

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

GABRIELA BARBOSA BISSON

**Avaliação da variação de temperatura em osteotomias  
realizadas por diferentes instrumentos**

BAURU  
2022

GABRIELA BARBOSA BISSON

**Avaliação da variação de temperatura em osteotomias  
realizadas por diferentes instrumentos**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial.

Orientador: Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior

**Versão corrigida**

BAURU  
2022

Bisson, Gabriela Barbosa  
Avaliação da variação de temperatura em  
osteotomias realizadas por diferentes instrumentos /  
Gabriela Barbosa Bisson. -- Bauru, 2022  
50 p. : il. ; 31 cm.

Dissertação (mestrado) -- Faculdade de  
Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo,  
ano de defesa.

Orientador: Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior

***Nota: A versão original desta dissertação/tese se encontra disponível no Serviço de Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.***

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura: 

Data: 06/12/2022

Comitê de Ética da FOB-USP  
Protocolo nº: 007/2022  
Data: 20/10/2022

## ERRATA

Universidade de São Paulo  
Faculdade de Odontologia de Bauru  
Assistência Técnica Acadêmica  
Serviço de Pós-Graduação



## FOLHA DE APROVAÇÃO


Dissertação apresentada e defendida por  
**GABRIELA BARBOSA BISSON**  
e aprovada pela Comissão Julgadora  
em 22 de dezembro de 2022.





Prof. Dr. **GABRIEL RAMALHO FERREIRA**  
HRAC





Prof. Dr. **FERNANDO PAGANELI MACHADO GIGLIO**

Prof. Dr. **EDUARDO SANT ANA**  
FOB-USP

Prof. Dr. **OSNY FERREIRA JUNIOR**  
Presidente da Banca  
FOB - USP

  
**Prof. Dr. Marco Antonio Hungaro Duarte**  
Presidente da Comissão de Pós-Graduação  
FOB-USP

 Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 | Bauru-SP | CEP 17012-901 | C.P. 73  
 <https://posgraduacao.fob.usp.br>  
 14 | 3235-8223 / 3226-6097 / 3226-6096  
 [posgrad@fob.usp.br](mailto:posgrad@fob.usp.br)

 [posgraduacaofobusp](https://www.facebook.com/posgraduacaofobusp)  
 [@posgradfobusp](https://www.instagram.com/posgradfobusp)  
 [fobuspoficial](https://www.youtube.com/fobuspoficial)  
 [@Fobpos](https://twitter.com/Fobpos)

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho aos meus pais Marcos e Adriana e a minha irmã Giovanna pelo apoio incondicional.

Dedico também ao meu orientador Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior pela confiança, paciência, incentivo, amizade e orientação.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, **Adriana** e **Marcos** e ao meu padrasto **Theony** que nunca mediram esforços para me ajudar e apoiar em todos os momentos da minha vida, sem vocês nada disso seria possível. Obrigada por acreditarem no meu potencial! Agradeço também a minha irmã, **Giovanna**, minha companheira e melhor amiga que sempre está do meu lado em todos os momentos importantes da minha vida. Aos meus avós **Juraci** e **Oswaldo**, que participaram ativamente da minha criação e que sempre fizeram de tudo por mim. Amo vocês!

Aos demais familiares que sempre acreditaram e torceram por mais essa conquista, muito obrigada!

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior**, a quem tenho uma enorme gratidão e admiração! Agradeço pela paciência, disponibilidade, dedicação e cuidado desde a graduação até o término deste trabalho. Sempre ao meu lado e nunca medindo esforços para ajudar. Sem você nada disso seria possível, muito obrigada pela confiança e por acreditar no meu potencial!

Agradeço aos demais professores do departamento de cirurgia, **Dr. Eduardo Sanches Gonçalves** pelos ensinamentos na rotina clínica e no Hospital de Base de Bauru (HBB), ao **Dr. Eduardo Sant'Ana** e ao **Dr. Renato Yassutaka Faria Yaedú** pelas contribuições e aprendizados durante as clínicas, seminários e aulas visando a melhora do nosso desempenho acadêmico.

Um super agradecimento a todos meus companheiros de turma de mestrado, em especial a minhas amigas **Nathaly de Oliveira Ciaramicolo**, **Carolina Gachet Barbosa**, **Isadora Molina Sanches** que sempre estiveram presentes em toda trajetória, com momentos de muito aprendizado e descontração. Muito obrigada meninas pela amizade e cumplicidade que construímos e pelos momentos compartilhados! Vocês são muito importantes na minha vida!

Agradeço também de coração as minhas amigas **Karina Azanha** e **Leticia Lobo**, companheiras de apartamento que tornaram meus dias em Bauru melhores e muito mais alegres. Amo vocês!

À Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, representada pela diretora, Profa. Dra. Marília Afonso Rabelo Buzalaf e pelo vice-diretor Prof. Dr. Carlos Ferreira dos Santos.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior- CAPES (PROEX número do processo 88887.629072/2021-00) pelo apoio financeiro indispensável para dedicação exclusiva à pós-graduação.

