assis**, por sempre buscar cativar e transmitir à todos ao seu redor a paixão pela Odontologia e pela Cirurgia.

Aos alunos da iniciação científica, **Gabriela Maia, Juliana Vechio, Amanda Girão, Cássia Nóbrega, Francisco Chagas, Lia Mayra, José Carlos, Wallyson, Mikaella e Paulo Vitor**, pela amizade e pela ajuda fundamental para a conclusão da pesquisa. Espero de coração poder retribuir de alguma maneira.

Aos funcionários do biotério da Unichristus, **Emanuel, Ailton e Anailson**, pelo excelente trabalho realizado e pela amizade construída nesses últimos meses.

À **UNICHRISTUS**, que contribuiu para minha formação profissional tanto pelo corpo docente, funcionários, como por todo o apoio logístico a que nos foi dado, como biotério, biblioteca e mais recentemente com o laboratório de patologia.

RESUMO

Andrade, G.S. **ANÁLISE DA NEOFORMAÇÃO ÓSSEA EM DEFEITOS RECONSTRUÍDOS COM ENXERTO AUTÓGENO PARTICULADO POR MEIO DE MOTOR PIEZOELÉTRICO.** [Dissertação]. Fortaleza: Centro Universitário Christus, 2017.

A piezocirurgia aplicada à Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais surgiu para tentar minimizar os traumas cirúrgicos causados pelas osteotomias com serras e brocas cirúrgicas. O objetivo deste trabalho foi analisar a neoformação óssea de defeitos reconstruídos com enxerto autógeno particulado por meio do motor piezoelétrico e desenvolver um protótipo de uma ponta ultrassônica com a finalidade de realizar osteotomias cilíndricas. Foram utilizados 40 ratos machos, divididos em dois grupos. O Grupo controle, no qual foram realizadas osteotomias no osso parietal bilateralmente utilizando-se brocas trefinas (4mm de diâmetro externo), sendo o defeito ósseo do lado esquerdo preenchido com osso autógeno particulado por um particulador manual e o defeito do lado direito preenchido naturalmente por coágulo; e o Grupo experimental, em que o defeito do lado esquerdo foi preenchido por osso particulado através de piezocirurgia e o lado direito teve o defeito confeccionado com motor piezoelétrico e preenchido naturalmente por coágulo. Os animais foram eutanasiados nos dias 3(três), 7(sete), 14 e 28 dias pós-operatórios. Foi realizada a análise histológica e a histomorfométrica para a avaliação da cronologia do reparo ósseo. Também foi realizada uma comparação dos tempos cirúrgicos entre os dois grupos. Para o desenvolvimento do protótipo, com ajuda de um software, foi realizado o desenho em 3D da ponta ultrassônica e, posteriormente, a imagem foi transferida para uma máquina de torno para a confecção da ponta. Nos resultados, a média de tempo cirúrgico do grupo de animais submetidos a cirurgia com broca trefina ($16,5 \pm 0,4$ min) foi significativamente menor que do grupo de animais tratados com piezocirurgia ($31,8 \pm 1,8$ min) ($p < 0,001$). Durante a análise qualitativa até o 14º dia pós-operatório, o grupo da piezocirurgia apresentou melhores respostas tanto no grau de inflamação como na neoformação óssea, comparado com o grupo controle. Na histomorfometria, a média de neoformação óssea no 14º dia do grupo experimental, no qual o defeito foi preenchido com osso particulado por meio do motor piezoelétrico, foi significativamente superior aos demais grupos ($p < 0,001$). O protótipo da ponta cilíndrica foi desenvolvido com custos reduzidos e por meio da utilização de um material mais resistente do que o utilizado nas pontas de ultrassom convencionais. Como conclusão, a piezocirurgia proporcionou uma melhor resposta em nível celular, durante a cronologia do reparo ósseo, principalmente nas duas primeiras semanas após os procedimentos, o que pode fazer desta técnica uma alternativa cirúrgica em face dos métodos tradicionais.

Palavras-chave: Piezocirurgia; Osteotomia; Remodelação Óssea.

ABSTRACT

Andrade, G.S. **ANALYSIS OF BONE NEOFORMATION IN DEFECTS TREATED WITH PARTICULATE AUTOGENOUS BONE GRAFT USING A PIEZOELECTRIC DEVICE** [Dissertation]. Fortaleza, CE: Centro Universitário Christus, 2017w

Piezosurgery was introduced in oral and maxillofacial surgery to overcome some of the limitations involving conventional instruments in bone surgery. The purposes of this study were to analyze bone neoformation in defects treated with particulate autogenous bone grafting using a piezosonic device and to develop an ultrasonic tip prototype which could perform cylindrical osteotomies. Forty rats were divided into two groups. In the control group, the bone defect of 4 mm bilaterally on parietal bone was made up by using a trephine bur. The left side bone defect was filled with particulate autografts from a manual bone mill. In the experimental group, the left side was filled with autologous bone graft using an ultrasonic tip osteotomy and the right side was filled by blood clot. After a period of 3, 7, 14 and 28 days, the animals were euthanized. The histological and histomorphometrical analysis were performed for new bone formation. The surgical time of all the surgeries was also compared. The 3D prototype design was performed by using a software image and then transferred to a lathe machine. In the results, bone healing showed best results in the piezo surgery group. The surgical time was longer in the experimental group. The ultrasonic tip was created by using a cheaper and more resistant material than the conventional tips. However, others researches should be carried out in order to prove the efficacy of this prototype. The Piezosurgery provided a better cellular response during the chronology of bone repair, what makes this technique an alternative surgical approach for maxillofacial surgeries.

Key words: Piezosurgery; Osteotomy; Bone Remodeling.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Infiltração de solução anestésica intraperitoneal para sedação dos animais.	20
Figura. 2- Tricotomia e antissepsia com clorexidina 2% da região operada.	21
Figura 3- Vista superior da calota craniana do animal após o rebatimento do retalho de espessura total para região posterior.	21
Figura 4- Posicionamento da broca trefina de 4mm de diâmetro, acoplada ao contra-ângulo redutor 20:1 durante a osteotomia do lado direito do animal no grupo controle.	22
Figura 5- Posicionamento da espátula de Hollenback 3s para facilitar a retirada do bloco ósseo.	23
Figura 6- Vista superior da calota craniana do animal após realização das osteotomias no osso parietal bilateral. No lado direito o defeito ósseo foi preenchido naturalmente com coágulo e no lado esquerdo o defeito foi preenchido com osso autógeno.	23
Figura 7- Ponta vibratória tipo cinzel redondo 90° para coleta de osso particulado. .	24
Figura 8- Dispositivo piezoelétrico utilizado na pesquisa.	24
Figura 9- Posicionamento da ponta ultrassônica durante a osteotomia do osso parietal do lado direito do animal.	25
Figura 10- Vista superior após realizadas as osteotomias no osso parietal bilateralmente. No lado esquerdo o defeito criado foi preenchido com osso particulado a partir do motor piezoelétrico. No lado direito do animal o defeito foi preenchido naturalmente com coágulo.	26
Figura 11- Vista superior mostrando a sutura interrompida simples na pele do animal.	26
Figura 12 Desenho esquemático nominando cada um dos defeitos criados na calota dos animais	27
Figura 13 Máquina utilizada na desidratação, diafanização e imersão em parafina dos espécimes analisados.	28
Figura 14- Processo de análise das imagens para a histomorfometria.....	30
Figura 15- (A) Uma das palavras-chave utilizada no site do INPI .(B) Resultado da pesquisa para a palavra ponta ultrassônica junto ao INPI.	32

Figura 16- Projeto preliminar do protótipo da ponta vibratória com todas especificações.....	33
Figura 17- Aço inoxidável 304 utilizado para o desenvolvimento do protótipo.	34
Figura 18- Utilização do programa Siemens Solid Edge ST8®. (A) Rascunho projetado no programa CAD 2D. (B) Figura do sólido semiacabado na visão tridimensional com formatos originados do rascunho feito em CAD 2D. (C) Modelo tridimensional final da peça.	35
Figura 19- Máquina de Torno CNC (ROMI® Centur 30D), utilizada para usinagem, acabamento e polimento do protótipo da ponta ultrassônica.	36
Figura 20- Fotomicrografia dos defeitos controle e experimental com 3 dias de observação. H.E. Original. 100x.....	38
Figura 21- Fotomicrografia dos defeitos controle e experimental com 07 dias de observação. H.E. Original. 40x e 100x.....	40
Figura 22- Fotomicrografia dos defeitos controle e experimental com 14 dias de observação. H.E. Original. 40x e 100x.....	42
Figura 23- Fotomicrografia dos defeitos controle e experimental com 28 dias de observação. H.E. Original. 40x.....	44
Figura 24- Gráfico comparando o tempo cirúrgico, em minutos, dos procedimentos realizados com broca trefina e com o dispositivo piezoelétrico.....	45
Figura 25- Gráfico comparando a experiência do operador com o tempo cirúrgico.	46
Figura 26- Gráfico mostrando a porcentagem de osso neoformado nos animais eutanasiados nos dias 7, 14 e 28 dias	47
Figura 27 Gráfico mostrando a porcentagem de osso total nos animais eutanasiados nos dias 7, 14 e 28 dias.	48
Figura 28- Protótipo de ponta ultrassônica para realização de osteotomias cilíndricas	49

LISTA DE ABREVIATURAS

CTBMF – Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

KHZ – Quilohertz

μm – Micrômetro

CONCEA - Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal

UNICHRISTUS – Centro Universitário Christus

R.P.M - Rotações por minuto

PIEZO – Piezocirurgia

ASTM – Sociedade americana para testes e materiais

H&E- Hematoxilina e eosina

CNC – Comando numérico computadorizado

INPI – Instituto Nacional da Propriedade Industrial

An – Área total do osso neoformado

At – Área total do defeito

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 Hipótese	17
1.2 Justificativa	17
2 OBJETIVOS	18
2.1 Geral	18
2.2 Específicos	18
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
3.1 Tipo de estudo	19
3.2 Considerações éticas	19
3.3 Caracterização da amostra	19
3.4 Descrição cirúrgica.....	20
3.5 Eutanásia e coleta das amostras	27
3.6 Confeção de lâminas histológicas	28
3.7 Análise microscópica descritiva e histomorfométrica	29
3.8 Análise estatística	31
3.9 Desenvolvimento do protótipo da ponta ultrassônica.....	31
4 RESULTADOS	37
4.1 Análise qualitativa	37
4.2 Tempo cirúrgico	45
4.3 Avaliação do percentual de área referente a osso neoformado.....	46
4.4 Avaliação do percentual de área referente a osso total	47
4.5 Desenvolvimento do protótipo.....	48
5 DISCUSSÃO	53
6 CONCLUSÕES	58
REFERÊNCIAS.....	59
ANEXO	

1 INTRODUÇÃO

Todos os anos, mais de 500.000 procedimentos de enxertia óssea são realizados somente nos Estados Unidos e mais de 2 (dois) milhões são realizados no mundo com o objetivo de tentar reparar os defeitos ósseos encontrados nos campos da Ortopedia, Neurocirurgia e na Odontologia, sendo considerado o segundo transplante de tecido mais comumente realizado (FAOUR et al., 2011). No Brasil segundo estudo de Castro-Silva, et al. (2013), nos anos de 2008 à 2011, o número de pacientes submetidos à terapia de enxertia óssea correspondeu a aproximadamente 61 mil casos.

Na odontologia, com o advento da implantodontia e com a necessidade de proporcionar uma reabilitação orofacial de excelência para os pacientes, principalmente no que diz respeito a posição ideal para colocação dos implantes dentários, a opção terapêutica por meio de enxertos ósseos passou a ser indispensável. Com isso, a utilização de diversos materiais para reparar ou substituir órgãos ou partes do sistema do corpo humano tem crescido muito nos últimos anos, graças ao desenvolvimento de novas tecnologias e biomateriais. Levando-se em consideração a origem dos enxertos ósseos utilizados tanto na área médica como odontológica, eles podem ser classificados em biomateriais sintéticos ou aloplásticos, como fosfato de cálcio, sulfato de cálcio, vidros bioativos e polímeros (ZIZZARI et al., 2016); e biomateriais naturais que, por sua vez, podem ser divididos em autógenos (quando coletados do mesmo indivíduo), homógenos (quando coletados de indivíduos da mesma espécie) e heterógenos (coletados de espécies diferentes) (GIANNOUDIS; DINOPOULOS; TSIRIDIS, 2005; ZIZZARI et al., 2016).

Para que a osteointegração na interface entre o biomaterial implantado e a área receptora seja satisfatória faz-se necessário que o material enxertado apresente alguma das seguintes propriedades: osteoindução, osteocondução e osteogênese (GIANNOUDIS; DINOPOULOS; TSIRIDIS, 2005; STERN; BARZANI, 2015). O enxerto autógeno é considerado por muitos autores como padrão ouro nas reconstruções ósseas, por ser capaz de liberar células osteoprogenitoras que, por sua vez, podem diferenciar-se em osteoblastos e osteócitos (potencial osteogênico), além de estimular e ativar as células-tronco mesenquimais do hospedeiro na produção de osteoblastos

(potencial osteoindutor) e fornecer um arcabouço para que estas células possam formar novo tecido ósseo (potencial osteocondutor) (INTINI et al., 2008; TOLSTUNOV, 2009; DAHLIN; JOHANSSON, 2011; MIRON et al., 2011; STERN; BARZANI, 2015).

Na Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais (CTBMF), as reabilitações com enxerto autógeno são indicadas nas reconstruções dos rebordos alveolares maxilares e mandibulares atróficos, em pacientes edêntulos parciais ou totais. Também são indicadas nas correções de defeitos ósseos pós-traumas, no reparo dos defeitos ósseos originados de algumas patologias e infecções que acometem o sistema estomatognático e nas cirurgias de levantamento de seio maxilar antes ou durante a colocação de implantes dentários (DAHLIN; JOHANSSON, 2011; PEKOVITS et al., 2012).

Dependendo do grau da perda óssea, algumas técnicas cirúrgicas podem ser realizadas abrangendo áreas doadoras extraorais, tais como a crista ilíaca, calota craniana ou tíbia, por exemplo. Porém, os defeitos ósseos mais comuns na prática odontológica podem ser reabilitados por meio da utilização de áreas doadoras intraorais como a linha oblíqua, a protuberância mental e a tuberosidade da maxila (TOLSTUNOV, 2009; PEKOVITS et al., 2012).

