



## **AVALIAÇÃO DE REVESTIMENTOS DE DLC E DIAMANTE CVD NO CORTE ÓSSEO E DENTÁRIO POR ULTRASSON.**

**RELATÓRIO FINAL DE PROJETO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA  
(PIBIC/INPE/CNPq)**

**Aluna: Ana Carolina Marques (UNESP – ICT, Bolsista PIBIC/CNPq)**

**E-mail: anacarolinamrq@gmail.com**

**Orientador: Evaldo Jose Corat (COCTE – LABAS - INPE)**

**E-mail: evaldo.corat@inpe.br**

**Co-orientador: Renato Sussumu Nishioka (Docente UNESP – ICT)**

**E-mail: nishioka@ict.unesp.br**

**Julho de 2018**



## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Cnpq pelo financiamento desta pesquisa.

Agradeço ao meu orientador Evaldo Corat, e a instituição Inpe pelo apoio e excelente orientação.

Agradeço a Renato Nishioka pela coordenação muito construtiva e a minha instituição Unesp ICT São José dos Campos, por ser a minha segunda casa!

Agradeço a empresa CVD CloroVale - São José dos Campos, pelo fornecimento dos equipamentos e pela ajuda fundamental para que esta pesquisa se concluísse! Agradeço a todos os funcionários!



## SUMÁRIO

<b>1. LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....</b>	<b>4</b>
<b>2. LISTA DE SIMBOLOS E ABREVIATURAS.....</b>	<b>5</b>
<b>3. RESUMO.....</b>	<b>6</b>
<b>4. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>7</b>
<b>5. OBJETIVO.....</b>	<b>9</b>
<b>6. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>10</b>
<b>7. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>12</b>
<b>8. ANÁLISES E RESULTADOS.....</b>	<b>14</b>
<b>9. CONCLUSÕES.....</b>	<b>18</b>
<b>10. ANEXO E APÊNDICES.....</b>	<b>19</b>
<b>11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>20</b>

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES



Figura 1: Ponta ultrassônica SF3.



Figura 2: Dispositivo DentSurg, CVDentus Clorovale Diamantes, S. A. São José dos Campos – Brasil.



Figura 3: Termovisor, marca FLIR Modelo E40, Termovisor Brasil, Campinas, SP, Brasil.

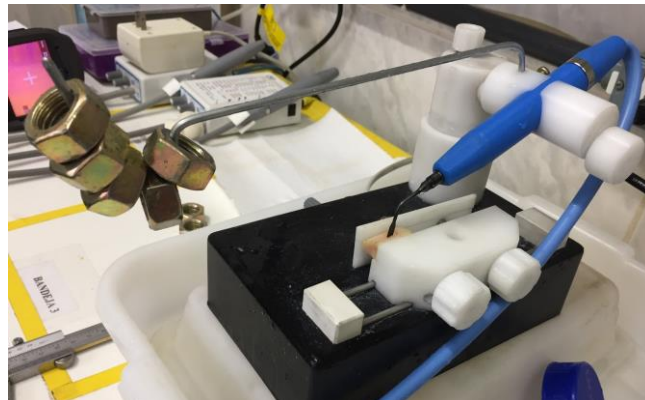


Figura 4: Conjunto morsa + caneta + pesos + bloco ósseo.



Figura 5: Bloco ósseo

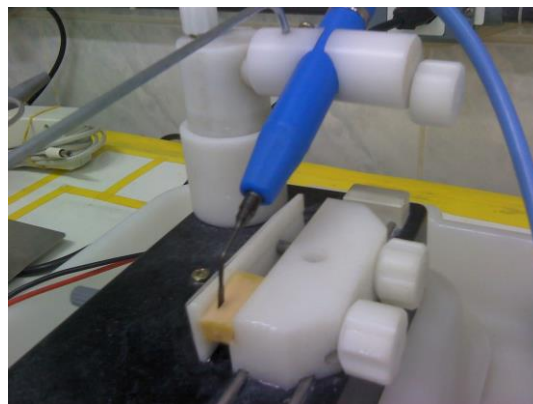


Figura 6: Momento da osteotomia.



MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA, INOVAÇÕES E COMUNICAÇÕES  
**INSTITUTO NACIONAL DE PESQUISAS ESPACIAIS**

## **LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS**

SPO: Sistema Piezoelétrico Odontológico.