E a todos que contribuíram direta ou indiretamente para a realização desse trabalho, minha formação e trajetória até aqui. Meus sinceros agradecimentos.



*“Tu te tornas eternamente responsável por aquilo que cativas”.*

***O Pequeno Príncipe***  
***Antoine de Saint-Exupéry***

## RESUMO

A osteotomia é a separação de um fragmento ósseo de outro e pode ser realizada com cinzéis, brocas, trefinas, serras e osteótomos<sup>1,2</sup>. O calor pode interferir no reparo ósseo<sup>3,4</sup>. A quantidade de calor produzida durante a osteotomia pode variar em decorrência da (1) pressão exercida, (2) do tamanho, forma e capacidade de corte da broca, (3) da técnica (contínua ou intermitente), (4) da velocidade do instrumento, (5) do tempo de duração da injúria, (6) da densidade óssea e (7) do tipo de irrigação utilizada<sup>5</sup>. O objetivo deste estudo foi avaliar a variação de temperatura produzida em osteotomias realizadas com turbina de alta rotação (400.000rpm), motor de implante com peça reta (100.000rpm), micromotor de baixa rotação (20.000rpm) e serra piezoelétrica (30kHz) em mandíbulas suínas, para isso, foram realizadas 20 canaletas ao redor de dentes posteriores, sob irrigação de soro fisiológico com seringa e agulha para todos os instrumentos e água destilada para a irrigação mecânica da alta rotação. Durante a execução de todas as canaletas três aparelhos termopares associados aos respectivos termômetros digitais portáteis foram fixados em orifícios com 4mm de profundidade realizados perpendicularmente ao dente a uma distância lateral de 7mm abaixo da cervical registrando a temperatura inicial e máxima decorrentes do desgaste ósseo. Além disso, o tempo necessário para realização das osteotomias foi anotado. Os resultados indicaram uma variação média de temperatura e desvio padrão de  $0,96^{\circ}\text{C}\pm 0,6$  para a turbina de alta rotação, de  $1,38^{\circ}\text{C}\pm 0,5$  com o motor de implante (100.000rpm), de  $2,22^{\circ}\text{C}\pm 0,7$  para o micromotor de baixa rotação (20.000rpm) e  $2,90^{\circ}\text{C}\pm 1,39$  para a serra piezoelétrica. O tempo necessário para confecção das canaletas também variou entre os instrumentos utilizados, sendo 25s para alta rotação, 29s com motor de implante (100.000rpm), 54s para baixa rotação e 102s para a serra piezoelétrica. A variância convencional corrigida descontando a variação do tempo de confecção das canaletas (ANCOVA) foi calculada. Houve diferença estatisticamente significativa da variação de temperatura entre a turbina de alta rotação vs micromotor ( $p=0,009$ ) e a alta rotação vs serra piezoelétrica ( $p=0,049$ ). Conclui-se que existe diferença da variação de temperatura entre os instrumentos utilizados em cirurgia oral e maxilofacial, sendo que maiores velocidades de rotação resultam em menor variação de temperatura e redução do tempo cirúrgico.

Palavras-chave: Osteotomia; Temperatura; Cirurgia oral.

## ABSTRACT

### Evaluation of temperature variation in osteotomies performed with different instruments

Osteotomy is the separation of a bone fragment from another one and can be performed with chisels, drills, trephines, saws, and osteotomes<sup>1,2</sup>. The Heat generated can interfere with bone repair<sup>3,4</sup>. The amount of heat produced during osteotomy can occur as a result of (1) the pressure exerted, (2) the size, shape, and cutting capacity of the drill, (3) the technique (continuous or intermittent), (4) the speed of the instrument, (5) the duration of the injury, (6) the bone density, and (7) the type of irrigation used<sup>5</sup>. The aim of this study was to evaluate the temperature variation presented in circular osteotomies performed with a high speed turbine (400.000rpm), implant motor with straight piece (100.000rpm), low speed micromotor (20.000rpm) and piezoelectric saw (30kHz) in pig mandibles. For this, 20 osteotomies were made around posterior teeth, under constant saline solution irrigation with syringe and needle for all instruments and distilled water for the automatic high speed irrigation. During the execution of all osteotomies, three thermocouples associated with their respective portable digital thermometers were fixed in 4 mm deep holes drilled perpendicularly to the tooth at a lateral distance of 7 mm below the cervical region, recording the initial and maximum temperatures resulting from bone abrasion. In addition, the time required to perform the osteotomies was recorded. The results indicated a mean temperature variation and standard deviation of  $0.96^{\circ}\text{C}\pm 0.6$  for the high speed turbine,  $1.38^{\circ}\text{C}\pm 0.5$  with the implant motor (100.000rpm),  $2.22^{\circ}\text{C}\pm 0.7$  for the low speed micromotor (20.000rpm) and  $2.90^{\circ}\text{C}\pm 1.39$  for the piezoelectric. The time required to make the channels also varied between the instruments used, being 25s for high rotation, 29s with the implant motor (100.000rpm), 54s for low rotation and 102s for the piezoelectric. The conventional variance was calculated discounting the variation of time to production of the osteotomies (ANCOVA). There was a statistically significant difference in temperature variation between the high speed turbine vs micromotor ( $p=0.009$ ) and the high speed vs piezoelectric ( $p=0.049$ ). We conclude that there is a statistically difference in temperature variation between the instruments used in oral and maxillofacial surgery, with higher rotation speeds resulting in lowest temperature variations and a reduced surgical time.