Fatores como a origem embrionária, a taxa de revascularização, a microarquitetura do enxerto e a viabilidade celular do enxerto coletado contribuem para a otimização do reparo ósseo (LU; RABIE, 2004; PEDROSA et al., 2009). Alguns autores afirmam que a viabilidade dos osteoblastos nas bordas das osteotomias assim como dos osteócitos nos enxertos coletados são essenciais para o sucesso da remodelação e regeneração óssea na interface entre a área receptora e o material enxertado (VON SEE et al., 2010; MOURARET et al., 2014).

Com isso, inúmeras técnicas e instrumentais cirúrgicos estão sendo desenvolvidos para uma aceleração e melhoria no reparo ósseo. Alguns dos dispositivos mais estudados e utilizados para a realização da coleta do enxerto autógeno são o triturador de osso manual, uso de brocas convencionais acopladas a um coletor de osso e curetas ou raspadores para osso (VON SEE et al., 2010).

Nos últimos anos, tem aumentado o interesse na pesquisa e no desenvolvimento de novas tecnologias que permitam a realização de procedimentos

cirúrgicos minimamente invasivos (YANG; GIROD; DDS, 2014; TAUB; COLLINS, 2014). Alguns critérios que podem definir uma cirurgia como minimamente invasiva são os procedimentos menos traumáticos, com risco limitado de danos aos tecidos adjacentes, com boa visibilidade, hemostasia satisfatória e adequada cicatrização pós-operatória (RAHNAMA et al., 2013; YANG; GIROD; DDS, 2014).

O ultrassom cirúrgico, portanto, foi introduzido na CTBMF com intuito de aprimorar as limitações que os instrumentos rotatórios convencionais apresentavam durante as osteotomias (RAMIERI et al., 2015). Nestas limitações, podem-se incluir a incapacidade de prevenir injúrias iatrogênicas às estruturas vitais adjacentes e o superaquecimento que resulta em necrose tecidual provocadas pelos dispositivos tradicionais (ATIEH et al., 2015; RAMIERI et al., 2015).

A piezocirurgia é baseada em um fenômeno físico (piezoelectricidade) no qual algumas cerâmicas (titanato de bário e zirconato de chumbo, por exemplo) ou cristais como o quartzo, são capazes de se deformarem quando uma corrente elétrica passa através deles, resultando em energia mecânica com oscilações de frequência ultrassônica que pode variar de 25 a 30 KHz (LECLERCQ et al., 2008; TAUB; COLLINS, 2014). Essa frequência causa microvibrações, com amplitudes que variam de 60 a 210µm e potência de até 50 Watts. As vibrações obtidas são então transferidas para as pontas cirúrgicas do dispositivo piezoelétrico que, quando aplicadas sob leve pressão no tecido ósseo, resulta no processo chamado de cavitação, caracterizado por ser um efeito mecânico que permite um corte seletivo apenas em estruturas mineralizadas (PAVLÍKOVÁ et al., 2011; STÜBINGER; STRICKER; BERG, 2015). Desta maneira, há uma maior preservação dos tecidos moles adjacentes.

Esta técnica é considerada como minimamente invasiva por possibilitar cortes mais precisos do que os instrumentos rotatórios convencionais, além de possibilitar um menor sangramento transcirúrgico, diminuindo a morbidade pós-operatória (ESTEVES et al., 2013; ATIEH et al., 2015). Uma maior visibilidade no transoperatório é ocasionada pelo efeito da cavitação gerado pela refrigeração e distribuição de fluidos associadas ao tipo de vibração que as pontas executam. Com isso, formam-se microbolhas nas extremidades dessas pontas. Processo semelhante a microebulições, ocasionando, essencialmente, uma lavagem do sangue durante a osteotomia (LECLERCQ et al., 2008; ATIEH et al., 2015).

A despeito dos inúmeros benefícios da cirurgia piezoelétrica, algumas restrições também podem ser relatadas, como: o tempo cirúrgico aumentado, o custo da cirurgia mais elevado e a temperatura intraóssea elevada durante as osteotomias, por isso a necessidade de um sistema de irrigação interno acoplado ao dispositivo piezocirúrgico (SPINELLI et al., 2014; STELZLE et al., 2014).

Devido ao fácil manuseio, à precisão e à segurança no corte ósseo, a técnica da piezocirurgia tem sido uma ferramenta importante para os cirurgiões em diversas situações clínicas. Na CTBMF, o ultrassom cirúrgico é mais comumente indicado para as cirurgias de levantamento de seio maxilar, naqueles pacientes que apresentam edentulismo na região posterior de maxila e que, conseqüentemente, há uma pneumatização fisiológica da membrana de schneiderian, ocasionando uma diminuição da altura óssea (KIM et al., 2012; ATIEH et al., 2015); nos procedimentos para lateralização do nervo alveolar inferior, naqueles pacientes que apresentam perda em altura óssea na região posterior de mandíbula, onde a distância do nervo alveolar inferior para o rebordo alveolar está comprometida, o que pode limitar a instalação de implantes dentários (RODRIGUEZ; ELDIBANY, 2013; DE VICENTE et al., 2016); na exodontia de terceiros molares (MOZZATI et al., 2014); para remoção de enxertos autógenos e nas cirurgias ortognáticas (PAVLÍKOVÁ et al., 2011; RAHNAMA et al., 2013; STÜBINGER; STRICKER; BERG, 2015).

No arsenal odontológico, o dispositivo piezoelétrico pode conter várias pontas de corte ou pontas vibratórias, de nitreto de titânio ou diamantadas, que apresentam um desenho específico para cada tipo de indicação cirúrgica, sendo classificadas em basicamente quatro categorias: as pontas utilizadas para os procedimentos periodontais; as utilizadas para extrações dentárias; as pontas cirúrgicas utilizadas para levantamento de seio maxilar e há, ainda, aquelas utilizadas especificamente para os cortes mais profundos em osso (LECLERCQ et al., 2008; GONZÁLEZ-GARCÍA et al., 2009). Por serem compostas em sua maioria de titânio, tais pontas apresentam um custo bastante elevado. Além disso, os fabricantes não recomendam utilizá-las em mais de 10 procedimentos cirúrgicos, pois podem-se deformar rapidamente.

Reabilitações de maxilas ou mandíbulas parciais ou totalmente edêntulas com a utilização de implantes dentários osteointegráveis tem-se tornado uma prática comum nas últimas décadas (RODRIGUEZ; ELDIBANY, 2013). No entanto, nas

situações clínicas em que há uma perda óssea causada por doenças periodontais inflamatórias, por traumas e por deformidades anatômicas ou congênitas, faz-se necessária a reconstrução dos defeitos ósseos pelo método de enxertia óssea prévia à colocação de implantes (ZIZZARI et al., 2016).

Com o intuito de minimizar a incapacidade estético-funcional e o elevado custo socioeconômico ocasionado pelos defeitos ósseos dos maxilares, inúmeras tecnologias estão sendo implantadas visando a uma aceleração e uma melhora no processo de regeneração ou reparo ósseo (DE ALMEIDA et al., 2013; GARCIA et al., 2014).

Embora o enxerto autógeno seja considerado o padrão ouro entre os biomateriais utilizados para as reconstruções ósseas (PEKOVITS et al., 2012), algumas desvantagens podem limitar seu uso na prática, como: limitação no volume do enxerto, principalmente para extensas reconstruções, potencial de reabsorção óssea imprevisível, morbidades das áreas doadoras, além do tempo prolongado para o completo processo de reparo ósseo e sua osteointegração (DE ALMEIDA et al., 2013). Estas complicações estão, muitas vezes, relacionadas à técnica e aos instrumentais cirúrgicos convencionais utilizados para coletas desse tipo de enxerto.

Mesmo que os inúmeros tipos de pontas ultrassônicas utilizadas na piezocirurgia sejam utilizadas como alternativas cirúrgicas frente aos métodos mais tradicionais para realização das osteotomias, ainda não se tem conhecimento de pontas que possam realizar o mesmo tipo de corte ósseo realizado pelas brocas trefinas, por exemplo, impossibilitando a realização de osteotomias cilíndricas com menor trauma cirúrgico.

1.1 Hipótese

A otimização do reparo ósseo bem como uma maior neoformação óssea são conseguidas quando o motor piezo elétrico é utilizado na realização da osteotomia e no preparo dos enxertos ósseos autógenos particulados, quando comparados com os instrumentos convencionais.

1.2 Justificativa

A utilização da cirurgia piezoelétrica na odontologia, mais especificamente na CTBMF, é relativamente nova. Embora inúmeros trabalhos tenham mostrado as vantagens do ultrassom cirúrgico em face de outros métodos convencionais, principalmente devido à precisão da osteotomia, poucos estudos elucidaram as respostas que os estímulos piezoelétricos ocasionam em nível celular no processo de reparo ósseo, comparado com outras técnicas, o que justifica o estudo. Além disso, com o formato das pontas de ultrassom existentes no mercado, ainda não há relatos de osteotomias cilíndricas realizadas a partir do motor piezoelétrico.

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Avaliar a neoformação óssea em defeitos reconstruídos com enxerto autógeno particulado por meio do motor piezoelétrico.

2.2 Específicos

2.2.1. Realizar análise descritiva da cronologia do reparo ósseo nos defeitos reconstruídos através de piezocirurgia em calota craniana de ratos.

2.2.2. Comparar o tempo cirúrgico dos procedimentos realizados com instrumentos rotatórios convencionais e com o motor piezoelétrico.

2.2.3. Quantificar a neoformação óssea em defeitos de calotas de rato.

2.2.4. Desenvolver um protótipo de uma ponta ultrassônica para a realização de osteotomias cilíndricas por meio do motor piezoelétrico.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Tipo de estudo

Trata-se de um trabalho do tipo experimental *in vivo*, longitudinal, descritivo, de caráter analítico quantitativo e autocontrolado, com amostras independentes. As amostras foram escolhidas por conveniência.

3.2 Considerações éticas

O presente trabalho foi realizado segundo as diretrizes do Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), com o intuito de garantir que a utilização de animais seja justificada, levando em consideração os benefícios científicos ou educacionais e os potenciais efeitos sobre o bem-estar dos animais; garantir que seu bem-estar seja sempre considerado; além de refinar métodos e procedimentos a fim de evitar a dor ou o estresse dos animais estudados. O projeto foi encaminhado para o Comitê de Ética em Pesquisa Animal da UNICHRISTUS e foi aprovado com o número de protocolo: 003/ 2016 (Anexo 1).

3.3 Caracterização da amostra

Foram utilizados 40 animais da linhagem Wistar (*Ratus norvegicus albinus*), clinicamente saudáveis, adultos jovens (entre 90 e 120 dias de vida), machos, com massa corporal entre 200 – 250g, provenientes do Biotério da Faculdade UNICHRISTUS. Foram fornecidas ração poletizada padronizada e água *ad libitum*, sendo interrompida sua distribuição 12 horas antes do procedimento cirúrgico (ISSA et al., 2009; KESHEL, 2011). As condições de iluminação e climatização foram controladas, obedecendo a ciclos claro/escuro de 12 horas. No pré-operatório, foram colocados cinco animais em cada gaiola, e, no pós-operatório, foi colocado apenas um animal em cada gaiola devido ao porte da cirurgia. As gaiolas foram, então, devidamente identificadas.

Os animais foram divididos em dois grupos: o grupo controle (20 animais) e o grupo experimental (20 animais), e foram criados dois defeitos de 4mm de diâmetro no osso parietal bilateral de cada animal, totalizando 80 defeitos.

Nos grupos avaliados, os animais foram eutanasiados nos períodos de 3, 7, 14 e 28 dias pós-operatório (ESTEVES et al., 2013; MOURARET et al., 2014), com cinco animais em cada período.

3.4 Descrição cirúrgica

Cada animal recebeu medicação anestésica por meio da associação das drogas cloridrato de xilazina 2%, (0,025ml/100g) (Francotar, Virbac do Brasil Ind. Com. Ltda., São Paulo, SP, Brasil) e cloridrato de ketamina 5% (0,05ml/100g) (Vyrbaxil, Virbac do Brasil Ind. Com. Ltda., São Paulo, SP, Brasil), por via intraperitoneal (Figura 1). Todos os passos cirúrgicos foram realizados pelo mesmo operador.

Figura 1- Infiltração de solução anestésica intraperitoneal para sedação dos animais.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Após a indução anestésica, os animais foram submetidos à tricotomia e antissepsia com digluconato de clorexidina 2% (Rioquímica, São José do Rio Preto, SP, Brasil), para prevenir possíveis infecções (Figura 2). Em seguida, realizou-se a infiltração de anestésico local com lidocaína 2% mais epinefrina 1:200.000 (DFL, Indústria & Comércio S.A, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) no couro cabeludo com o intuito

de promover uma anestesia trans e pós-operatória imediata, além de proporcionar uma hemostasia satisfatória durante o acesso cirúrgico.

Figura. 2- Tricotomia e antissepsia com clorexidina 2% da região operada.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Posteriormente, com uma lâmina de bisturi Nº15 (Feather Industries Ltda, Tokyo, Japão), montada em um cabo de bisturi Nº3 (Golgran, São Paulo, SP, Brasil), realizou-se uma incisão semilunar no couro cabeludo na região anterior da calvária, permitindo rebatimento de retalho de espessura total para região posterior (GARCIA et al., 2014) (Figuras 3).

Figura 3- Vista superior da calota craniana do animal após o rebatimento do retalho de espessura total para região posterior.



Fonte: Elaborada pelo autor

3.4.1 Grupo controle

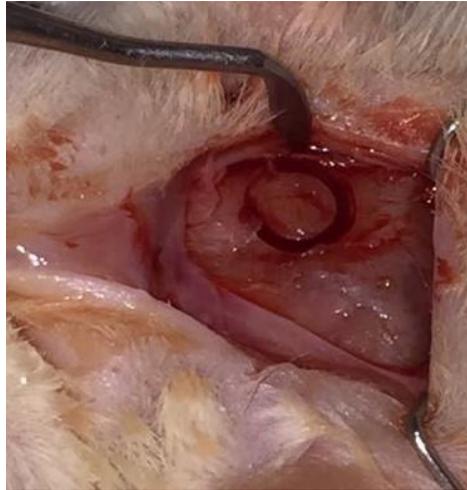
No grupo controle, as osteotomias foram realizadas com motor elétrico (VK Driller, Sao Paulo, SP, Brasil). O osso parietal do lado direito foi osteotomizado com brocas trefinas, de 4mm de diâmetro externo, montadas em um contra-ângulo reductor 20:1 (KAVO, Joinville, SC, Brasil) (Figura 4), a 1200 rpm, sob irrigação externa abundante com SF0,9% (Darrow, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Posteriormente, com ajuda de espátula Hollenback 3s (Golgran, São Paulo, SP, Brasil) para retirada do bloco (Figura 5), foram criados defeitos, abrangendo toda a espessura da díploe, e não foi colocado nenhum biomaterial para preenchimento, sendo o defeito naturalmente preenchido por coágulo.