DLC: Diamond Like Carbon



## RESUMO

O ultrassom ou piezoelétrico é uma opção para a realização de vários procedimentos clínicos e cirúrgicos, pois possui diversas vantagens em relação a alta rotação, como a precisão na osteotomia, menor quantidade de calor gerado e melhor visibilidade no local cirúrgico. Este trabalho tem como objetivo avaliar o tempo e o calor gerado pela osteotomia de blocos ósseos, com o uso de pontas piezoelétricas, afim de se conhecer a melhor pressão e velocidade a ser exercida, para permitir uma eficaz vibração da ponta durante a osteotomia, com a menor geração de calor sobre o osso e assim menor dano ao tecido ósseo. O aparelho utilizado foi o DENTSURG, da CVDentus – Clorovale Diamantes S.A., São José dos Campos, SP, Brasil, e a ponta ultrassônica utilizada foi a SF3, que possui uma cobertura de DLC (Diamond Like Carbon) desenvolvido no Laboratório Associado Sensores e Materiais do INPE, que possui elevada dureza, baixo coeficiente de atrito e são bactericidas. Para a execução do trabalho, utilizamos uma morsa especialmente construída para apreender cada estrutura de osso, com objetivo de fixação e imobilização durante a osteotomia. Os blocos ósseos possuíam as seguintes dimensões: comprimento de 20mm, largura de 10mm e espessura de 5mm. Foram realizados cinco trabalhos: Pressão: alta(420g), media (280g) e baixa (180g), e velocidade alta e baixa. Dessa forma o estudo foi dividido em 5 grupos; Grupo 1: velocidade baixa e pressão media, Grupo 2: velocidade alta e pressão media, Grupo 3: velocidade alta e pressão alta, Grupo 4: velocidade baixa e pressão alta, Grupo 5: velocidade baixa e pressão baixa. O fluxo de água se manteve constante. O calor gerado foi medido com um termovisor, ajustado na emissividade de 0,85 e foram realizadas três medições por corte. A extensão do corte realizado foi de 18 mm. A osteotomia foi cronometrada e finalizada quando o corte atingiu a profundidade de 5mm e todo o bloco se desprendia do conjunto maior. Após análises dos resultados de temperatura gerada e tempo de corte, além da análise estatística Anova 1-way e teste de Tukey, podemos concluir que a pressão e a velocidade da ponta, atuam diretamente na temperatura gerada sobre o osso durante a osteotomia. Além disso, foi concluído que a pressão ideal é a pressão média, pois a pressão alta gerou um grande aquecimento sobre o osso (41°C), e a pressão baixa apresentou um tempo de osteotomia muito prolongado (6,1 minutos), sendo pouco eficiente na realização do corte. Em relação a velocidade, concluímos que a velocidade alta é mais efetiva para o corte, pois em uma velocidade baixa, a ponta de piezoelétrico perde parte de sua efetividade, deixando o tempo de osteotomia maior.



## INTRODUÇÃO

Piezoelasticidade é um fenômeno físico que ocorre quando determinados materiais são estimulados, e determinam um diferencial elétrico. Quando a corrente elétrica alternada é aplicada sobre certas cerâmicas e cristais, resulta em movimentos de contração e extensão alternadamente, que podem ser traduzidos em energia vibratória de alta frequência, causando oscilações [1, 9].

O Sistema Piezoelétrico Odontológico (SPO) é uma opção para a realização de vários procedimentos clínicos e cirúrgicos, e seu poder de corte é gerado pelas micro movimentações da ponta ativa do dispositivo, que geram micro fraturas e dispersão a mesa óssea de forma progressiva e controlada[2,10]. Este dispositivo tem sido amplamente visualizado na literatura, pela sua capacidade de corte seletivo, agindo a uma frequência de 25 a 30 kHz, específica para tecidos duros, que protege os tecidos adjacentes e estruturas vitais [3,8].

O corte se baseia no fenômeno da cavitação, que é o processo de vaporização, geração de bolhas e implosão subsequente em muitas frações minúsculas de seu tamanho original. Normalmente, ocorre quando um líquido é submetido a uma rápida mudança de pressão, levando à formação de cavidades dentro do líquido, onde a pressão é relativamente baixa. Na osteotomia ultrassônica, o fenômeno da cavitação ajuda a manter uma boa visibilidade do campo operativo, dispersando um fluido refrigerante, de maneira que o sangue seja lavado[18].