Keywords: Osteotomy; Temperature; Oral surgery.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Mandíbula suína descongelada.....	25
Figura 2 -	Adaptação dos termômetros digitais .....	27
Figura 3 -	Radiografia 1MI e 2MI .....	28
Figura 4 -	Brocas carbide nº6 e serra piezocirúrgica .....	29
Figura 5 -	Osteotomias realizadas na cortical vestibular, nos dois últimos dentes, com diferentes instrumentos.....	29

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Média da variação da temperatura utilizando os diferentes instrumentos .....	33
Gráfico 2 - Média do tempo necessário para confecção das osteotomias de acordo com o tipo de instrumento .....	34

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Análise da variância corrigida da temperatura óssea em função do tipo de instrumento e do tempo .....	32
Tabela 2 -	Média da variação da temperatura utilizando os diferentes instrumentos .....	32
Tabela 3 -	Diferenças das médias de temperatura entre os grupos .....	33
Tabela 4 -	Análise da variância corrigida da temperatura óssea em função do tipo de irrigação e do tempo .....	34
Tabela 5 -	Média da variação da temperatura utilizando irrigação manual e mecânica .....	34
Tabela 6 -	Diferenças das médias de tempo entre os grupos.....	35

## LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ANCOVA	Análise de covariância
°C	Grau Celsius
CEUA	Comissão de Ética no Uso de Animais
Er:YAG	Erbium Yag
g	Gramma
Hz	Hertz
kg	Quilograma
kHz	Quilohertz
km	Quilômetro
min	Minuto
mL	Militro
mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
mm/s	Milímetro por segundo
MTi	Média da temperatura inicial
MTmax	Média da temperatura máxima
N	Newton
n	Número
rot	Rotação
rpm	Rotação por minuto
s	Segundos
Ti	Temperatura inicial
Tmax	Temperatura máxima
$\Delta T$	Varição média de temperatura
2D	Duas dimensões
3MI	Terceiro molar inferior

## SUMÁRIO

1	<b>INTRODUÇÃO</b>	13
2	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	17
2.1	TECIDO ÓSSEO	17
2.2	INSTRUMENTOS E VELOCIDADES DE PERFURAÇÃO	18
2.3	MÉTODOS DE IRRIGAÇÃO	21
2.4	AFERIÇÃO DE TEMPERATURA	23
3	<b>PROPOSIÇÃO</b>	24
4	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b>	25
4.1	CADASTRO NO COMITÊ DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS	25
4.2	MATERIAL	25
4.3	MÉTODOS	26
4.3.1	Mandíbulas suínas	26
4.3.2	Acomodação dos termômetros	26
4.3.3	Confecção das osteotomias	27
4.3.4	Coleta de dados	30
4.3.5	Variação da temperatura	30
4.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA	31
5	<b>RESULTADOS</b>	32
6	<b>DISCUSSÃO</b>	36
7	<b>CONCLUSÕES</b>	42
8	<b>REFERÊNCIAS</b>	43



9	<b>ANEXO</b>	50
---	--------------	----

## 1 INTRODUÇÃO

O osso é um tecido conjuntivo especializado, vascularizado e dinâmico que possui capacidade de reparo<sup>3</sup>. A temperatura influencia esse processo podendo causar hiperemia, necrose, fibrose e aumento da atividade osteoclástica<sup>4</sup>.

A osteotomia é a separação de um fragmento ósseo de outro e pode ser realizada com cinzéis, brocas, trefinas, serras e osteótomos<sup>1,2</sup>. Sua realização é muito comum nas cirurgias para remoção de terceiros molares, instalação de implantes, em cirurgias ortognáticas e fixação de fraturas<sup>1,2</sup>.

Atualmente, a maior parte das pesquisas envolvendo perfurações em tecido ósseo é feita na odontologia principalmente para instalação de implantes, mas não se restringe a isso e outras áreas como a engenharia e medicina também estudam sobre o assunto<sup>6</sup>.

O atrito entre a broca e o osso eleva a temperatura óssea e o excesso de calor pode ocasionar danos térmicos permanentes a células, nervos, vasos e tecidos próximos, tendo potencial de atrasar o reparo ósseo e causar necrose térmica<sup>7,8</sup>.

Vários fatores biomecânicos são capazes de afetar o aumento da temperatura durante a osteotomia, portanto, a geração de calor possui uma natureza multifatorial e deve ser reduzida para favorecer o reparo osseo<sup>9</sup>.

A quantidade de calor produzida e o conseqüente aumento da temperatura óssea pode variar em decorrência da (1) pressão exercida, (2) do tamanho, forma e capacidade de corte da broca, (3) da técnica (contínua ou intermitente), (4) da velocidade de perfuração, (5) do tempo de duração da injúria, (6) da densidade óssea e (7) da técnica de irrigação utilizada<sup>5,10</sup>.