Figura 4- Posicionamento da broca trefina de 4mm de diâmetro, acoplada ao contra-ângulo reductor 20:1 durante a osteotomia do lado direito do animal no grupo controle.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5- Posicionamento da espátula de Hollenback 3s para facilitar a retirada do bloco ósseo.



Fonte: Elaborada pelo autor.

No lado esquerdo, foi realizada a mesma osteotomia com trefina, e o bloco retirado foi particulado por meio de particulador de osso manual. Em seguida, o defeito foi preenchido com o próprio material coletado (Figura 6).

Figura 6- Vista superior da calota craniana do animal após realização das osteotomias no osso parietal bilateral. No lado direito o defeito ósseo foi preenchido naturalmente com coágulo e no lado esquerdo o defeito foi preenchido com osso autógeno.



Fonte: Elaborada pelo autor.

3.4.2 Grupo experimental

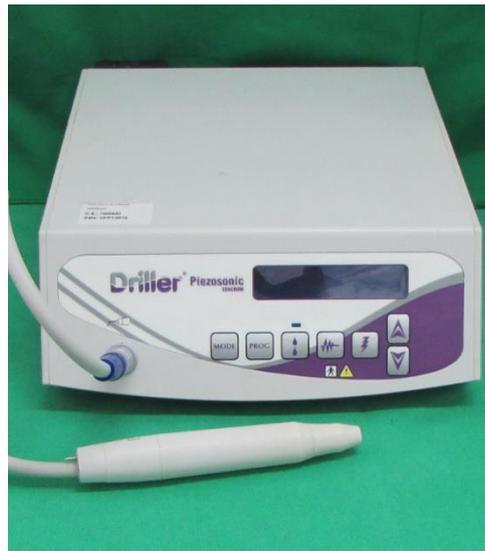
No lado direito, a cavidade óssea foi criada com uma ponta ultrassônica do tipo cinzel redondo 90° (Figura 7), acoplada a uma peça de mão pertencente ao motor piezosônico (Driller, São Paulo, SP, Brasil) (Figuras 8). Esta ponta vibratória tem a indicação específica para a coleta de enxertos autógenos particulados.

Figura 7- Ponta vibratória tipo cinzel redondo 90° para coleta de osso particulado.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8- Dispositivo piezoelétrico utilizado na pesquisa.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Durante a osteotomia (Figura 9), o motor piezoelétrico foi programado para apresentar vibrações ultrassônicas de 30KHz e uma potência de até 50W, que é a programação indicada para tecidos ósseos mais corticais, sob irrigação externa abundante com SF 0,9%, e o defeito não foi preenchido com nenhum tipo de biomaterial, sendo naturalmente preenchido por coágulo.

Posteriormente, a osteotomia do lado esquerdo foi realizada nas mesmas dimensões que a do grupo controle, criando-se um defeito de 4 mm de diâmetro. Este defeito foi preenchido com osso coletado com o uso de motor piezoelétrico, em partículas finas, preenchendo toda a cavidade. No manejo do equipamento piezocirúrgico, foram realizados movimentos curtos, intermitentes, sob leve pressão e sem aplicação de força (Figura 10).

Figura 9- Posicionamento da ponta ultrassônica durante a osteotomia do osso parietal do lado direito do animal.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 10- Vista superior após realizadas as osteotomias no osso parietal bilateralmente. No lado esquerdo o defeito criado foi preenchido com osso particulado a partir do motor piezoelétrico. No lado direito do animal o defeito foi preenchido naturalmente com coágulo.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os tempos cirúrgicos de todos os procedimentos foram devidamente cronometrados desde a incisão na pele até a sutura final. Finalizadas as osteotomias e as coletas dos enxertos, a síntese foi realizada por planos, com a utilização de Nylon 4-0 (Ethicon, Johnson & Johnson, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 11).

Figura 11- Vista superior mostrando a sutura interrompida simples na pele do animal.

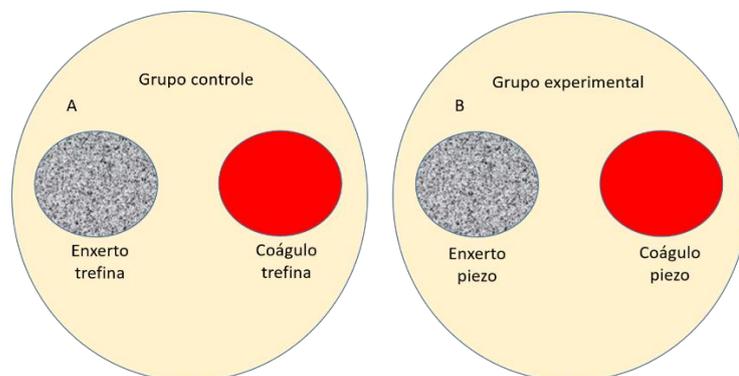


Fonte: Elaborada pelo autor.

Após os procedimentos cirúrgicos, cada animal recebeu uma injeção intramuscular de 24.000 U.I. de penicilina G benzatina (Pentabiótico veterinário pequeno porte, Fort Dodge, Saúde Animal Ltda., Campinas, SP, Brasil) por três dias, além de analgésico (Dipirona sódica 0.25mg/kg, Fort Dodge, Campinas, SP, Brasil) por via subcutânea no pós-operatório imediato.

Um desenho esquemático foi elaborado com o intuito de nominar cada um dos defeitos confeccionados tanto no grupo controle como no grupo experimental (Figura 12, A e B).

Figura 12 Desenho esquemático nominando cada um dos defeitos criados na calota dos animais



Círculo cinza corresponde ao lado esquerdo do animal e círculo vermelho corresponde ao lado direito do animal.

3.5 Eutanásia e coleta das amostras

Os animais foram eutanasiados no 3º, 7º, 14º e 28º dias pós-operatórios, conforme previamente descrito na literatura (ESTEVES et al., 2013; MOURARET et al., 2014). A eutanásia foi realizada por meio de sobredose anestésica utilizando cloridrato de ketamina 5% (0,15ml/100g) intraperitoneal.

As peças removidas da calota craniana foram fixadas em solução de formalina tamponada a 10% (Reagentes Analíticos®, Dinâmica Odonto-Hospitalar Ltda, Catanduva, SP, Brasil), em frascos de plásticos previamente etiquetados, durante 48 horas e banhadas em água corrente por 24 horas.

3.6 Confeção de lâminas histológicas

Após o período de fixação, os espécimes foram descalcificados com uma solução de ácido fórmico 7% por quatro dias, com troca a cada 48 horas (GUPTA, 2014). Após a descalcificação, os espécimes foram colocados devidamente identificados em cassetes e passaram por um processo automatizado (LEICA TP 1020) de desidratação, por 24 horas, em uma concentração gradual de etanol (70%, 80%, 90%, 95% e 100%); posteriormente, foram diafanizados em xilol para remoção do excesso de álcool; em seguida, foram imersos em parafina a 65°C de temperatura e imediatamente resfriadas a -4°C por 10 minutos para a criação dos blocos de parafinas (Figura 13) (PISTARINI, 2015).

Figura 13- Máquina utilizada na desidratação, diafanização e imersão em parafina dos espécimes analisados.



Fonte: Elaborada pelo próprio autor.

Os blocos parafinados foram submetidos à microtomia, em cortes de 5µm de espessura e foram corados pela técnica de hematoxilina – eosina (H&E). (ISSA et al., 2016). Um único pesquisador, previamente calibrado, foi o responsável pela análise histológica. O estudo das lâminas foi realizado com o emprego de um microscópio óptico (Leica Microsystems, DM2000), visando ao estudo qualitativo e quantitativo do processo de reparo ósseo.

3.7 Análise microscópica descritiva e histomorfométrica

3.7.1 Análise descritiva do processo de reparo ósseo

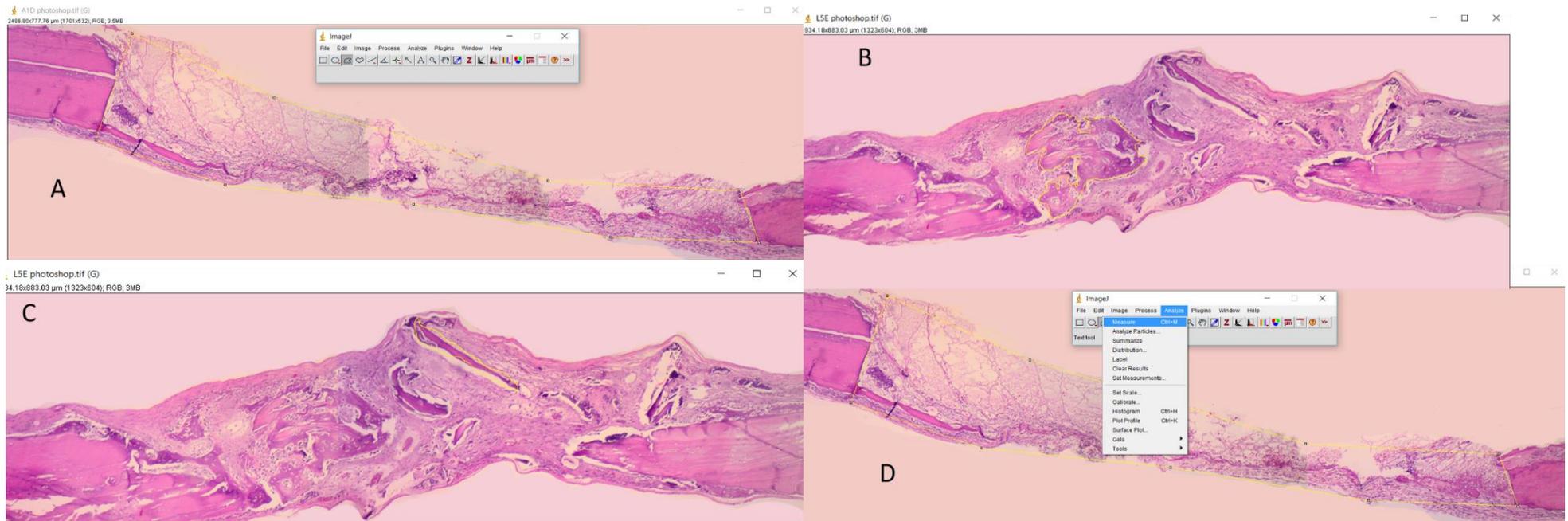
Na análise descritiva, os seguintes parâmetros foram analisados: presença ou ausência de infiltrado inflamatório agudo, misto e crônico, tecido de granulação, tecido ósseo neoformado e osteoclastos.

3.7.2 Análise quantitativa do processo de reparo ósseo (Histomorfometria)

A percentagem de neoformação óssea dentro dos defeitos criados nas calotas dos animais foi mensurada por meio da histomorfometria nos grupos de 7, 14 e 28 dias após as cirurgias. O grupo de 3 dias não entrou neste estudo por não haver relatos de neoformação óssea nos ratos nesse período (ESTEVES et al., 2013). Para tanto, com o auxílio de uma câmera digital (Leica Microsystems, DFC295) acoplada ao microscópio de luz (Leica Microsystems, DM2000), em um aumento de 40x., foram capturadas as imagens correspondentes a região da osteotomia. As imagens foram capturadas pelo software LAS (Leica Application Suite)

As imagens resultantes foram submetidas à análise histomorfométrica realizada com o *Software Image J*[®] (Nacional Institute of Mental Health, USA). Inicialmente, utilizou-se a ferramenta *polygon selections* e foram demarcadas e identificadas: a área total do defeito, a área de neoformação e a área de enxerto ósseo. Em seguida, utilizou-se os comandos *Analyse > Measure* para obtenção dos resultados em pixels (Figura 14, A, B, C e D).

Figura 14- Processo de análise das imagens para a histomorfometria



(A) Demarcação da área do defeito, (B) Delimitação da neoformação óssea e das partículas de enxerto (C) demarcadas utilizando a ferramenta *Polygon selection* (demarcações em amarelo) e através dos comandos *Analyse > Measure* (D) os dados foram obtidos

Para o cálculo da percentagem de neoformação óssea, utilizou-se a fórmula $\frac{An}{At} \times 100\%$, em que o *An* correspondeu à área total de osso neoformado e *At* correspondeu à área total do defeito (KIM; KIM; MOON, 2016). Os dados foram inseridos em uma planilha do Excel® para análise dos resultados.(Microsoft Corp., Redmond, WA, EUA).

3.8 Análise estatística

Os dados foram expressos em forma de média e erro-padrão da média e analisados por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. As comparações se deram por meio dos testes t de Student, ANOVA seguido do pós-teste de Bonferroni e correlação linear de Pearson

Adotou-se uma confiança de 95% e o software utilizado para todas as análises foi o *Graph Pad Prism 5.0* para Windows (p<0,05, Graph Pad Prism 5,0).

3.9 Desenvolvimento do protótipo da ponta ultrassônica

A metodologia utilizada nesta etapa consistiu no levantamento de informações e na execução das seguintes etapas (adaptada de FARIA et al., 2008):

1ª Etapa – Geração do conceito.

2ª Etapa – Projeto preliminar.

3ª Etapa - Projeto detalhado e protótipo.

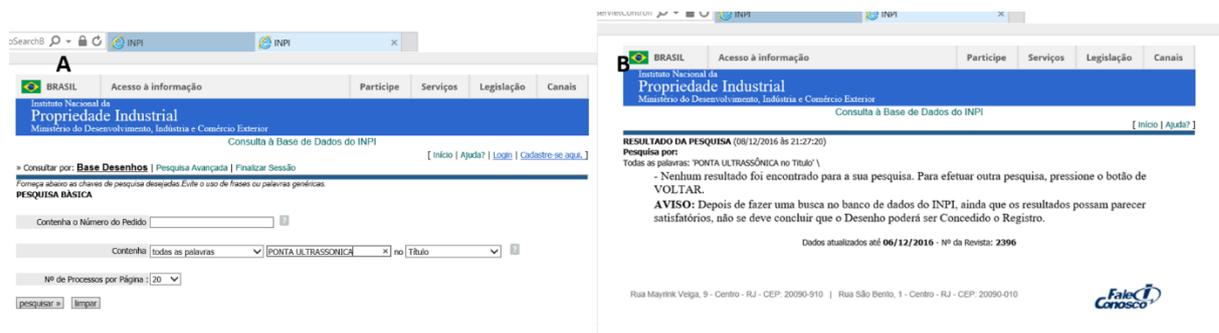
1ª Etapa – Geração do conceito

Esta etapa abrange a geração de ideias e a especificação de oportunidades. Nesta fase, foi desenvolvida a ideia de um produto que pudesse explorar algum problema ou oportunidade de acordo com a percepção dos autores deste trabalho. Inicialmente, foi idealizado um produto que pudesse vir a suprir as demandas vivenciadas na rotina cirúrgica dos autores desta pesquisa. Dessa maneira,

imaginou-se desenvolver um produto com inovação incremental, técnico, economicamente viável e de baixa complexidade.