A cirurgia óssea com o uso do piezoelétrico é minimamente traumática [6] com incisões ósseas precisas [12], e além disso, o acesso cirúrgico é facilitado na cavidade oral profunda em comparação com a técnica de perfuração convencional [7]. Outras vantagens do SPO são: melhor precisão da osteotomia, redução de sangramento, que resulta em melhor visibilidade do campo operatório e da ausência de superaquecimento[11].

Estudos feitos por Giulio Preti et. al, comprovaram que na cirúrgica piezoelétrica, a neo-osteogênese foi efetivamente mais ativa e eficaz, promovendo mais osteoblastos ao redor dos locais do implante, e foi mais eficiente nas primeiras fases de cicatrização óssea, no qual a presença de osteócitos vitais foi observado [13].



Pavlíková et al, com evidências histológicas e histomorfométricas de cura e formação óssea em modelos experimentais em animais, constataram que a resposta tecidual é mais favorável na cirurgia piezoelétrica do que nas técnicas convencionais de corte ósseo, como instrumentos rotatórios diamantados ou carbide. Além disso, testes histológicos demonstraram a completa ausência de dano cirúrgico às estruturas nervosas e também a presença de osteócitos vitais na área da osteotomia [14].

Existem atualmente vários aparelhos disponíveis no mercado nacional, alguns exemplos são: DENTSURG (CVDentus – Clorovale Diamantes S.A., São José dos Campos, SP, Brasil), DRILLER (Carapicuíba, SP, Brasil), SAEVO (Easy Sonic, Ribeirão Preto, SP, Brasil), DABI Atlante (Ribeirão Preto, SP, Brasil), e marcas internacionais como MECTRON (Carasco, GE, Itália), BTI (Vitória, Espanha), Resista (Omegna, Itália), Satelec (Merignac, França), Electro Medical Systems (Nyon, Suíça) e NSK (Kanuma, Japão).

O aparelho da DENTSURG (CVDentus – Clorovale Diamantes S.A., São José dos Campos, SP, Brasil) possui as pontas ultrassônicas com uma cobertura de DLC (Diamond Like Carbon) desenvolvido no Laboratório Associado Sensores e Materiais do INPE (São José dos Campos, SP, Brasil) que trata-se de um dos únicos tipos de filmes finos duros anticorrosivos com possibilidade de se obter alta aderência e que se consegue depositar no interior de tubos. [4]. Os Filmes de carbono tipo diamante (DLC) têm sido extensamente pesquisados nos últimos anos devido ao seu potencial de aplicação em dispositivos biomédicos. Eles possuem diversas vantagens como dureza elevada, baixo coeficiente de atrito e são bactericidas [5].

Na literatura não se verifica trabalhos de pesquisa direcionados a maneira mais eficaz de utilização do SPO, e existem questionamentos acerca da melhor forma de sua utilização e algumas considerações necessitam ser esclarecidas. Padrões ideais de pressão e velocidade devem ser estabelecidos para se determinar a melhor eficácia do aparelho.





## **OBJETIVO**

O objetivo deste trabalho foi analisar a melhor relação entre calor e o tempo de osteotomia utilizando o SPO e com as informações coletadas poder informar com segurança o comportamento mais efetivo de sua utilização.



## FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A técnica piezoelétrica possui diversas vantagens de acordo com a literatura. Logo em 1961, McFall et al. já experimentaram uma cirurgia de ultrassom em osso [22]. Em 1975, Horton et al. demonstraram que o uso de ultrassom foi menos traumático do que o uso de instrumentos rotativos convencionas, e em 1981, usaram a instrumentação de ultrassom em 50 pacientes e concluíram que a cirurgia com ultrassom permitia a remoção precisa do osso [23].

Em 2007, Sohn DS1 et.al, descreveram casos clínicos com o objetivo de comprovar a eficácia e segurança da cirurgia piezoelétrica durante a retirada de blocos ósseos na cavidade intraoral, para a realização de enxerto ósseo, e futura instalação de implantes. Eles descreveram que as micro vibrações ultrassônicas do piezoelétrico possibilitam cortes seletivos nos ossos, e o dispositivo provoca pouco ou nenhum trauma de tecidos moles durante a colheita de osso intraoral e sangramento controlado. Além disso, o acesso cirúrgico é mais fácil na cavidade oral profunda em comparação com a técnica de perfuração convencional [7].