Quanto maior o dano térmico, mais prejudicado será o reparo ósseo<sup>11</sup>. No estudo de Ericksson e Albrektsson<sup>11</sup>(1983) concluiu-se que a temperatura limite para que não ocorram danos morfológicamente evidentes ao tecido ósseo é de 47°C durante 1 minuto. Essa temperatura por esse tempo apesar de causar danos às células gordurosas não gera danos ao tecido ósseo<sup>11</sup>. Já uma temperatura de 50°C por 1 minuto ou 47°C durante 5 minutos provoca reabsorção óssea e sua substituição por células gordurosas<sup>11</sup>.

Portanto, o controle do dano causado pelas altas temperaturas torna-se crucial para não prejudicar a reparação óssea, principalmente no caso dos implantes impedindo a osteointegração<sup>11</sup>.

A densidade óssea está diretamente relacionada com o aumento da temperatura durante a osteotomia<sup>12</sup>. A arquitetura e a vascularização são fundamentais na reação do tecido ósseo ao calor<sup>9</sup>. O osso compacto possui suprimento sanguíneo deficiente quando comparado ao medular, portanto a dissipação de calor é prejudicada assim como a sua capacidade de reparação<sup>9</sup>. Além disso, o osso cortical é denso e possui pouca água o que aumenta o tempo de perfuração e a capacidade termo condutora respectivamente <sup>12,13,14</sup>.

O desenho, diâmetro e capacidade de corte da broca também se correlacionam com o aumento de temperatura durante a perfuração<sup>13</sup>. Brocas cônicas tendem a gerar significativamente maior quantidade de calor do que brocas retas<sup>15</sup>. Além disso, o uso de brocas por tempo prolongado e repetido diminuem seu poder de corte, causam trauma tecidual e geram aumento do calor friccional, evidenciando a importância da frequente substituição desses instrumentos cortantes<sup>9,16</sup>.

Interromper o desgaste ósseo e irrigar com solução salina diminui consideravelmente o tempo que o tecido ósseo fica exposto a altas temperaturas<sup>9</sup>. A profundidade da perfuração também deve ser considerada, perfurações profundas ocasionam o aumento da geração de calor, independentemente da irrigação<sup>17</sup>, devido ao maior tempo de contato entre a superfície da broca e o osso, intensificando o atrito<sup>13</sup>.

O tipo de instrumento utilizado pode afetar diretamente a reparação ósea<sup>18,19</sup>. Os instrumentos rotatórios são os mais utilizados para realização de osteotomias, porém, atualmente, com a preocupação de tornar a cirurgia minimamente invasiva, os instrumentos sônicos e ultrassônicos se tornaram mais uma alternativa<sup>20</sup>. Apesar dos instrumentos rotatórios serem mais rápidos, os instrumentos sônicos e ultrassônicos mostraram-se precisos e seguros em algumas situações<sup>20</sup>.

A osteotomia ultrassônica e a convencional exigem controles manuais distintos<sup>21</sup>. Enquanto na osteotomia convencional exercer maior pressão sobre a broca acelera o corte, na cirurgia piezoelétrica a pressão pode impedir a vibração adequada aumentando os riscos de superaquecimento ósseo<sup>21</sup>. Além disso, em cortes longos e profundos interrupções regulares são indicadas<sup>21,22</sup>.

A serra piezoelétrica utiliza uma faixa de frequência de 24 a 32kHz e possibilita a osteoplastia e osteotomia com pequena produção de ruído, menor necessidade de força em comparação com o desgaste com brocas e proteção dos tecidos moles<sup>19</sup>. Como desvantagens temos o aumento do tempo cirúrgico e a necessidade de irrigação constante devido ao superaquecimento ósseo<sup>19</sup>. A escolha do instrumento deve ser fundamentada na experiência clínica do profissional ponderada de acordo com as individualidades de cada caso<sup>23</sup>.

Independente do instrumento utilizado para osteotomia, com objetivo de minimizar o superaquecimento, a irrigação aquosa é utilizada<sup>14,24,25,26</sup>. Atuando na dissipação do calor gerado durante o desgaste ósseo, entretanto, a irrigação também remove sangue, coágulos, fibrina e fragmentos com potencial osteogênico da região<sup>27</sup>.

Existem dois tipos de irrigação: a externa e interna<sup>14</sup>. A externa consiste no uso de irrigação para promover a refrigeração superficial do osso e da broca. Já a irrigação interna é menos utilizada, nela o irrigante passa em pôr um orifício no interior da broca<sup>14</sup>. Água ou soro fisiológico podem ser utilizados<sup>14</sup>.

Muito se discute a respeito da temperatura ideal do irrigante e, embora não exista diferença significativa entre a irrigação em temperatura ambiente ou refrigerada, o segundo grupo aparenta gerar uma reparação mais rápida, com osteoblastos mais ativos<sup>28</sup>.