Uma ponta ultrassônica que pudesse realizar osteotomias cilíndricas foi então idealizada e foi denominada de ponta vibratória circular. Posteriormente, realizou-se uma pesquisa junto ao Instituto Nacional de Propriedade Industrial (INPI), com o intuito de verificar se existia algum registro de propriedade industrial do produto. Como palavras-chave da pesquisa foram utilizadas: “Pontas vibratórias”, “Ponta vibratória circular” e “Ponta ultrassônica” e nenhum resultado foi encontrado garantindo, assim, a viabilidade da ideia (Figura 15, A e B)

Figura 15- (A) Uma das palavras-chave utilizada no site do INPI .(B) Resultado da pesquisa para a palavra ponta ultrassônica junto ao INPI.



Fonte: www.inpi.gov.br

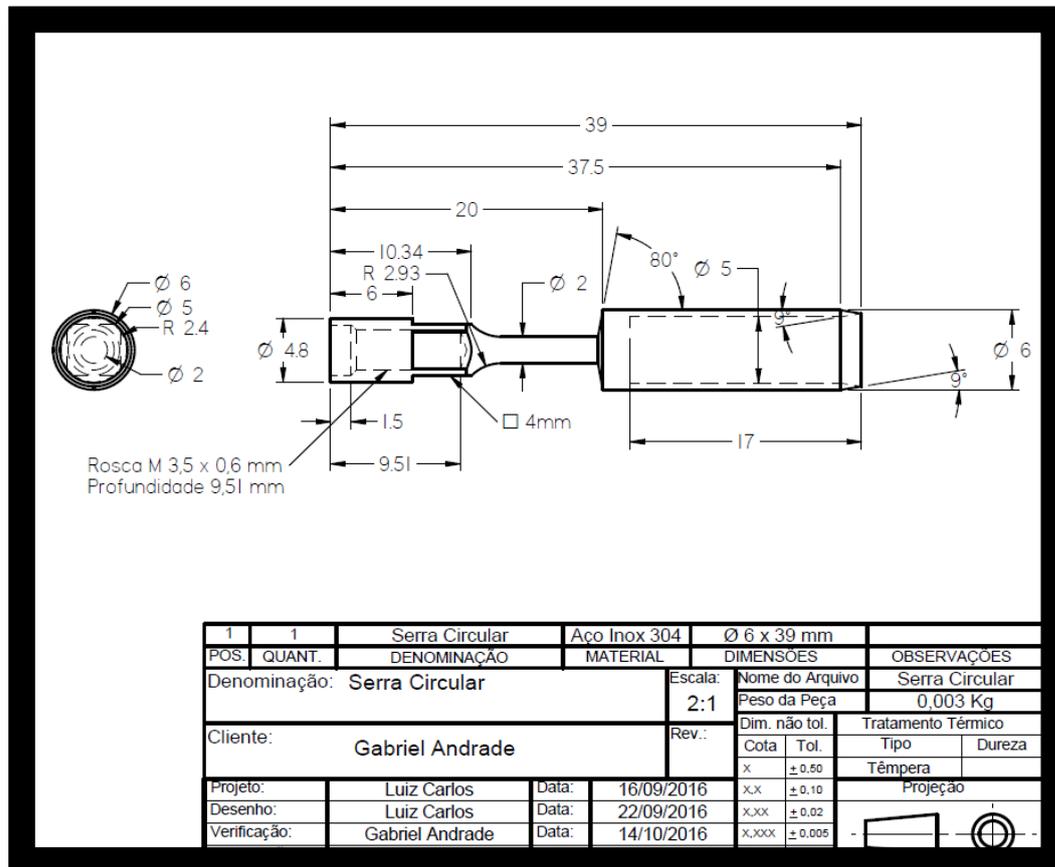
Ainda nessa fase, foram definidos os possíveis clientes para o novo produto. O público alvo escolhido pelos autores foi o da classe odontológica com especialidade em CTBMF ou implantodontia, visto que são os profissionais que realizam com mais frequência os procedimentos de enxertia óssea com o uso da piezocirurgia. Os autores deste trabalho idealizaram um produto que pudesse ser mais resistente e que tivesse um menor custo do que os materiais existentes no mercado.

2ª Etapa – Projeto preliminar

Nessa fase, estabeleceu-se que a ponta vibratória circular teria a função de realizar osteotomias cilíndricas em procedimentos de enxertia óssea, biópsias ósseas e remoção de implantes osteointegrados mal posicionados. Foram estabelecidas as

medidas do protótipo, como o diâmetro da ponta ativa, o tamanho total da peça e o material utilizado (Figura 16).

Figura 16- Projeto preliminar do protótipo da ponta vibratória com todas especificações.



Fonte: Elaborada pelo próprio autor.

3ª Etapa – Projeto detalhado e protótipo da ponta ultrassônica

A peça foi confeccionada em aço inoxidável 304 (liga metálica constituída principalmente de ferro, cromo e níquel), com alta resistência à corrosão e à oxidação (Figura 17) seguindo a Norma ASTM F899 (Sociedade Americana para Testes e Materiais) - Especificação Padrão para Aço Inoxidável para Instrumentos Cirúrgicos (MITTAL, 2008), sendo mais resistente e mais barato do que o titânio (composição das pontas ultrassônicas existentes no mercado).

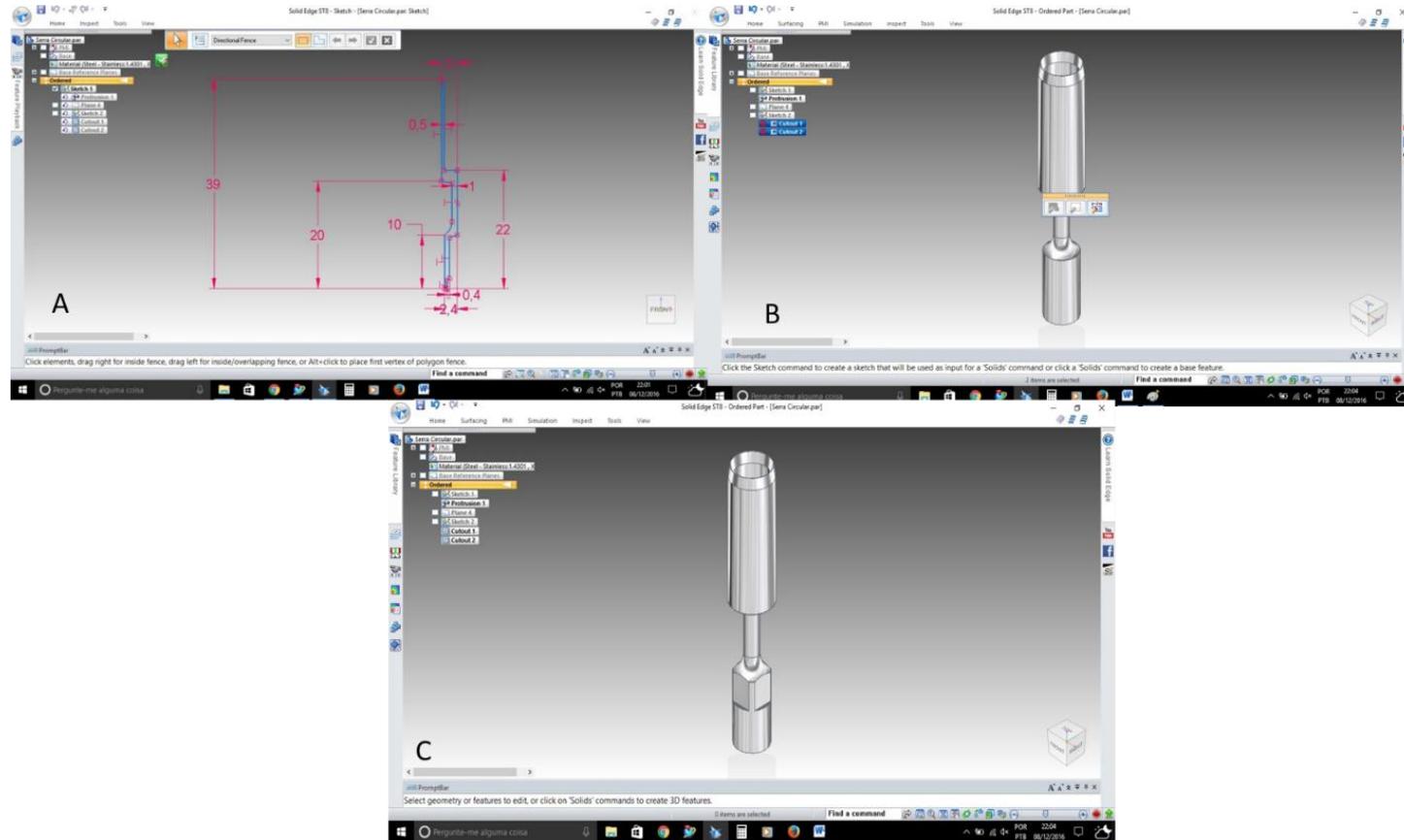
Figura 17- Aço inoxidável 304 utilizado para o desenvolvimento do protótipo.



Fonte: Elaborada pelo próprio autor.

Após realizadas as especificações iniciais, foi feito um rascunho projetado no programa CAD 2D, nas dimensões pré-estabelecidas no projeto preliminar, com a ajuda de um software Solid Edge ST8® (Siemens PLM software). Em seguida, foi criado um esboço do protótipo em versão tridimensional. Esta etapa serviu de análise para possíveis mudanças antes de confeccionar a ponta. Por fim, foi desenvolvido o modelo virtual tridimensional final do protótipo que consistiu em: zona de encaixe à peça de mão, zona intermediária e uma ponta ativa cilíndrica de 5mm de diâmetro (Figura 18, A,B e C).

Figura 18- Utilização do programa Siemens Solid Edge ST8®. (A) Rascunho projetado no programa CAD 2D. (B) Figura do sólido semiacabado na visão tridimensional com formatos originados do rascunho feito em CAD 2D. (C) Modelo tridimensional final da peça.



Fonte: Elaborada pelo próprio autor.

Finalizado o desenho do protótipo, a imagem final foi enviada a uma máquina operatriz Torno CNC (Comando Numérico Computadorizado), do tipo ROMI® Centur 30D. Esta máquina oferece uma grande flexibilidade para usinagem de diferentes tipos de peças, apresentando ótimos níveis de potência, rapidez de movimentos e precisão (Figura 19). Todo o processo de usinagem, polimento e acabamento da peça foi realizado nesta máquina.

Figura 19- Máquina de Torno CNC (ROMI® Centur 30D), utilizada para usinagem, acabamento e polimento do protótipo da ponta ultrassônica.



Fonte: Elaborada pelo próprio autor.

4 RESULTADOS

4.1 Análise qualitativa

De forma descritiva, os resultados obtidos das 80 lâminas, por meio da microscopia óptica dos grupos controle e experimental em cada período de observação, foram os seguintes:

4.1.1 Período de 3 (três) dias

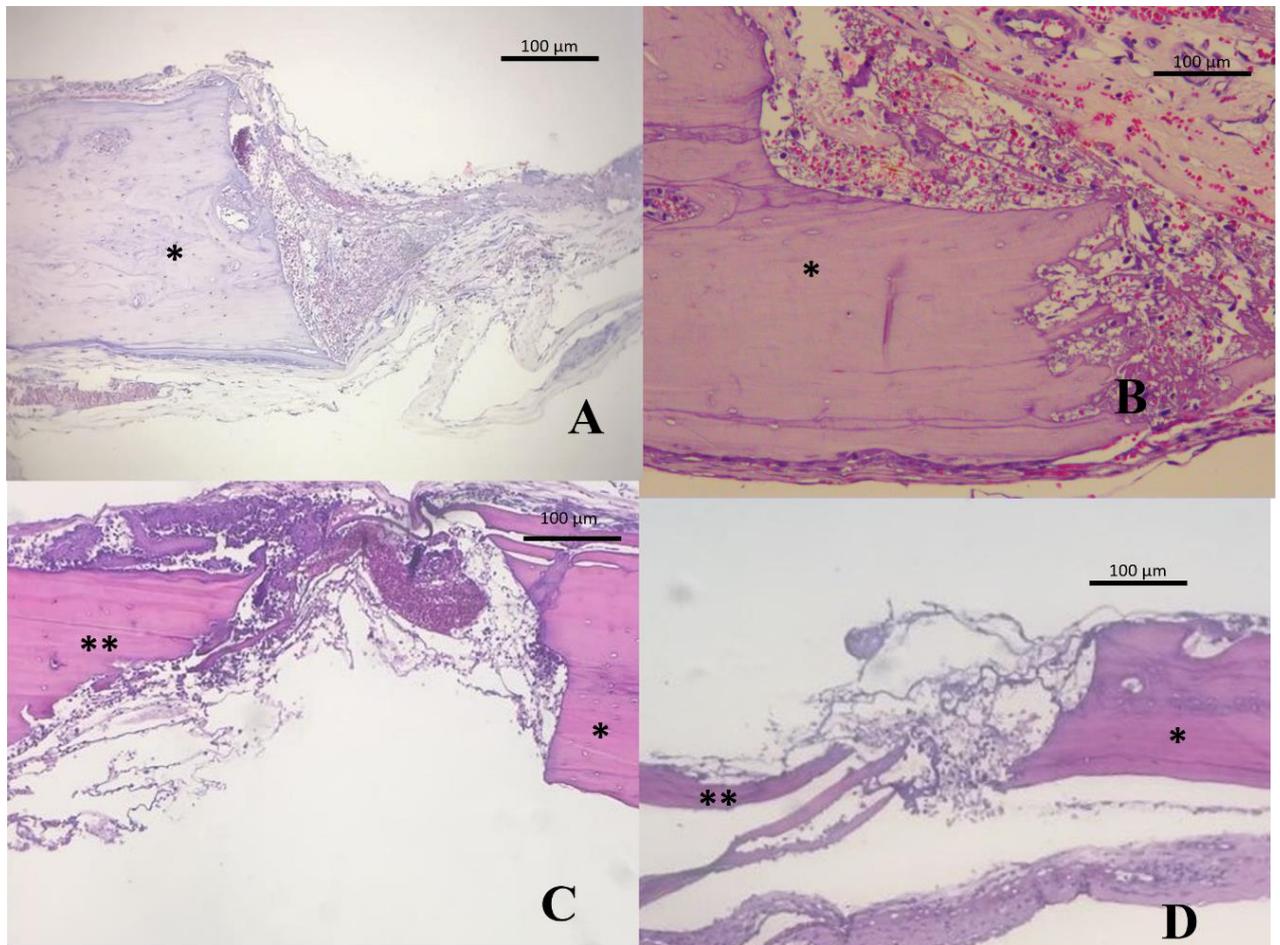
No grupo controle do lado direito, coágulo trefina, observou-se a região do defeito sendo preenchida por intenso infiltrado inflamatório permeado por fibras colágenas ainda imaturas. Início de processo de reabsorção e necrose superficial na margem do defeito. Nesse grupo, não se evidenciaram áreas de neoformação óssea.