Em 2013, Esteves et al descreveram a dinâmica de cicatrização óssea com um estudo realizado em ratos. Eles compararam as diferenças de osteotomias realizadas com a piezocirurgia, e a cirurgia com uma broca convencional. Eles mostraram que histologicamente e histomorfométricamente, a cicatrização óssea não mostrou diferenças entre os dois grupos, com exceção de uma maior quantidade de osso formado, que foi observado 30 dias após o uso do dispositivo piezoelétrico. [24]

Em 2013, Seoane et al mostraram que o uso do dispositivo piezoelétrico reduz a frequência de perfuração da membrana entre os cirurgiões com experiência limitada, e também podem até diminuir o risco de perfurações acidentais ou iatrogênicas [25].

Em 2014, Stoetzer et al publicaram um estudo que mostra que o uso da tecnologia piezoelétrica cria menos danos nos tecidos moles para preparação subperiosteal. Eles realizaram um estudo com ratos, relacionado à microcirculação após preparação subperiosteal com um dispositivo piezoelétrico ou elevador periosteal. Níveis mais elevados de perfusão periosteal no grupo de piezocirurgia foram encontrados e, portanto,



este grupo demonstrou melhor microcirculação periosteal, o que pode gerar o aumento do metabolismo ósseo [26].

Também em 2014, da Silva Neto et al conduziram um estudo com 30 pacientes edêntulos bilateralmente na região de pré-molar superior, que receberam implantes dentários usando perfuração convencional ou pontas piezoelétricas. Utilizaram análise de frequência de ressonância para avaliar o quociente de estabilidade dos implantes, e mostraram aumentos significativos nos valores de quociente para o grupo de piezocirurgia, ou seja, a estabilidade dos implantes colocados com o método piezoelétrico foi maior que o dos implantes colocados usando a técnica convencional [27]

Recentemente, em 2015, Altiparmak et al avaliaram a morbidade do local do doador após a colheita de osso com técnicas cirúrgicas piezoelétricas e /ou técnicas convencionais. Eles investigaram o ramo e a sínfise como sítios doadores e descobriram que a parestesia temporária na mucosa foi significativamente maior no grupo da sínfise do que no ramo, e mostraram também que a parestesia da mucosa foi menor no grupo piezoelétrico em comparação com o grupo convencional [28].



## MATERIAIS E MÉTODOS

Os blocos ósseos foram obtidos de uma única peça de canela de boi, foram lavados com água e passaram por um processo de limpeza manual com uma lima para osso, de maneira que ficassem com a superfície limpa e sem nenhum resíduo orgânico. As amostras foram cortadas com um arco de serra nas seguintes dimensões: 20mm de comprimento, 10mm de largura e 5mm de espessura. Após o corte, os blocos ósseos foram mantidos congelados, sendo retirados do congelador minutos antes do experimento.

Uma morsa foi especialmente desenvolvida para fixar o bloco ósseo, com a característica de que todo o conjunto movimentava-se linearmente. A caneta manteve-se fixa e imóvel durante a osteotomia, de forma que o inserto ficasse totalmente paralelo a superfície do osso, para gerar um corte efetivo. A ponta ultrassônica utilizada foi a SF3 (CVDentus – Clorovale Diamantes S.A., São José dos Campos, SP, Brasil) do aparelho DENTSURG (CVDentus – Clorovale Diamantes S.A., São José dos Campos, SP, Brasil).

Para a variação da velocidade, determinamos velocidade baixa (0,023 m/s) e alta (0,052m/s), que simulam duas possíveis velocidades da mão do operador, com um movimento constante da morsa. Para variar a pressão, utilizamos pesos acoplados em uma haste que se mantinha fixa na caneta, que geravam pressões simulando a mão do operador. Sendo assim foram estabelecidas pressões baixa (0,18 KgF / 1,76 N) média (0,28 KgF / 2,7 N) e alta (0,42 KgF / 4,1 N). Água destilada foi utilizada para irrigação da ponta e a calibração do fluxo foi determinada no próprio aparelho (30 a 50 ml/min).

A extensão do corte realizado foi de 18 mm. A osteotomia foi cronometrada e finalizada quando o corte atingiu a profundidade de 5mm e todo o bloco se desprendia do conjunto maior. O calor gerado foi mensurado em três momentos: Primeira mensuração: corte atingiu a profundidade de 2 mm; Segunda mensuração: corte atingiu a profundidade de 4 mm; Terceira mensuração: corte atingiu a profundidade de 5mm, antes do bloco se desprender de todo o conjunto. A temperatura foi mensurada com um termovisor (marca FLIR, modelo E40, Termovisor Brasil, Campinas, SP, Brasil) ajustado na emissividade de 0,85 (adequado para o tecido ósseo).