O osso é um tecido biológico anisotrópico complexo constituído por componentes orgânicos e inorgânicos, dificultando a determinação de um método ideal para analisar a temperatura durante a sua perfuração<sup>6</sup>. Na literatura, os métodos mais comuns para aferição da temperatura óssea durante a osteotomia são os dispositivos termopares ou as câmeras infravermelhas.

Os termopares são constituídos por dois condutores elétricos diferentes conectados nas extremidades que criam um circuito elétrico com força eletromotriz originada pela diferença de temperatura<sup>29</sup>. Esse aparelho associado ao termômetro digital pode ser utilizado em pesquisas envolvendo a mensuração variação de temperatura durante a osteotomia<sup>30</sup>. Com objetivo de aumentar a homogeneidade das amostras, dois ou mais termopares podem ser utilizados<sup>12</sup>. A desvantagem desse dispositivo é a aferição da temperatura em apenas um único ponto, relativamente distante do aquecimento<sup>31</sup>.

As câmeras infravermelhas são utilizadas para observação “2D” ao longo do osso, medindo apenas a temperatura da superfície<sup>12</sup>. Além disso, é uma técnica indireta, sujeita a distorções. É importante que esses dispositivos estejam corretamente calibrados<sup>12</sup>.

Diante da possível gravidade dos danos térmicos provocados durante a osteotomia e apesar da grande quantidade de pesquisas sobre o tema, não existe um consenso a respeito da velocidade ideal da broca e do método de irrigação utilizado durante o desgaste ósseo. Com este objetivo este estudo foi realizado.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Diversos estudos, com diferentes técnicas, são realizados com o objetivo de mensurar a quantidade de calor gerada durante a osteotomia. Constantemente pesquisas são conduzidas em tecidos mortos, porém estudos com animais vivos e humanos também são encontrados na literatura<sup>30</sup>. O objetivo desta revisão de literatura foi comparar os fatores que influenciam na geração de calor durante a osteotomia. Para isso, foi dividida em 4 tópicos principais:

- 2.1 Tecido ósseo;
- 2.2 Instrumentos e velocidades de perfuração;
- 2.3 Métodos de irrigação;
- 2.4 Aferição da temperatura.

### 2.1 TECIDO ÓSSEO

O avanço tecnológico possibilita o desenvolvimento de novos instrumentos, motores e brocas para o desgaste ósseo, porém, o cuidado durante esse processo para evitar danos térmicos e mecânicos ao osso é fundamental<sup>32</sup>. Técnicas que possibilitam menor traumatismo são responsáveis por processos inflamatórios reduzidos e controlados favorecendo o reparo ósseo<sup>33</sup>. Para isso, inúmeros estudos foram realizados em diversas áreas buscando definir como a dissipação do calor ocorre e os problemas decorrentes desse processo.

O osso é considerado um tecido biológico complexo constituído pelas partes mineral e orgânica, o que faz dele um material com propriedades mecânicas únicas e difíceis de serem previstas devido a anisotropia, isto é, suas propriedades físicas são dependentes da direção em que são medidas<sup>34</sup>.

Augustin et al.<sup>35</sup> (2009) realizaram um estudo com câmeras termográficas infravermelhas para determinação da distribuição espacial do aumento da temperatura óssea durante a perfuração. No estudo foram utilizadas brocas de 4,5mm, com velocidade de 1820rpm, taxa de avanço de 84mm/min, temperatura ambiente em 26°C e nenhum tipo de irrigação externa<sup>35</sup>. Os autores concluíram que

o calor friccional gerado no osso cortical é maior por ser mais compacto e denso<sup>35</sup>. Em contrapartida, a estrutura do osso medular contribui para a dissipação térmica do calor<sup>35</sup>.

Alam<sup>36</sup> (2016) investigou a anisotropia térmica do osso, em amostras de osso cortical bovino, aferindo o nível de temperatura durante a perfuração ao longo da direção longitudinal e circunferencial. Segundo o estudo, a velocidade de perfuração, a taxa de avanço e o tamanho da broca causaram elevação da temperatura óssea<sup>36</sup>. Além disso, observou-se temperaturas mais baixas na direção circunferencial do que na longitudinal<sup>36</sup>.

Estudos utilizando diversos tipos de modelos biológicos como cães, ratos, coelhos, porcos e macacos podem ser encontrados na literatura<sup>37</sup>. A mandíbula suína possui semelhança histológica e química com os ossos humanos, sendo considerada um ótimo modelo biológico na pesquisa experimental por apresentarem densidades e metabolismos ósseos semelhantes<sup>37,38</sup>.

### 2.3 INSTRUMENTOS E VELOCIDADES DE PERFURAÇÃO

As recomendações a respeito da velocidade ideal são divergentes na literatura<sup>8</sup>. A velocidade real durante a perfuração pode não ser a mesma da declarada pelo fabricante dependendo de fatores como a força aplicada sobre a broca e do acionamento do pedal<sup>8</sup>.