No grupo controle do lado esquerdo, enxerto trefina, observou-se a presença de partículas de enxerto mais ao centro da cavidade. Evidenciou-se, também, intensa proliferação celular entre o leito receptor e o fragmento enxertado, com predominância de células polimorfonucleares neutrófilos, porém em menor intensidade em relação ao lado direito.

No grupo piezo do lado direito, coágulo piezo, observaram-se áreas com vasos ectasiados no defeito. Notou-se mínima necrose tecidual na borda da osteotomia e observou-se uma diminuição marcante do infiltrado inflamatório característico para o terceiro dia, comparado ao grupo controle.

No grupo piezo do lado esquerdo (enxerto piezo), evidenciou-se discreto infiltrado inflamatório ao redor do bloco de enxerto com proliferação de tecido conjuntivo frouxo ainda desorganizado. Não foi possível visualizar neoformação óssea em nenhuma das lâminas analisadas (Figura 20, A, B, C e D).

Figura 20- Fotomicrografia dos defeitos controle e experimental com 3 dias de observação. H.E. Original. 100x.



(A) Coágulo trefina, (B) coágulo piezo, (C) enxerto trefina e (D) enxerto piezo. * - Leito receptor, ** - osso enxertado.

4.1.2 Período de 7 (sete) dias

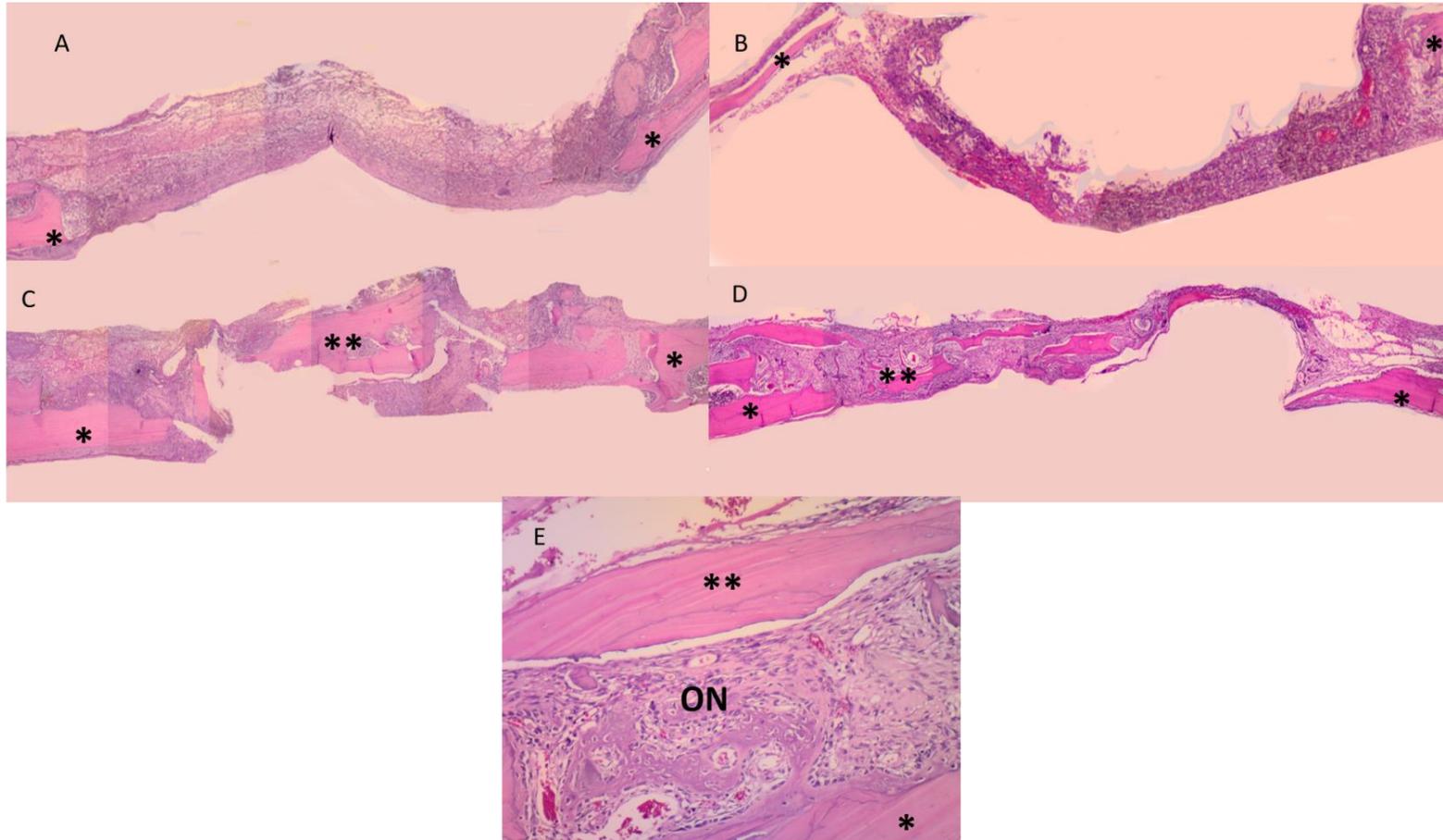
No grupo controle do lado direito, notou-se um intenso infiltrado inflamatório rico em células polimorfonucleares neutrófilos mais ao centro do defeito, porém com fibras colágenas mais organizadas e ausência de neoformação óssea

No grupo controle do lado esquerdo, observou-se tecido de granulação mais maduro e fibras colágenas bem estabelecidas entre as partículas de enxerto e o leito receptor. Notou-se a presença de um infiltrado inflamatório moderado

No grupo piezo do lado direito, foi possível observar a presença de infiltrado inflamatório misto. As fibras colágenas estavam mais organizadas, mostrando maior grau de maturação do tecido conjuntivo.

No grupo piezo do lado esquerdo, observou-se um infiltrado inflamatório discreto e notou-se também um processo de união entre as partículas de enxerto por meio de tecido conjuntivo bem organizado além de cordões de osteoblastos permeando a margem do defeito. Algumas lâminas apresentaram áreas de neoformação óssea (Figura 21, A, B, C e D e E)

Figura 21- Fotomicrografia dos defeitos controle e experimental com 07 dias de observação. H.E. Original. 40x e 100x



(A) Coágulo trefina, (B) coágulo piezo, (C) enxerto - trefina, (D) enxerto- piezo. *, (E) aumento de 100X no grupo enxerto piezo - Leito receptor, ** - osso enxertado e ON – Osso neoformado

4.1.3 Período de 14 dias

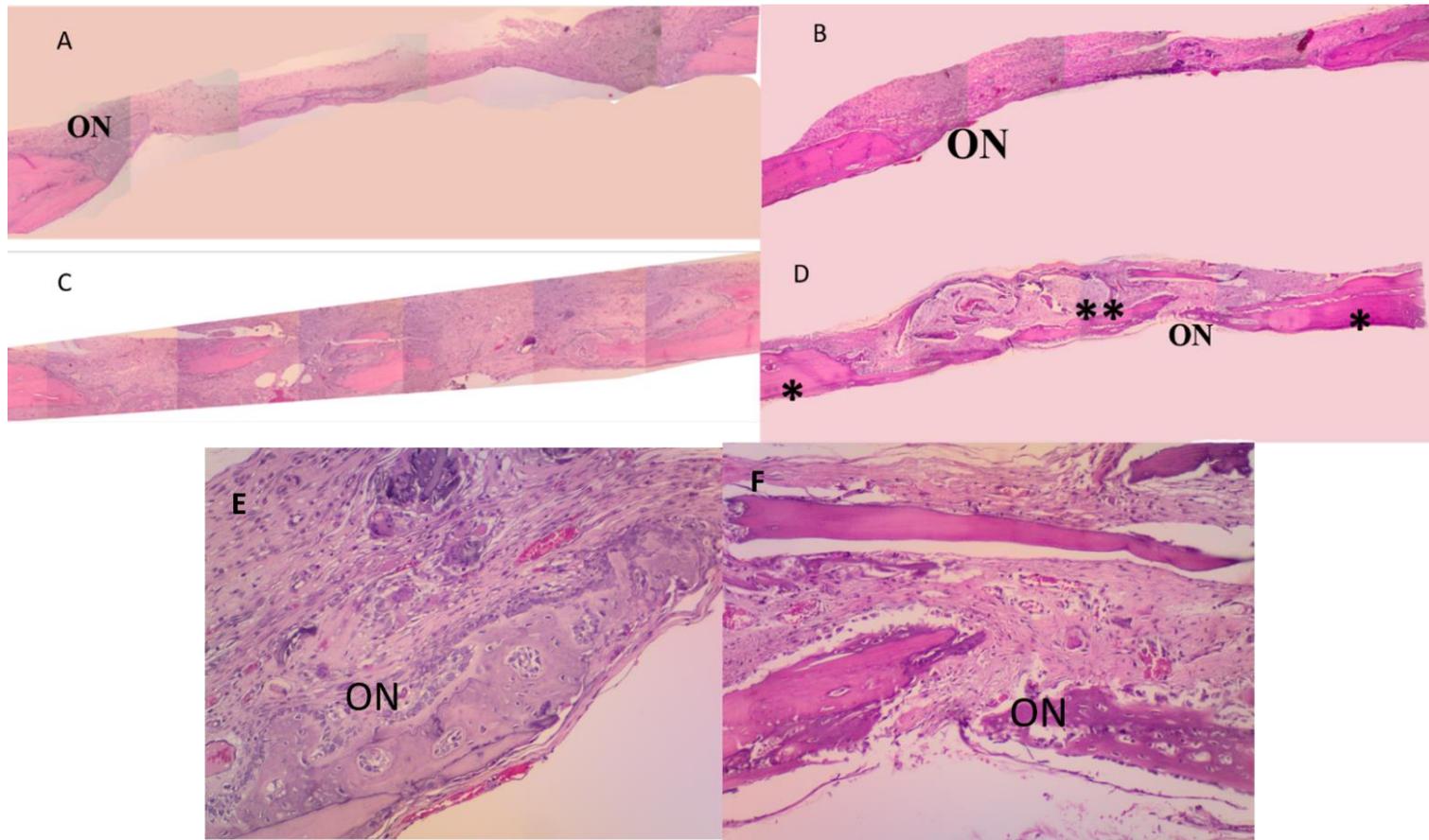
No grupo controle do lado direito, foi possível notar áreas de neoformação óssea na borda da osteotomia, porém com tecido osteoide ainda imaturo. Observou-se também um infiltrado inflamatório crônico em meio ao tecido conjuntivo mais organizado comparando-se com os períodos anteriores.

No grupo controle do lado esquerdo, notou-se áreas de neoformação óssea em maior quantidade surgindo da borda da osteotomia em direção ao centro do defeito, aproximando-se das partículas enxertadas. Não foi observado o processo de união entre os blocos enxertados, porém as fibras colágenas estavam bem mais organizadas.

No grupo piezo do lado direito, foi possível observar neoformação óssea da periferia para o centro do defeito em proporção semelhante ao do grupo controle, porém com estado de maturação do tecido osteoide mais avançado.

No grupo piezo do lado esquerdo, evidenciou-se uma grande área de neoformação óssea partindo da periferia ao centro do defeito e demonstrando íntimo contato com as partículas enxertadas. Notou-se a presença de pequeno infiltrado inflamatório e, entre os enxertos, observam-se fibras colágenas bem organizadas (Figura 22, A, B,C,D, E e F).

Figura 22- Fotomicrografia dos defeitos controle e experimental com 14 dias de observação. H.E. Origina 40x e 100xl.



(A) Coágulo trefina, (B) coágulo piezo, (C) enxerto trefina, (D) enxerto piezo, (E) coágulo piezo aumentado em 100X e (F) enxerto piezo em 100X.

* - Leito receptor, ** - osso enxertado e ON – Osso neoformado

4.1.4 Período de 28 dias

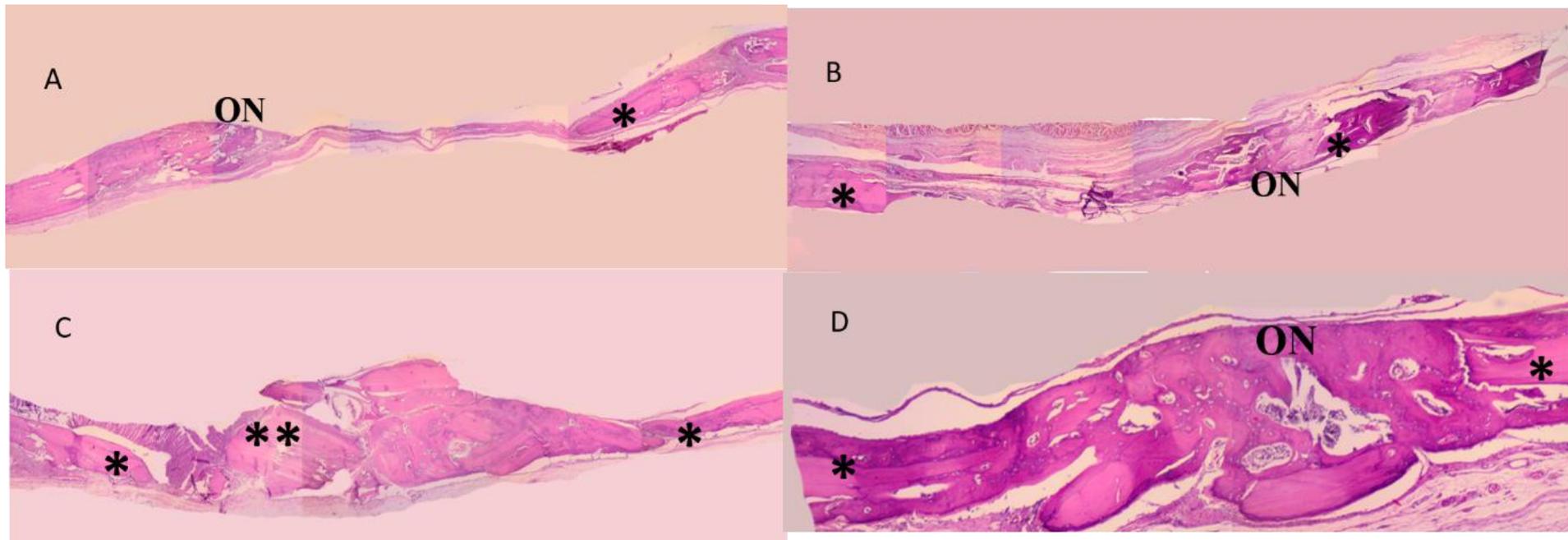
No grupo controle do lado direito, evidenciou-se um processo de neoformação óssea, partindo da borda em direção ao centro do defeito, com grau de maturação mais acentuado, porém não foi observado ainda o preenchimento de toda extensão da cavidade.