VELOCIDADE	PRESSÃO
Baixa (0,023 m/s)	Baixa (0,18 KgF / 1,76 N)
Alta (0,052m/s)	Média (0,28 KgF / 2,7 N)
	Alta (0,42 KgF / 4,1 N)

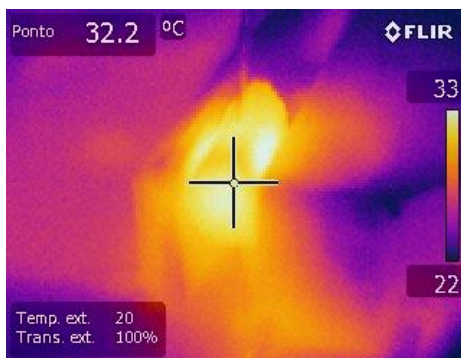
Desta forma, foram divididos em 5 grupos sendo N=10:

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5
Velocidade	Baixa	Alta	Alta	Baixa	Baixa
Pressão	Média	Média	Alta	Alta	Baixa

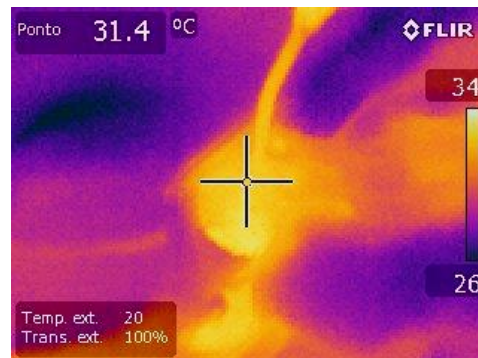
## ANÁLISES E RESULTADOS

### Temperatura:

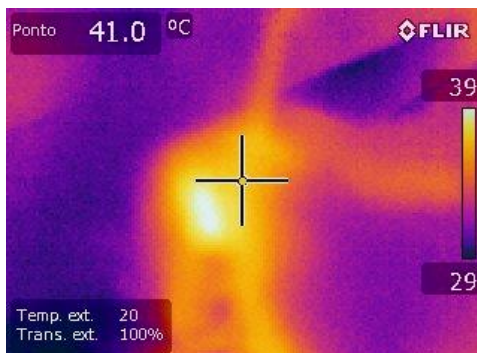
Grupo 1



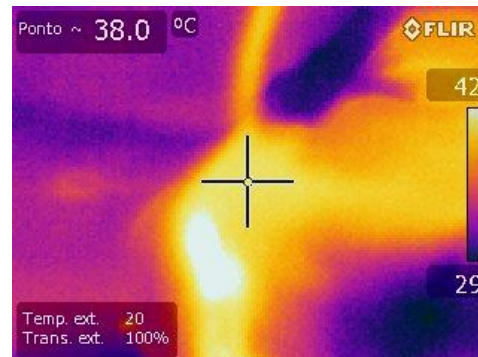
Grupo 2



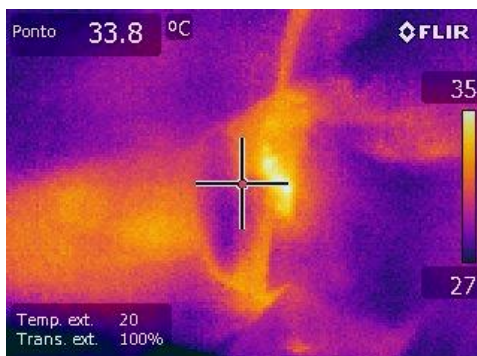
Grupo 3



Grupo 4

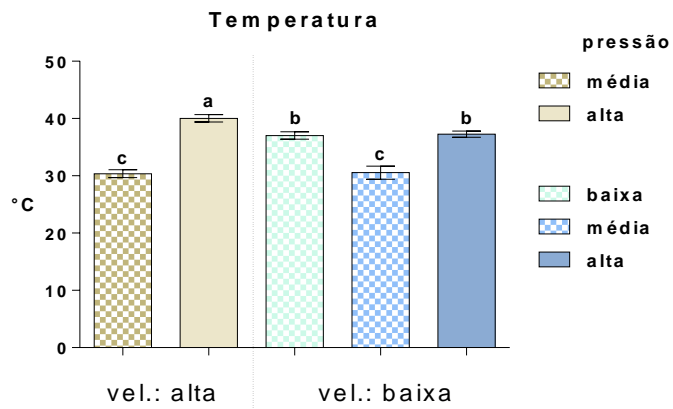


Grupo 5



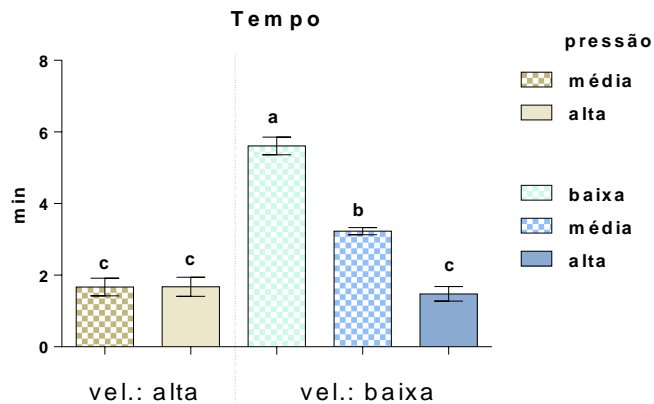


Grupos	Vel/Pressão	Média	Grupos Homogêneos		
3	AA	40,0	A		
4	BA	37,2		B	
5	BB	37,0		B	
1	BM	30,5			C
2	AM	30,3			C



Tempo:

Grupos	Vel/Pressão	Média	Grupos Homogêneos		
5	BB	5,60	A		
1	BM	3,22		B	
4	BA	1,47			C
3	AA	1,67			C
2	AM	1,67			C



A temperatura elevada é nociva para os tecidos duros e quanto mais baixa, melhor os resultados na reparação óssea. Foi registrado neste trabalho que a temperatura média mínima ficou em 30.3 ° C e máxima de 40 ° C, que não devem ser analisados em termos absolutos, pois a análise sempre deve ser relacionada com a pressão exercida e a velocidade. Labanca et.al constataram que temperatura relativamente alta, aplicada mesmo para um curto período de tempo, é perigosa para as células e causam necrose no tecido [15].

Augustin G et al descreveram que temperaturas acima de 47 ° C causam osteonecrose térmica [22]. As osteotomias devem ser realizadas com risco mínimo de aumento de temperatura e osteonecrose marginal [23] já que o sobreaquecimento do tecido adjacente pode alterar ou atrasar a resposta de cura tecidual [16].