No estudo de Abouzgia e colaboradores<sup>8</sup> (1995) foi observado o efeito da força sobre a velocidade da broca e a energia consumida durante o processo de perfuração em amostras de osso cortical bovino. Os autores afirmam que cerca de 98% da energia consumida por um instrumento de corte é transformado em calor<sup>8</sup>. Os testes foram conduzidos com forças entre 1,5 e 9N e velocidades de perfuração de 20 000rpm e 100 000rpm<sup>8</sup>. O estudo concluiu que a diminuição da energia verificada com a perfuração em alta velocidade com grande força aplicada pode ser benéfica devido a redução da temperatura óssea<sup>8</sup>.

Chen et al.<sup>7</sup> (2020) relacionaram a variação da temperatura óssea, influência da velocidade de rotação e do avanço da broca com o risco de necrose térmica. As

velocidades de rotação testadas no estudo foram: 3000, 10 000, 15 000 e 60 000rpm<sup>7</sup>. As taxas de avanço analisadas foram: 0,5, 0,9, 1,5 e 3,0mm/s<sup>7</sup>. Os resultados indicaram aumento proporcional da temperatura óssea e da energia de fricção em relação a velocidade de rotação das brocas<sup>7</sup>. Sugerindo que a diminuição da velocidade pode minimizar a elevação da temperatura e conseqüentemente, diminuir o potencial de necrose térmica<sup>7</sup>.

Utilizando uma abordagem computacional, o estudo de Dolan e colaboradores<sup>39</sup> (2014) analisou elevações de temperatura em todo tecido ósseo durante procedimentos de corte ortopédicos. As propriedades microscópicas da matriz mineralizada e as elevações térmicas durante o corte são definidas e sofrem uma análise computacional abrangente para determinar a temperatura do tecido ósseo durante o corte cirúrgico<sup>39</sup>. Segundo o estudo, a redução da taxa de avanço da broca e um tempo de corte maior são responsáveis pela redução da elevação de temperatura e diminuição da dissipação de calor no tecido<sup>39</sup>.

Por meio de termografia infravermelha Nam et al.<sup>40</sup> (2006) analisaram a temperatura da superfície óssea durante a perfuração para a instalação de micro-implantes em amostras de costelas bovinas com duas velocidades: 600 e 1200 rpm e duas cargas de pressão: 500g e 1000g sem utilizar nenhum método de irrigação. Quando a velocidade e a pressão eram baixas não era possível cortar o osso cortical<sup>40</sup>. A maior temperatura foi obtida quando a velocidade de 1200 rpm foi associada com 1000g de pressão<sup>40</sup>. Os resultados indicaram que o aumento de temperatura depende significativamente da velocidade e pressão de perfuração<sup>40</sup>.

Karaca, Aksakal e Köm<sup>41</sup> (2014) examinaram a influência da perfuração na temperatura e regeneração óssea local e buscaram determinar a velocidade e pressão ideais para o desgaste ósseo. O estudo foi realizado em tíbias de coelhos variando a velocidade (230, 370 e 570 rpm) e a pressão (5, 10 e 20N) de perfuração<sup>41</sup>. A temperatura local foi registrada no momento da osteotomia e o osso foi submetido a análise histopatológica<sup>41</sup>. Conclui-se que a temperatura foi influenciada pelo tempo e profundidade de perfuração e que velocidades mais baixas associadas a pressões maiores causam menor elevação da temperatura e conseqüentemente menos danos ao tecido ósseo<sup>41</sup>.

Segundo Singh et al.<sup>42</sup> (2021) a geração de calor durante a perfuração óssea está diretamente relacionada com a velocidade da broca. Ou seja, a produção de calor é maior quando associada a altas velocidades de rotação<sup>42</sup>.



Aghvami M et al.<sup>27</sup> (2018) através de um modelo computacional ajudou a esclarecer como a osteotomia afeta a viabilidade óssea auxiliando na determinação da probabilidade de osseointegração. Segundo os autores, o uso de instrumentos de corte em baixa velocidade gera menor quantidade de calor, diminuindo a necessidade de irrigação<sup>27</sup>. Desse modo, fragmentos osteogênicos seriam mantidos na região, contribuindo para a neoformação óssea<sup>27</sup>.

Por outro lado, Ribeiro Júnior<sup>18</sup> (2007) analisou o reparo ósseo comparando defeitos ósseos criados pelos aparelhos: 1) motor pneumático de alta rotação, 2) motor pneumático de baixa velocidade e 3) motor elétrico de baixa velocidade através de análises histológicas e morfométricas após 2, 7 e 30 dias. Não foi possível determinar diferenças significativas entre os três grupos, indicando que o dispositivo rotatório não interfere no reparo ósseo<sup>18</sup>.

A fricção da broca contra o osso durante a perfuração gera o aquecimento ósseo que quando excessivo ocasiona necrose térmica com a deterioração da porção orgânica, células diferenciadas e indiferenciadas do tecido ósseo<sup>24,43,44</sup>. O material, tamanho e forma da broca também influenciam nesse processo de geração de calor<sup>45</sup>.