No grupo controle do lado esquerdo, observou-se um processo de neoformação óssea intenso, no qual as partículas de enxerto sofreram processos de remodelação e percebeu-se uma união entre os blocos enxertados com osso neoformado provenientes da borda do defeito e da duramáter.

No grupo piezo do lado direito, notou-se trabéculas ósseas neoformadas partindo da borda da osteotomia em direção ao centro, entretanto não se constatou um completo preenchimento do defeito.

No grupo piezo do lado esquerdo foi possível observar preenchimento da porção basal do defeito e foi evidenciado uma união do osso neoformado com as partículas de enxerto (Figura 23, A, B, C e D)

Figura 23- Fotomicrografia dos defeitos controle e experimental com 28 dias de observação. H.E. Original. 40x

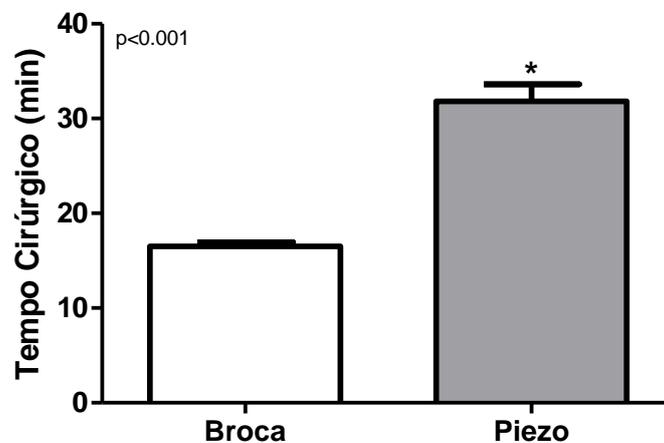


(A) Coágulo trefina, (B) coágulo piezo, (C) enxerto trefina e (D) enxerto piezo. * - Leito receptor, ** - osso enxertado e ON – Osso neoformado

4.2 Tempo cirúrgico

A média de tempo cirúrgico do grupo de animais submetidos a cirurgia com broca trefina ($16,5 \pm 0,4$ min) foi significativamente menor que do grupo de animais tratados com piezocirurgia ($31,8 \pm 1,8$ min) ($p < 0,001$) (Figura 24).

Figura 24- Gráfico comparando o tempo cirúrgico, em minutos, dos procedimentos realizados com broca trefina e com o dispositivo piezoelétrico.



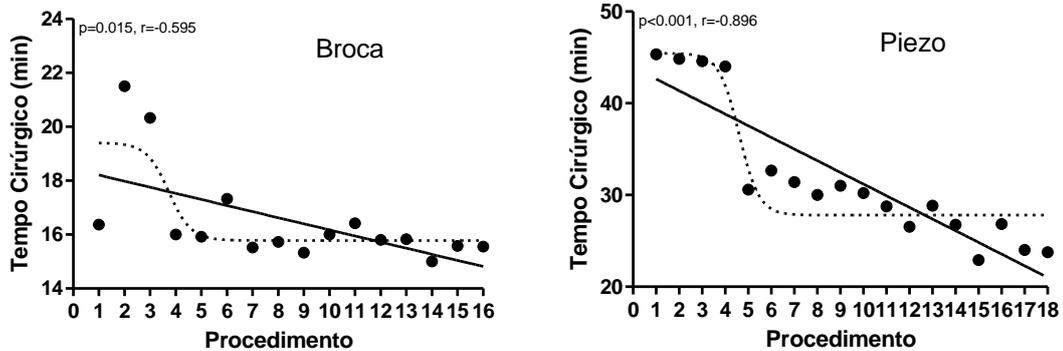
* $p < 0,05$, teste t de Student (média \pm EPM).

Durante a avaliação dos resultados foi observada uma variação do tempo total do procedimento de acordo com as repetições das osteotomias, isso se deveu a uma evolução da curva de aprendizado do operador. Ambos os grupos de estudo apresentaram correlação estatisticamente significativa entre a ordem do procedimento cirúrgico e o tempo cirúrgico. O grupo tratado com osteotomia por broca apresentou uma correlação inversa moderada estatisticamente significativa ($p = 0,015$, $r = -0,595$) e o grupo tratado com piezocirurgia apresentou uma correlação inversa muito forte estatisticamente significativa ($p < 0,001$, $r = -0,896$).

No grupo tratado com broca, a estabilização da redução do tempo cirúrgico dependente da experiência do profissional ocorre a partir do quinto procedimento, apresentando a partir desse momento uma média de $19,4 \pm 0,9$ minutos. No grupo tratado com piezocirurgia, a partir do sétimo procedimento cirúrgico ocorre

estabilização da redução do tempo cirúrgico dependente da experiência do operador, apresentando a partir desse momento uma média de $27,8 \pm 0,8$ minutos (Figura 25).

Figura 25- Gráfico comparando a experiência do operador com o tempo cirúrgico.



* $p < 0,05$, correlação de Pearson.

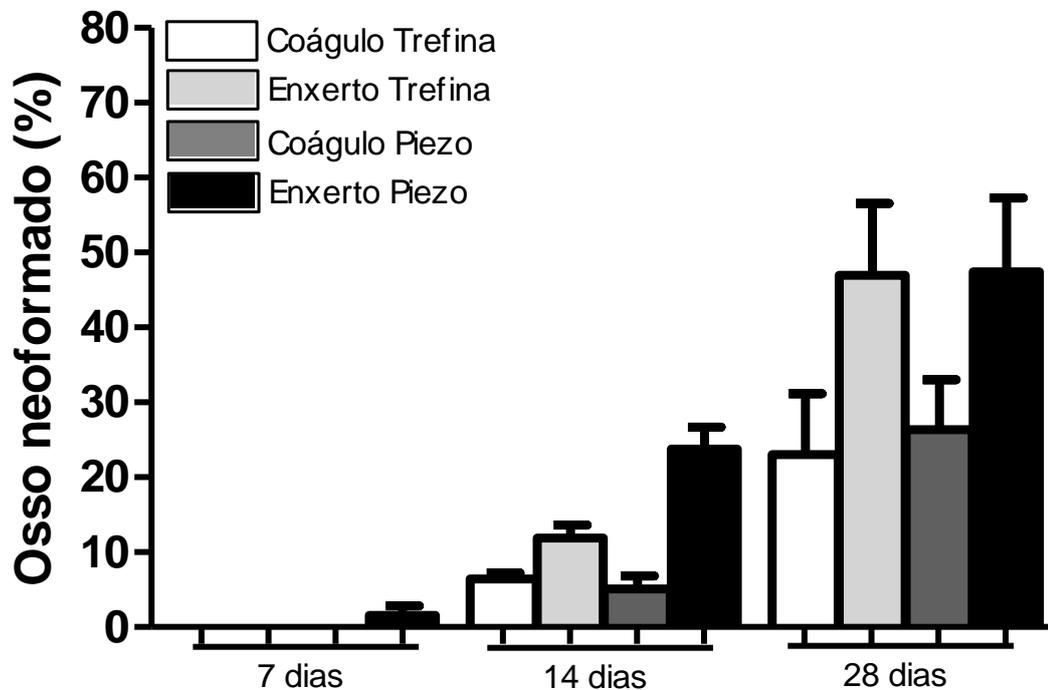
4.3 Avaliação do percentual de área referente a osso neoformado

O grupo controle do lado direito (coágulo-trefina) não apresentou neoformação óssea significativa no sétimo dia ($0,0 \pm 0,0\%$) e no 14º dia ($6,5 \pm 0,8\%$), porém, houve aumento significativo a partir do 28º dia ($23,0 \pm 8,1\%$) ($p = 0,015$). O grupo controle do lado esquerdo (enxerto-trefina) mostrou comportamento similar, o percentual de osso neoformado no sétimo dia ($0,0 \pm 0,0\%$) não mostrou variação significativa no 14º dia ($11,9 \pm 1,9\%$), porém, o aumento foi significativo a partir do 28º dia ($47,0 \pm 9,6\%$) ($p = 0,003$).

O grupo experimental do lado direito (coágulo piezo) não mostrou diferença significativa entre o sétimo dia ($0,0 \pm 0,0\%$) e o 14º dia ($5,1 \pm 1,7\%$), porém, a quantidade de osso neoformado com 28 dias ($26,3 \pm 6,6\%$) foi significativamente maior que no sétimo e no 14º dia ($p = 0,001$). O grupo experimental do lado esquerdo (enxerto piezo) mostrou aumento significativo da área referente a neoformação do sétimo dia ($1,6 \pm 1,2\%$) para o dia 14 ($23,8 \pm 2,9\%$) e deste para o dia 28 ($47,4 \pm 9,9\%$) ($p < 0,001$).

No sétimo dia não houve diferença significativa entre os quatro grupos ($p = 0,236$). No 14º dia a neoformação óssea do grupo enxerto piezo foi significativamente superior aos demais grupos ($p = 0,002$). No 28º dia não houve diferença significativa entre os quatro grupos ($p = 0,194$) (Figura 26).

Figura 26- Gráfico mostrando a percentagem de osso neoformado nos animais eutanasiados nos dias 7, 14 e 28 dias



* $p < 0,05$, Teste ANOVA/Bonferroni (média ± EPM)

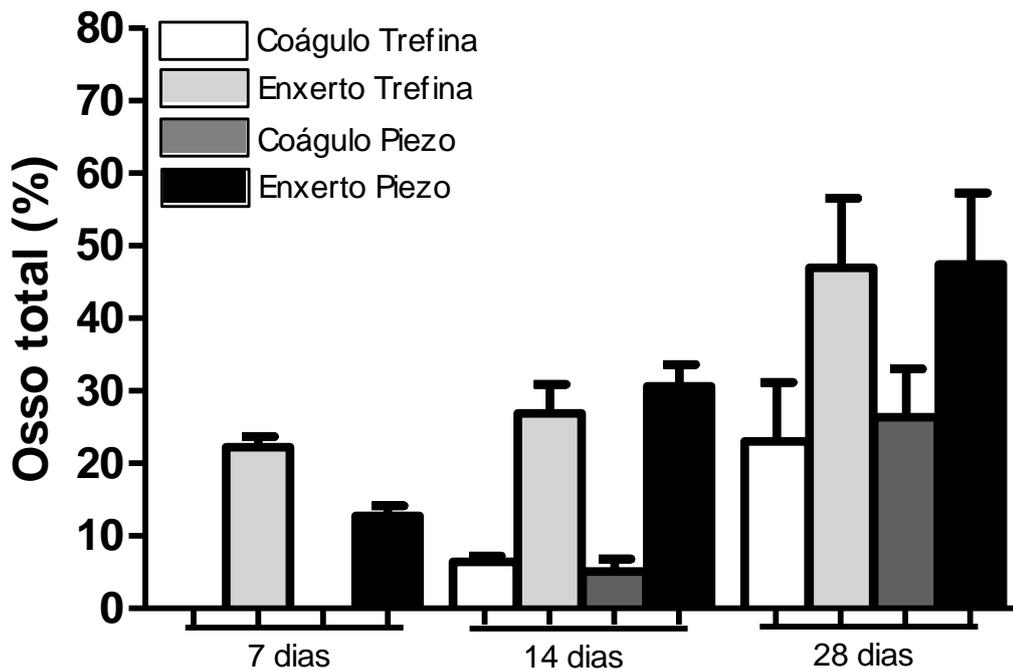
4.4 Avaliação do percentual de área referente a osso total

O grupo coágulo trefina não mostrou aumento da área total de osso do dia sete ($0,0 \pm 0,0\%$) para o dia 14 ($6,4 \pm 0,8\%$), com aumento significativo apenas a partir do 28º dia ($23,0 \pm 8,1\%$). O grupo enxerto trefina não mostrou aumento significativo da área total do osso do dia sete ($22,2 \pm 1,4\%$) para o dia 14 ($26,9 \pm 4,0\%$), com aumento significativo apenas a partir do dia 28 ($47,0 \pm 9,6\%$) ($p = 0,024$).

O grupo coágulo piezo não mostrou aumento significativo do dia sete ($0,0 \pm 0,0\%$) para o dia 14 ($5,1 \pm 1,7\%$), porém, apresentou um aumento significativo a partir do dia 28 ($26,3 \pm 6,6\%$) ($p = 0,030$). Da mesma forma o grupo enxerto piezo não mostrou aumento significativo do dia sete ($12,8 \pm 1,4\%$) para o dia 14 ($30,6 \pm 3,0\%$), porém houve um aumento significativo no dia 28 ($47,4 \pm 9,9\%$) ($p = 0,003$).

No sétimo ($p < 0,001$) e 14^o ($p < 0,001$) a área total de osso dos grupos com enxerto foram maiores que os grupos sem enxerto ($p < 0,001$). No 28^o dia não houve diferença significativa entre os grupos ($p = 0,194$) (Figura 27).

Figura 27 Gráfico mostrando a percentagem de osso total nos animais eutanasiados nos dias 7, 14 e 28 dias.