Os resultados de Schütz S et. al mostraram que o uso correto do dispositivo de piezocirurgia não gera aumentos prolongados de temperatura e portanto, não causa danos térmicos irreversíveis no osso [24]. Robiony M et al constataram que a melhor maneira de usar a peça de mão é com alta velocidade e baixa pressão, porque a pressão alta faz com que sua vibração cesse. [23], e tal fato resultará em superaquecimento ósseo [21].

Pavlikova G et al descreveram que o dispositivo precisa apenas de pressão mínima, já que a alta pressão limita o movimento da ponta do instrumento e gera uma quantidade significativa de calor, gerando dano ósseo, de maneira que o corte deve ser interrompido imediatamente. G. Pavlikova et al descreveram também que a velocidade da ponta em contato com o osso, tem um efeito no poder de corte. [14].

A piezocirurgia requer muito menos pressão manual, isso resulta em maior sensibilidade e melhor controle do operador. Um calor mínimo é gerado durante o corte,





não causando danos ao tecido ósseo[16,20]. Stübinger S et al descreveram que a maneira em que o corte é realizado e as características particulares do próprio osso, são fatores que influenciarão no aumento da temperatura. A irrigação constante ajuda a reduzir os danos térmicos e assim, reduz o risco de necrose óssea. O sobreaquecimento durante a preparação do local do implante afeta negativamente no processo de osseointegração [17].

Yaman Z et al, contataram que um usuário iniciante deve conhecer esses fatores e adaptar sua técnica operacional para se aproveitar das vantagens da piezocirurgia. Eles também descreveram que a velocidade dos movimentos da peça de mão deve ser para frente e para trás continuamente a alta velocidade, com pressão mínima. Movimentos lentos sobre o osso e pressão excessiva na peça de mão diminuirão os micro-movimentos e causarão um aumento na temperatura óssea[18].