Segundo Davidson e James<sup>45</sup> (2003) e You et al.<sup>46</sup> (2020) o aumento da temperatura máxima e dos danos térmicos estão relacionados à velocidade e diâmetro da broca.

Gehrke e colaboradores<sup>44</sup> (2020) relacionam o efeito térmico das osteotomias com o reparo ósseo e quantificaram a presença de polimorfonucleares com brocas cônicas e cilíndricas, utilizando a técnica contínua ou intermitente. Os resultados demonstraram que brocas cônicas causam menos alterações térmicas ao osso na técnica contínua e intermitente, com formação óssea mais efetiva e menor número de polimorfonucleares<sup>44</sup>.

Szalma et al.<sup>47</sup> (2016) examinaram os efeitos do desgaste da broca cirúrgica após odontosecção na temperatura e no tempo de perfuração óssea. Brocas esféricas de carboneto de tungstênio foram utilizadas em 10, 20 ou 30 odontosecções para obter o desgaste da broca<sup>47</sup>. Posteriormente, foram realizadas perfurações de 5mm de profundidade em costelas suínas com o monitoramento da temperatura e do tempo de preparação<sup>47</sup>. Brocas novas foram relacionadas a perfurações mais rápidas (2,52s) quando comparadas a brocas utilizadas 20 (13,29s) e 30 vezes (31,48s)<sup>47</sup>. O aumento de temperatura no grupo de brocas novas (1,18°C) produziu significativamente menor

quantidade de calor quando comparado aos grupos de brocas utilizadas 10 (2,33°C), 20 (2,57°C) e 30 (3,94°C) vezes<sup>47</sup>.

Trefinas são comumente utilizadas em cirurgias de enxerto para remoção de blocos ósseos<sup>48</sup>. Gupta et al.<sup>48</sup>(2021) compararam o aumento da temperatura em perfurações utilizando brocas convencionais e trefinas, com termômetro infravermelho, em amostras de fêmur bovino. Porém, não houve diferença estatisticamente significativa entre as brocas convencionais e as trefinas<sup>48</sup>. Gehrke e colaboradores<sup>49</sup> (2014) relacionam a variação da temperatura em osteotomias realizadas com trefinas em diferentes condições de irrigação: sem irrigação, irrigação externa e mista. O menor aumento de temperatura foi obtido no grupo com irrigação mista<sup>49</sup>.

Chacon et al.<sup>50</sup> (2005) afirmaram que a não substituição das brocas e sua consequente reutilização geram aumento da temperatura durante a osteotomia. Isso acontece devido ao desgaste das faces cortantes, que diminui a eficácia de corte e aumenta a fricção entre a broca e o osso<sup>45</sup>. A esterilização também é responsável pelo desgaste dessas faces cortantes e aumento da temperatura durante a osteotomia<sup>45</sup>.

Por meio de câmera infravermelha Gabrić e colaboradores<sup>19</sup> (2021) determinaram as alterações térmicas no tecido ósseo após osteotomias realizadas com laser Er:YAG com e sem contato, serra piezoelétrica e broca cirúrgica convencional<sup>19</sup>. A temperatura inicial e máxima foram registradas e a variação entre elas calculada<sup>19</sup>. O estudo encontrou diferenças significativas apenas para o grupo onde a osteotomia foi realizada com Laser Er:YAG sem contato, onde a variação média da temperatura foi de 48°C<sup>19</sup>. A variação encontrada para a piezocirurgia foi de -0,24°C, broca cirúrgica -1,04 °C e 1,95°C para o laser de contato<sup>19</sup>. Indicando que a piezocirurgia, osteotomia convencional e o laser Er:YAG no modo de trabalho com contato e são seguros do ponto de vista térmico ao osso<sup>19</sup>.

### 2.3 MÉTODOS DE IRRIGAÇÃO

Com o objetivo de minimizar os efeitos causados pelo aumento de temperatura gerado durante o desgaste ósseo, diferentes técnicas de irrigação podem ser utilizadas<sup>51</sup>. A irrigação externa consiste em dispersar a solução sobre o osso cortical,

na irrigação interna o agente irrigante é aplicado através de um orifício no interior da broca e a técnica de irrigação dupla é a combinação entre a externa e interna<sup>51</sup>.

Yacker et al.<sup>52</sup> (1996) utilizou blocos de osso bovino com densidade óssea semelhantes a mandíbula humana. Osteotomias foram realizadas para determinar o aumento da temperatura óssea, por meio de uma sonda termopar<sup>52</sup>. O estudo concluiu que a irrigação reduz significativamente a quantidade de calor gerado e a densidade óssea exerce um papel fundamental no aumento da temperatura durante o desgaste<sup>52</sup>.

Gehrke et al.<sup>51</sup> (2013) também pesquisaram sobre o aumento da temperatura óssea em amostras de costela bovina comparando as técnicas de irrigação externa, interna e dupla. Os resultados indicaram que a técnica de irrigação dupla é mais eficiente promovendo diminuição da fricção entre a broca e osso, resfriamento e autolimpeza<sup>51</sup>.