* $p < 0,05$, Teste ANOVA/Bonferroni (média \pm EPM)

4.5 Desenvolvimento do protótipo

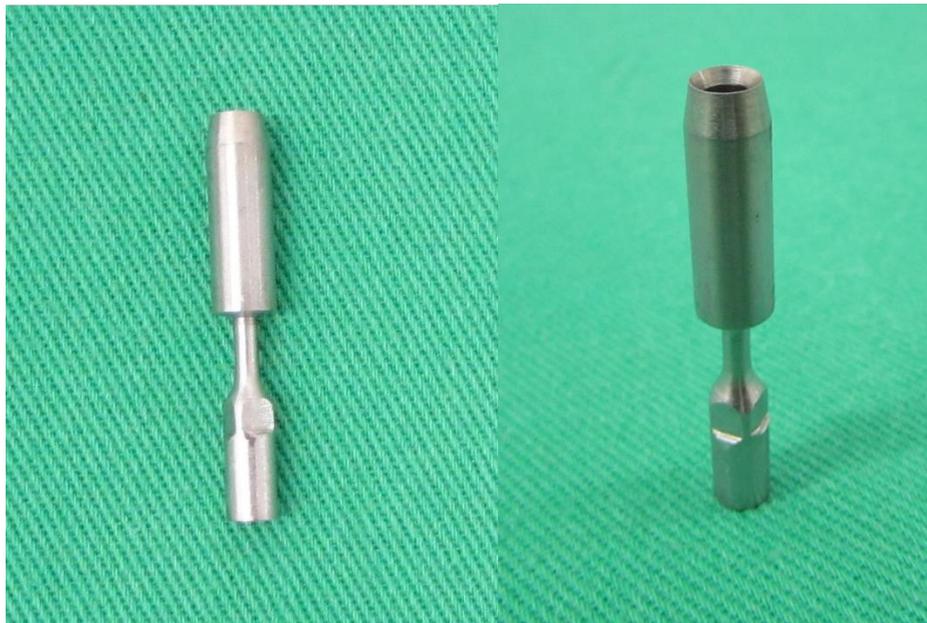
4.5.1 Nome técnico

Ponta vibratória circular

4.5.2 Identificação do produto

A ponta vibratória circular foi projetada para fornecer aos cirurgiões buco-maxilofaciais e implantodontistas a possibilidade de realização de osteotomias cilíndricas (Figura 28).

Figura 28- Protótipo de ponta ultrassônica para realização de osteotomias cilíndricas



Fonte: Elaborada pelo autor

4.5.3 Material utilizado

Aço inoxidável tipo 304 (ASTM F899).

4.5.4 Apresentação

A ponta vibratória circular é composta por uma zona de encaixe à peça de mão, uma zona intermediária e a ponta ativa responsável pelas osteotomias, caracterizando uma peça única. Todas as zonas são interligadas por um orifício de 2mm de diâmetro responsável pela passagem do fluxo de irrigação até a ponta ativa. Esta, por sua vez, apresenta um diâmetro de 5mm.

4.5.5 Indicação

Este material é indicado para a realização de osteotomias cilíndricas, para procedimentos de enxertia óssea, biópsias ósseas e remoção de implantes mal posicionados, não havendo contraindicação para a utilização do mesmo.

4.5.6 Armazenamento e conservação

O material deve ser armazenado de modo a preservar sua configuração, integridade e características mecânicas. Na estocagem, o material deverá permanecer limpo, seco e embalado. Todas as pontas ou bordas afiadas devem estar protegidas adequadamente para impedir dano ao instrumental e à embalagem. O ambiente de armazenamento deve ser seco, limpo e isento de contaminação particulada.

4.5.7 Limpeza prévia

O instrumental deve ser mergulhado em um recipiente apropriado contendo água e detergente, preferencialmente enzimático, à temperatura ambiente. Em seguida, deve ser lavado imediatamente em água corrente. Importante salientar que se a temperatura da água for superior a 45°C pode causar coagulação das proteínas, o que dificulta o processo de remoção de incrustações do instrumental.

4.5.8 Descontaminação

É feita por meio da imersão do instrumental em um recipiente apropriado contendo solução de desinfetante em água, à temperatura ambiente (desinfecção química), ou em banho aquecido (desinfecção termoquímica). O tempo de imersão do instrumental depende tanto da temperatura de operação, quanto da diluição, e do tipo de desinfetante empregado.

4.5.9 Lavagem

As peças devem ser totalmente escovadas, com escova de cerdas macias, dando-se especial atenção às áreas de difícil acesso, onde pode ocorrer a retenção de tecidos orgânicos e a deposição de secreções ou soluções desinfetantes.

4.5.10 Enxágue

O instrumental deve ser enxaguado, abundantemente, em água corrente. Recomenda-se a utilização de água aquecida para o enxágue do instrumental.

4.5.11 Secagem

Deve-se assegurar que os processos de secagem não introduzam umidade ou partículas na superfície do instrumental. Recomenda-se que o tecido seja absorvente e que contenha cavidades ou entranhas cujo interior esteja completamente seco.

4.5.12 Esterilização

Deve-se assegurar que todo o instrumental a ser esterilizado esteja efetivamente limpo. No processo de esterilização, o instrumental passa por ciclos térmicos, podendo haver dilatação e contração dos materiais. O contato entre diferentes tipos de metais durante a esterilização, como aço inoxidável e material cromado, pode induzir processos de corrosão no instrumental. Assim, recomenda-se que seja evitada a esterilização, em uma mesma operação, de instrumentais produzidos com materiais distintos. A água e/ou o vapor empregados pelas autoclaves devem estar dentro dos padrões de qualidade aceitáveis.

Nota: A eficiência do procedimento de esterilização deve ser devidamente comprovada. Os parâmetros adequados do processo para cada equipamento e volume devem ser analisados e conduzidos por pessoas treinadas e especializadas em processos de esterilização, assegurando a completa eficiência desse procedimento. Para isso, devem ser seguidas as instruções do fabricante e postos em

prática métodos que estejam de acordo com os guias internos de uso do estabelecimento hospitalar.

5 DISCUSSÃO

Na CTBMF, a piezocirurgia surgiu como uma alternativa cirúrgica frente às limitações provenientes das técnicas operatórias convencionais e sua aplicabilidade clínica vem crescendo constantemente. Cirurgias para levantamento de seio maxilar, lateralização do nervo alveolar inferior para posterior colocação de implantes, cirurgias ortognáticas, cirurgias para colocação de implantes dentários, distrações osteogênicas, enxertias ósseas e procedimentos cirúrgicos para retirada de implantes osteointegrados mal posicionados são algumas das situações cirúrgicas que podem ser abordadas por esta tecnologia (SCHLEE et al., 2006; LABANCA et al., 2008; LECLERCQ; ZENATI; DOHAN, 2008; PEREIRA et al., 2014; TAUB; COLLINS, 2014).

Neste trabalho, os autores decidiram comparar o ultrassom cirúrgico com a broca convencional nos procedimentos de enxertia óssea. Na análise qualitativa, no grupo em que foram realizadas osteotomias com motor piezoelétrico, a resposta inflamatória nos períodos de 3, 7 e 14 dias analisados foi de menor intensidade quando comparada com o grupo controle. Da mesma forma, o estudo de Preti et al., (2007) analisou a resposta biológica do reparo ósseo em sítios cirúrgicos criados em mandíbula de porco utilizando o motor piezoelétrico e brocas convencionais, para posterior colocação de implantes osteointegráveis. Na análise histológica, os autores compararam a quantidade de infiltrado inflamatório e a quantidade de osso neoformado do tecido ósseo perimplantar, havendo um maior infiltrado inflamatório no grupo que utilizou as brocas convencionais em todos os períodos analisados, evidenciando um maior trauma tecidual gerado por esse tipo de osteotomia.

No presente trabalho, quanto à histomorfometria, não houve diferença estatística significativa entre os grupos controle e experimental eutanasiados no dia 7, embora o grupo experimental do lado direito (coágulo piezo) tenha apresentado algumas áreas de neoformação óssea nesse período. Entretanto, do dia 7 para o dia 14, no grupo experimental do lado esquerdo (enxerto piezo), a percentagem de osso neoformado foi significativamente superior aos demais grupos. Este resultado é semelhante ao encontrado no trabalho de VON SEE et al., (2010), em que se comprovou que a quantidade de osteoblastos no 14º dia pós-operatório era maior no grupo de enxertos coletados por meio do motor piezoelétrico, comparados com o grupo em que foram utilizadas brocas rotatórias convencionais. Com isso, pode-se

sugerir que a coleta de enxertos por meio da piezocirurgia preserva um maior número de osteócitos, favorecendo a osteogênese.

Outros autores, em um estudo experimental em ratos, analisaram a neoformação óssea nas osteotomias realizadas na maxila dos animais, além da viabilidade celular dos enxertos coletados do fêmur. Os pesquisadores compararam as brocas carbides com as pontas ultrassônicas acopladas ao motor piezoelétrico. No sétimo dia após a cirurgia, a diferença histológica mais significativa entre as duas técnicas utilizadas nas osteotomias foi a presença de uma nova matriz osteoide ao redor das bordas osteotomizadas com motor piezoelétrico (MOURARET et al., 2014), mesmo resultado encontrado pelos autores deste presente trabalho. No mesmo estudo, por meio de uma análise histomorfométrica, o grupo no qual o enxerto foi coletado com motor piezoelétrico, no período de 3 (três) e 7 (sete) dias pós-operatório, apresentou uma maior percentagem de osteócitos na superfície, que pode contribuir para uma maior viabilidade celular do material enxertado (MOURARET et al., 2014).

Na presente pesquisa, não houve diferença significativa na neoformação óssea entre o grupo osteotomizado com broca trefina e o grupo da piezocirurgia em todos os períodos analisados (coagulo trefina x coagulo piezo). Da mesma forma, outros pesquisadores compararam a dinâmica da remodelação óssea em defeitos criados em tíbias de ratos tanto por brocas convencionais como pelo dispositivo piezoelétrico. Foi realizado um estudo histológico, histomorfométrico e imuno-histoquímico com o objetivo de analisar o processo de reparo ósseo. Durante a análise histológica, não houve nenhuma diferença na dinâmica da remodelação óssea em todos os períodos analisados, 3(três) , 7 (sete), 14, 30 e 60 dias pós-operatório (ESTEVES et al., 2013).

Por outro lado, o trabalho de Saulacic et al. (2015), analisou o processo de remodelação óssea em defeitos reconstruídos com enxerto autógeno particulado em mandíbula de *minipigs*. Os autores utilizaram 4 (quatro) tipos de instrumentais cirúrgicos para a trituração do enxerto: triturador manual, cureta para osso, dispositivo piezoelétrico e coletor de osso acoplado ao sugador cirúrgico nas osteotomias realizadas com brocas convencionais. As amostras foram analisadas depois de 1(uma),2 (duas) 4 (quatro) e 8 (oito) semanas, não havendo diferença estatisticamente significativa no processo de neoformação óssea em nenhum dos períodos estudados. Este dado vai de encontro ao resultado da presente pesquisa, visto que no 14° dia, os animais que foram submetidos a reconstrução dos defeitos da calvária com enxerto

coletado a partir da piezocirurgia, apresentaram um maior percentual de osso neoformado.

Kfoury et al. (2014), por meio de um estudo histomorfométrico para colocação de implantes em coelho utilizando o motor piezoelétrico, observaram que, nos períodos de 7(sete) e 14 dias pós-operatórios, não houve diferença significativa entre o grupo piezo e o grupo controle (brocas convencionais) na quantidade de volume ósseo peri-implantar. Porém, no período de 28 dias, houve uma diferença significativa de volume ósseo encontrado no grupo piezo. Por sua vez, no presente trabalho, não houve uma diferença significativa entre o grupo controle e experimental no período de 28 dias. Este dado pode ser explicado por já haver uma tendência natural de neoformação óssea neste período.

Estudos mostram que a piezocirurgia é considerada uma cirurgia minimamente invasiva por apresentar algumas vantagens, tais como uma maior precisão no corte ósseo, um menor sangramento transoperatório, uma maior visibilidade do campo cirúrgico e uma atuação seletiva para estruturas mineralizadas, preservando os tecidos moles adjacentes (GONZÁLEZ-GARCÍA et al., 2009; PAVLÍKOVÁ et al., 2011; PEREIRA et al., 2014; RAMIERI et al., 2015). Porém, alguns autores relatam que a principal restrição das osteotomias realizadas com ultrassom cirúrgico é o seu baixo poder de corte, o que aumenta o tempo da cirurgia (STELZLE et al., 2014).

No presente trabalho, a média de tempo cirúrgico do grupo de animais submetidos a cirurgia com broca trefina ($16,5 \pm 0,4$ min) foi significativamente menor que do grupo de animais tratados com piezocirurgia ($31,8 \pm 1,8$ min) ($p < 0,001$).

Em um estudo comparando as osteotomias para colocação de implantes osteointegráveis utilizando pontas ultrassônicas e brocas convencionais, observou-se que o tempo cirúrgico com a piezocirurgia era significativamente maior do que as cirurgias realizadas com os métodos tradicionais (STELZLE et al., 2014). Outro trabalho em que se comparou a piezocirurgia com as serras oscilatórias convencionais nas cirurgias ortognáticas bimaxilares, os autores perceberam que o tempo médio dos procedimentos com o ultrassom cirúrgico aumentou em 35% comparado com o método tradicional (SPINELLI et al., 2014). Este aumento no tempo cirúrgico corrobora com os resultados apresentados por outros pesquisadores (LABANCA et al., 2008; RASHAD et al., 2011; SAGHEB et al., 2016).

Porém, em cirurgias para correções de deformidades craniomaxilofaciais, os autores não encontraram nenhuma diferença significativa entre o tempo cirúrgico utilizando a piezocirurgia e os instrumentos rotatórios convencionais (RAMIERI et al., 2015). Além disso, Beziat et al., (2007) relataram que o tempo da osteotomia era mais prolongado com o uso da piezocirurgia, entretanto o tempo total do procedimento cirúrgico não era afetado, visto que a necessidade para se obter uma proteção aos tecidos moles adjacentes era minimizado.

Neste trabalho, ambos os grupos analisados apresentaram correlação estatisticamente significativa entre a ordem do procedimento cirúrgico e o tempo cirúrgico. Alguns autores afirmam que este tempo de procedimento cirúrgico aumentado pode ser amenizado de acordo com a habilidade e a experiência do cirurgião. Eles relatam que a curva de aprendizado durante as osteotomias utilizando ultrassom cirúrgico pode ser lenta (BACCI et al., 2010; SPINELLI et al., 2014; ARAKJI; SHOKRY; ABOELSAAD, 2016). No presente trabalho, a curva de aprendizado para o uso do motor piezoelétrico foi constatada estável a partir da 8ª cirurgia.