Birkenfeld F et al, investigaram o aumento da temperatura intraóssea gerada por um aparelho ultrassônico e as influências da pressão e da irrigação por resfriamento nessa temperatura, e constatou que a pressão aplicada deve ser escolhida com muito cuidado devido à sua influência significativa na temperatura intraóssea. Concluíram que a duplicação da pressão de 1,5 a 3,0 N requer uma triplicação do refrigerante (30 a 90 mL / min) para evitar danos nos tecidos[19].

Uma única desvantagem conhecida do SPO é o tempo de operação um pouco mais longo, ou seja, a duração do procedimento é maior do que com dispositivos convencionais. [17,18] Como nossos resultados mostraram, quando utilizamos uma pressão muito reduzida, o tempo operatório aumenta ainda mais, tornando um osteotomia excessivamente prolongada. Baseando-se nesses dados e correlacionando aos nossos resultados, percebemos que a pressão ideal é aquela que não sobreaqueça o osso, e que ao mesmo tempo, permita uma maior efetividade do corte, não prolongando muito o tempo de osteotomia. Em relação a velocidade, os resultados dos autores foram unânimes propondo uma velocidade alta, que coincidiu com os nossos resultados.



## **CONCLUSÕES**

No quesito temperatura, o grupo 1 (velocidade baixa e pressão média) e o grupo 2 (velocidade alta e pressão média) apresentaram os valores mais baixos de temperatura gerada sobre o osso.

No quesito tempo, o grupo 4 (velocidade baixa e pressão alta), o grupo 3 (velocidade alta e pressão alta), e o grupo 2 (velocidade alta e pressão média) apresentaram os valores mais baixos.

Neste trabalho podemos concluir que a pressão e a velocidade da ponta, atuam diretamente no tempo e na temperatura gerada sobre o osso durante a osteotomia.

Podendo-se sugerir ao grupo 2 (velocidade alta e pressão média) como o mais eficiente tanto no quesito tempo/temperatura para a realização da osteotomia.



## ANEXO E APÊNDICES

Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo5
28,4	29,8	41,0	37,6	37,3
29,6	29,5	39,8	37,9	36,8
31,1	30,5	40,7	36,8	37,0
31,9	30,1	38,9	38,0	35,9
32,2	29,9	39,5	37,2	38,0
30,5	29,7	40,2	36,8	36,8
30,3	31,3	39,9	37,7	36,3
29,6	30,7	40,2	36,3	37,4
30,8	31,4	39,5	37,0	37,1
31,2	30,8	40,6	37,5	37,8

Valores de temperatura máxima durante osteotomia de cada bloco, em C°.

Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo5
3,19	1,47	2,06	2,00	5,53
3,36	1,52	1,43	1,49	5,42
3,27	1,53	1,50	1,44	5,57
3,28	1,48	1,58	1,51	5,40
3,23	2,00	2,00	1,32	6,02
3,29	1,57	2,10	1,35	5,45
3,02	1,55	1,58	1,32	5,52
3,26	1,52	1,49	1,37	6,10
3,28	2,02	1,52	1,40	5,59
3,10	2,05	1,49	1,58	5,48

Valores de tempo de osteotomia de cada bloco, em minutos.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Leclercq P<sup>1</sup>, 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.
- [2] Torrella F, Pitarch J, Cabanes G, Anitua E, Ultrasonic Osteotomy for the Surgical Approach of the Maxillary Sinus: A Technical Note, Int J Oral Maxillofac Implants. 1998 Sep-Oct;13(5):697-700.
- [3] Wallace SS<sup>1</sup>, Mazor Z, Froum SJ, Cho SC, Tarnow DP. Schneiderian membrane perforation rate during sinus elevation using piezosurgery: clinical results of 100 consecutive cases. Int J Periodontics Restorative Dent. 2007 Oct;27(5):413-9.
- [4] FR Marciano, LF Bonetti, NS Da-Silva, EJ Corat, VJ Trava-Airoldi, Diamond-like carbon films produced from high deposition rates exhibit antibacterial activity, Synthetic Metals 159 (21-22), 2167-2169.
- [5] FR Marciano, DA Lima-Oliveira, NS Da-Silva, EJ Corat, VJ Trava-Airoldi, Antibacterial activity of fluorinated diamond-like carbon films produced by PECVD, Surface and Coatings Technology 204 (18-19), 2986-2990.
- [6] Kelly A, Flanagan D. Ridge Expansion and Immediate Placement With Piezosurgery and Screw Expanders in Atrophic Sites: Two Case Reports, J Oral Implantol. 2013 Feb;39(1):85-90. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00124. Epub 2011 Sep
- [7] Sohn DS<sup>1</sup>, 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.
- [8] Gelpi F, De Santis D<sup>2</sup>, Marconcini S<sup>3</sup>, Briguglio F<sup>4</sup>, Finotti M<sup>5</sup>. A piezo surgery with corticotomies and implant placement as part of a multidisciplinary approach to treat



malocclusion disorder in an adult patient: clinical report..Int J Implant Dent. 2015 Dec;1(1):23. Epub 2015 Aug 13.

[9] Eggers G<sup>1</sup>, 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.

[10] Chiriac G<sup>1</sup>, Herten 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.

[11] Baker JA<sup>1</sup>, Vora S, Bairam L, Kim HI, Davis EL, Andreana S. Piezoelectric vs. conventional implant site preparation: ex vivo implant primary stability. Clin Oral Implants Res. 2012 Apr;23(4):433-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02286.x. Epub 2011 Sep 15.

[12] C. Schmidt, Dimitrios E. Papadimitriou, Jack G. Caton, Georgios E. Romanos. Applications of a Newly Developed Sonic Surgical Handpiece in Implant Dentistry. Clinical Advances in Periodontics, Vol. 3, No. 1, February 2013 10.1902/cap.2012.110109

[13] Preti G<sup>1</sup>, Martinasso G, Peirone B, Navone R, Manzella C, Muzio G, Russo C, Canuto RA, Schierano G. 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.

[14] G. Pavlikova, R. Foltan, M. Horka, T. Hanzelka, H. Borunska, J. Sedy: Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2011; 40: 451–457.2010 International Association of Oral and Maxillofacial Surgeons



[15] 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. doi: 10.1016/j.bjoms.2007.12.007. Epub 2008 Mar 14.

[16] Seshan H, Konuganti K, Zope S. Piezosurgery in periodontology and oral implantology, *J Indian Soc Periodontol*. 2009 Sep;13(3):155-6. doi: 10.4103/0972-124X.60229.

[17] Stübinger S, Stricker A, Berg BI . Piezosurgery in implant dentistry. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2015 Nov 11;7:115-24. doi: 10.2147/CCIDE.S63466. eCollection 2015

[18] Yaman Z, Suer BT. Piezoelectric surgery in oral and maxillofacial surgery. *Annals of Oral & Maxillofacial Surgery* 2013 Feb 01;1(1):5

[19] Birkenfeld F<sup>1</sup>, Becker ME, Harder S, Lucius R, Kern M. Increased intraosseous temperature caused by ultrasonic devices during bone surgery and the influences of working pressure and cooling irrigation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Nov-Dec;27(6):1382-8.

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

[21] González-García A<sup>1</sup>, Diniz-Freitas M, Somoza-Martín M, García-García A. Ultrasonic osteotomy in oral surgery and implantology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009 Sep;108(3):360-7. doi: 10.1016/j.tripleo.2009.04.018. Epub 2009 Jul 1

[22] McFall TA, Yamane GM, Burnett GW. Comparison of the cutting effect on bone of an ultrasonic cutting device and rotary burs. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv* 1961;19:200-209



[23] Horton JE, Tarpley TM Jr., Wood LD. The healing of surgical defects in alveolar bone produced with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1975;39:536-546.

[24] Esteves JC1, Marcantonio E Jr, de Souza Faloni AP, Rocha FR, Marcantonio RA, Wilk K, Intini G, Dynamics of bone healing after osteotomy with piezosurgery or conventional drilling - histomorphometrical, immunohistochemical, and molecular analysis. *J Transl Med.* 2013 Sep 23;11:221. doi: 10.1186/1479-5876-11-221.

[25] Seoane J, López-Niño J, García-Caballero L, Seoane-Romero JM, Tomás I, Varela-Centelles P. Membrane perforation in sinus floor elevation – piezoelectric device versus conventional rotary instruments for osteotomy: an experimental study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15:867–873

[26] Stoetzer M, Felgenträger D, Kampmann A, et al. Effects of a new piezoelectric device on periosteal microcirculation after subperiosteal preparation. *Microvasc Res.* 2014;94:114–118

[27] da Silva Neto UT, Joly JC, Gehrke SA. Clinical analysis of the stability of dental implants after preparation of the site by conventional drilling or piezosurgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2014;52:149–153

[28] Altiparmak N, Soydan SS, Uckan S. The effect of conventional surgery and piezoelectric surgery bone harvesting techniques on the donor site morbidity of the mandibular ramus and symphysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44:1131–1137