Outra restrição relacionada ao dispositivo piezoelétrico consiste no custo elevado da cirurgia, já que o aparelho ultrassônico ainda é um dispositivo caro e as pontas ultrassônicas podem quebrar-se facilmente, caso o operador exerça uma pressão a mais do que o indicado durante as osteotomias (PEREIRA et al., 2014). Isso obriga o cirurgião a ter em estoque uma boa quantidade de pontas vibratórias. Embora as pontas ultrassônicas sejam cobertas por uma camada de nitreto de titânio, ou em alguns casos diamantadas, elas podem-se desgastar rapidamente e não resistir aos impactos microabrasivos constantes durante as osteotomias (LECLERCQ et al., 2008). Com isso, alguns autores não recomendam utilizá-las em mais de 10 vezes em procedimentos de osteotomias ou osteoplastias (LECLERCQ et al, 2008).

Diante do exposto e seguindo o conceito de inovação tecnológica incremental, no qual refere-se a implementação de qualquer tipo de melhoria em um produto, alterando ou não a sua estrutura (LORENZETTI et al, 2012) os autores do presente trabalho decidiram desenvolver um protótipo de uma ponta ultrassônica que pudesse ser mais resistente que as pontas existentes atualmente no mercado e com um custo reduzido. Além disso, os autores procuraram desenhar uma ponta que possa realizar osteotomias cilíndricas com o intuito de reduzir o trauma tecidual gerado pelas brocas tradicionais.

No presente estudo, o desenho industrial foi criado com ajuda de um *software Solid Edge 3D-CAD*, sendo importante salientar que ainda não há relatos na literatura de pontas vibratórias com o mesmo design apresentado.

O protótipo da ponta cilíndrica foi então desenvolvido, a partir do desenho criado; porém, faz-se necessário desenvolver outras pesquisas para testar a eficácia deste novo dispositivo à frente das pontas vibratórias e aos instrumentos tradicionais já existentes.

6 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia aplicada e diante dos resultados obtidos neste estudo, é possível concluir que a cronologia do reparo ósseo descrita evidenciou maior neoformação óssea no grupo experimental de piezocirurgia, com enxerto, no período de 14 dias. Da mesma forma, a resposta inflamatória observada neste grupo foi diminuída, sugerindo um menor trauma tecidual. Embora a otimização do reparo tenha sido melhorada com a piezocirurgia, o tempo cirúrgico foi aumentado, podendo haver uma diminuição de acordo com a curva de aprendizado do cirurgião quanto ao uso desta tecnologia. Desta forma, o desenvolvimento do protótipo da ponta ultrassônica no formato cilíndrico foi concluído com sucesso, devendo ser realizados novos estudos para comprovar a eficácia da ponta produzida.

REFERÊNCIAS

ARAKJI, H.; SHOKRY, M.; ABOELSAAD, N. Comparison of Piezosurgery and Conventional Rotary Instruments for Removal of Impacted Mandibular Third Molars: A Randomized Controlled Clinical and Radiographic Trial. **International Journal of Dentistry**, v. 2016, p. 1–7, 2016.

ATIEH, M. et al. Piezoelectric Surgery vs Rotary Instruments for Lateral Maxillary Sinus Floor Elevation: A Systematic Review and Meta-Analysis of Intra- and Postoperative Complications. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 30, n. 6, p. 1262–1271, 2015.

BACCI, C. et al. Intra-oral bone harvesting : two methods compared using histological and histomorphometric assessments. **Clinical Oral Implants Research**, v. 22, p. 600–605, 2010.

BEZIAT, J. L. et al. Ultrasonic osteotomy as a new technique in craniomaxillofacial surgery. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 36, n. 6, p. 493–500, 2007.

CASTRO- SILVA, I. L. Enxertos ósseos na Odontologia brasileira : cenário , desafios e perspectivas na visão da gestão em saúde. **Revista Fluminense de Odontologia**. v. 1, p. 63–71, 2013.

DAHLIN, C.; JOHANSSON, A. Iliac crest autogenous bone graft versus alloplastic graft and guided bone regeneration in the reconstruction of atrophic maxillae: A 5-year retrospective study on cost-effectiveness and clinical outcome. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 13, n. 4, p. 305–310, 2011.

KFOURI, F. et al. Piezoelectric osteotomy for the placement of titanium implants in rabbits: Histomorphometry study. **Clinical Oral Implants Research**, v. 25, n. 10, p. 1182–1188, 2014.

DE ALMEIDA, A. L. P. F. et al. The effect of low-level laser on bone healing in critical size defects treated with or without autogenous bone graft: An experimental study in rat calvaria. **Clinical Oral Implants Research**, n. Ripamonti 1991, p. 1131–1136, 2013.

DE VICENTE, J. C. et al. The use of piezoelectric surgery to lateralize the inferior alveolar nerve with simultaneous implant placement and immediate buccal cortical

bone repositioning: A prospective clinical study. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 45, n. 7, p. 851–857, 2016.

ESTEVEZ, J. C. et al. Dynamics of bone healing after osteotomy with piezosurgery or conventional drilling - histomorphometrical, immunohistochemical, and molecular analysis. **Journal of translational medicine**, v. 11, p. 221, 2013.

FAOUR, O. et al. The use of bone graft substitutes in large cancellous voids: Any specific needs? **Injury**, v. 42, n. SUPPL. 2, p. S87–S90, 2011.

FARIA, A. F. DE et al. Processo De Desenvolvimento De Novos Produtos : Uma Experiência Didática. **Encontro Nacional de Engenharia de Produção**, 2008.

GARCIA, V. G. et al. Effect of LLLT on autogenous bone grafts in the repair of critical size defects in the calvaria of immunosuppressed rats. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 42, n. 7, p. 1196–1202, 2014.

GIANNOUDIS, P. V; DINOPOULOS, H.; TSIRIDIS, E. Bone substitutes: an update. **Injury**, v. 36 Suppl 3, p. S20–S27, 2005.

GONZÁLEZ-GARCÍA, A. et al. Ultrasonic osteotomy in oral surgery and implantology. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, v. 108, n. 3, p. 360–367, 2009.

GUPTA, S. Qualitative Histological Evaluation of Hard and Soft Tissue Components of Human Permanent Teeth Using Various Decalcifying Agents - A Comparative Study. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, p. 1–4, 2014.

INTINI, G. et al. A comparative analysis of bone formation induced by human demineralized freeze-dried bone and enamel matrix derivative in rat calvaria critical-size bone defects. **Journal of periodontology**, v. 79, n. 7, p. 1217–1224, 2008.

ISSA, J. P. et al. Bone repair of critical size defects treated with autogenic, allogenic, or xenogenic bone grafts alone or in combination with rhBMP-2. **Clinical Oral Implants Research**, v. 27, n. 5, p. 558–566, 2016.

ISSA, M. et al. Collagen fibers evaluation after rhBMP-2 insertion in critical-sized defects. **Micron**, v. 40, p. 560–562, 2009.

KESHEL, S. H. The comparative effectiveness of demineralized bone matrix , beta-tricalcium phosphate , and bovine-derived anorganic bone matrix on inflammation and bone formation using a paired calvarial defect model in rats. **Clinical, Cosmetic and Investigation Dentistry**, p. 69–78, 2011.

KIM, J.-M. et al. Minimally Invasive Sinus Augmentation Using Ultrasonic Piezoelectric Vibration and Hydraulic Pressure: A Multicenter Retrospective Study. **Implant dentistry**, v. 21, n. 6, p. 536–542, 2012.

KIM, R.; KIM, J.; MOON, S. Effect of hydroxyapatite on critical-sized defect. **Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery**, p. 2–7, 2016.

LABANCA, M. et al. Piezoelectric surgery: Twenty years of use. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 46, n. 4, p. 265–269, 2008.

LECLERCQ, P. et al. Ultrasonic Bone Cut Part 1: State-of-the-Art Technologies and Common Applications. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 66, n. 1, p. 177–182, 2008.

LECLERCQ, P.; ZENATI, C.; DOHAN, D. M. Ultrasonic Bone Cut Part 2: State-of-the-Art Specific Clinical Applications. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 66, n. 1, p. 183–188, 2008.

LORENZETTI, J. et al. Technology, Technological, Innovation and Health: A NECESSARY REFLECTION. **Texto Contexto Eferm** v. 21, n. 2, p. 432–439, 2012.

LU, M.; RABIE, A. B. M. Quantitative assessment of early healing of intramembranous and endochondral autogenous bone grafts using micro-computed tomography and Q-win image analyzer. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 33, n. 4, p. 369–376, 2004.

MIRON, R. J. et al. Osteogenic Potential of Autogenous Bone Grafts Harvested with Four Different Surgical Techniques. **Journal of Dental Research**, v. 90, n. 12, p. 1428–1433, 2011.

MITTAL, A. Aços Inoxidáveis: aplicações e especificações. **Arcelor Mittal**, p. 29, 2008.

MOURARET, S. et al. Cell viability after osteotomy and bone harvesting: Comparison of piezoelectric surgery and conventional bur. **International Journal of Oral and**

Maxillofacial Surgery, v. 43, n. 8, p. 966–971, 2014.

MOZZATI, M. et al. Third-Molar Extraction With Ultrasound Bone Surgery. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 25, n. 3, p. 856–859, 2014.

PAVLÍKOVÁ, G. et al. Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 40, n. 5, p. 451–457, 2011.

PEKOVITS, K. et al. Evaluation of graft cell viability-efficacy of piezoelectric versus manual bone scraper technique. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 70, n. 1, p. 154–162, 2012.

PEREIRA, C. C. S. et al. Piezosurgery applied to implant dentistry: clinical and biological aspects. **The Journal of oral implantology**, v. 40 Spec No, p. 401–8, 2014.

PISTARINI, L. Y. Comparison between a piezoelectric device and rotary instruments in implant site preparation: an in vivo morphological, histological analysis using pigs. **Revis Gauch Odontol**, p. 47–54, 2015.

PRETI, 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. **The Journal of periodontology**, v. 78, n. 4, p. 716–722, 2007.

RAHNAMA, M. et al. The use of piezosurgery as an alternative method of minimally invasive surgery in the authors' experience. **Wideochirurgia I Inne Techniki Maloinwazyjne**, v. 8, n. 4, p. 321–326, 2013.

RAMIERI, V. et al. The use of piezosurgery in cranial surgery in children. **The Journal of craniofacial surgery**, v. 26, n. 3, p. 840–2, 2015.

RASHAD, A. et al. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. **Clinical Oral Implants Research**, v. 22, n. 12, p. 1361–1365, 2011.

RODRIGUEZ, J. G.; ELDIBANY, R. M. Vertical splitting of the mandibular body as an alternative to inferior alveolar nerve lateralization. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 42, n. 9, p. 1060–1066, 2013.

ROGERS, G. F.; GREENE, A. K. Autogenous Bone Graft. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 23, n. 1, p. 323–327, 2012.

SAGHEB, K. et al. Comparison of conventional twist drill protocol and piezosurgery for implant insertion: An ex vivo study on different bone types. **Clinical Oral Implants Research**, p. 1–7, 2016.

SAULACIC, N. et al. Impact of bone graft harvesting techniques on bone formation and graft resorption: A histomorphometric study in the mandibles of minipigs. **Clinical Oral Implants Research**, v. 26, n. 4, p. 383–391, 2015.

SCHLEE, M. et al. Piezosurgery: basics and possibilities. **Implant dentistry**, v. 15, n. 4, p. 334–340, 2006.

SPINELLI, G. et al. Comparison of piezosurgery and traditional saw in bimaxillary orthognathic surgery. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 42, n. 7, p. 1211–1220, 2014.

STELZLE, F. et al. The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation - an experimental ex vivo comparison between piezosurgery and conventional drilling. **Clinical Oral Implants Research**, v. 25, n. 2, 2014.

STERN, A.; BARZANI, G. Autogenous Bone Harvest for Implant Reconstruction. **Dental Clinics of North America**, v. 59, n. 2, p. 409–420, 2015.

STÜBINGER, S.; STRICKER, A.; BERG, B. I. Piezosurgery in implant dentistry. **Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry**, v. 7, p. 115–124, 2015.

TAUB, P. J.; COLLINS, M. Piezoelectric osteotomy for distraction osteogenesis of the pediatric mandible. **The Journal of craniofacial surgery**, v. 25, n. 2, p. 571–2, 2014.

TOLSTUNOV, L. Maxillary Tuberosity Block Bone Graft: Innovative Technique and Case Report. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 67, n. 8, p. 1723–1729, 2009.

VON SEE, C. et al. Comparison of different harvesting methods from the flat and long bones of rats. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 48, n. 8, p. 607–612, 2010.

YANG, B.; GIROD, S.; DDS, P. Efficacy of Bone Healing in Calvarial Defects Using Piezoelectric Surgical Instruments. v. 25, n. 1, p. 149–153, 2014.

ZIZZARI, V. L. et al. Biologic and clinical aspects of integration of different bone substitutes in oral surgery : a literature review. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology**, v. 122, n. 4, p. 392–402, 2016.

ANEXO

Anexo: Certificado da comissão de ética em experimentação animal.

**Unichristus**
Centro Universitário Christus

CEUA INSTITUTO PARA DESENVOLVIMENTO DA EDUCAÇÃO LTDA IPADE
CENTRO UNIVERSITÁRIO CHRISTUS

Of. No. 003/16

Protocolo do CEUA: 003/16

Pesquisador Responsável: Prof. ABRAHÃO CAVALCANTE GOMES DE SOUZA CARVALHO

Título do Projeto: ANÁLISE DA VIABILIDADE CELULAR DA NEOFORMAÇÃO ÓSSEA DE ENXERTOS AUTÓGENOS PARTICULARES ATRAVÉS DE MOTOR PIEZO ELÉTRICO.

Levamos ao conhecimento de V. Sa que a Comissão de Ética no Uso de Animais do Instituto para Desenvolvimento da Educação LTDA - IPADE considerou **APROVADO** o projeto supracitado na reunião do dia 14(quatorze) de março de 2016.

Descrição do animal utilizado:

Espécie:	Ratos Novergicus albinus	Número Amostral:	50
----------	--------------------------	------------------	----

Relatórios parciais e finais devem ser apresentados ao CEUA/Instituto para Desenvolvimento da Educação LTDA - IPADE ao término do estudo, período máximo 14/03/2016.

Fortaleza, 14 de março de 2016.



Olga Vale Oliveira Machado
Coordenadora
CEUA/Instituto para Desenvolvimento da Educação LTDA - IPADE