Boa et al.<sup>53</sup> (2015) analisou em camadas corticais de costelas bovinas, o aumento da temperatura intraóssea causado por perfurações com guias impressos tridimensionalmente. A temperatura foi obtida por meio de um termômetro infravermelho<sup>53</sup>. As perfurações foram executadas com brocas de diferentes diâmetros e o aumento da temperatura sem irrigação ou com irrigação a externa foi observado<sup>53</sup>. As conclusões afirmam que o resfriamento externo mantém a temperatura intraóssea dentro de uma faixa segura durante a perfuração, porém, a ausência de irrigação pode elevar a temperatura acima do limite aceitável<sup>53</sup>.

Por outro lado, Strbac et al.<sup>54</sup> (2014) verificaram as mudanças de temperatura em osteotomias com diferentes métodos de irrigação. Foram utilizados 14 sensores de temperatura a 1 e 2mm de distância da osteotomia<sup>54</sup>. A temperatura máxima, 28,87°C, foi obtida no grupo sem refrigeração, seguido de 28,47°C para irrigação externa, 25,86°C irrigação interna e 25,68°C com a irrigação combinada<sup>54</sup>. Concluindo que a irrigação interna e a combinada aparentam ser mais eficientes do que a externa<sup>54</sup>.

Atualmente, os mini-implantes estão sendo amplamente utilizados na ortodontia<sup>55</sup>. Barrak e colaboradores<sup>55</sup> (2021) avaliaram o impacto de diferentes temperaturas do fluido de irrigação (10 e 20°C) em combinação com diferentes velocidades de perfuração (200, 600, 900 e 1200rpm) para instalação de mini-implantes em costelas suínas. O estudo concluiu que a irrigação é indispensável

mesmo em baixas velocidades de perfuração e que a temperatura do fluido influencia significativamente na elevação da temperatura óssea<sup>55</sup>.

## 2.4 AFERIÇÃO DA TEMPERATURA

Diversas maneiras podem ser empregadas para medir a temperatura óssea durante a osteotomia<sup>51</sup>. Com a termografia infravermelha é possível medir de forma indireta a temperatura da superfície de um corpo através de uma escala de cores<sup>35,51</sup>. Aparelhos termopares também podem ser utilizados com essa função quando instalados perto do local onde o osso é perfurado através da diferenciação do potencial elétrico entre dois metais, fornecendo a temperatura em graus Celsius (°C)<sup>51</sup>. O termopar tipo K mede temperaturas de -200 a 1372°C com precisão entre 0,1% e 0,7%<sup>51</sup>.

A literatura também busca identificar fatores que possam interferir na precisão desses instrumentos. Kapse et al <sup>56</sup> (2022) analisaram, em mandíbulas de cabras, a influência da temperatura da sala cirúrgica na produção de calor durante a osteotomia. As amostras foram divididas em dois grupos: A) sala cirúrgica a 25°C e B) sala cirúrgica a 30°C<sup>57</sup>. Porém, não foram encontrados indícios que a temperatura ambiente influencia na elevação da temperatura no local da osteotomia<sup>56</sup>.

### 3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram comparar:

1. A efetividade de 2 métodos diferentes de irrigação (automático e manual);
2. A variação de temperatura produzida por instrumentos rotatórios em 3 velocidades diferentes e um ultrassônico;
3. O tempo necessário para realização de osteotomias com estes instrumentos e sua influência na variação da temperatura.

## 4 MÉTODOS

### 4.1 Cadastro no Comitê de Ética no Uso de Animais

Essa pesquisa foi iniciada após registro do projeto na Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo, sob registro 007/2022 (Anexo A).

### 4.2 Material

Para a realização deste estudo foram utilizadas 40 hemi-mandíbulas de porcos adultos, da raça Landrace com aproximadamente 110kg obtidas por doação do Frigorífico Fribordogue LTDA, Rodovia Leonidas Pacheco Ferreira KM 327, Bariri-SP.

As hemi-mandíbulas permaneceram congeladas até 12 horas antes da realização de cada experimento, nas 12 horas anteriores ao procedimento, foram mantidas sem um recipiente com água em temperatura ambiente para descongelamento e hidratação (Figura 1).

Figura 1: Mandíbula suína descongelada



### 4.3 Métodos

#### 4.3.1 Mandíbulas suínas

As 40 hemi-mandíbulas foram divididas em 4 grupos de 10 de acordo com o instrumento a ser utilizado.

- GRUPO 1: Turbina de alta rotação *Dabi Atlante* (400.000rpm);
- GRUPO 2: Motor de implante *Dabi Atlante* com peça reta (100.000rpm);
- GRUPO 3: Micromotor de baixa rotação com peça reta *Dabi Atlante* (20.000rpm);
- GRUPO 4: Ultrassom cirúrgico *Driller Piezosonic* (100MD 50w 30kHz).

Além disso, osteotomias foram realizadas com a turbina de alta rotação *Dabi Atlante* (400.000rpm) no antepenúltimo dente das 40 hemi-mandíbulas, para comparar a eficiência da irrigação, sendo 20 com irrigação mecânica e 20 com irrigação manual.

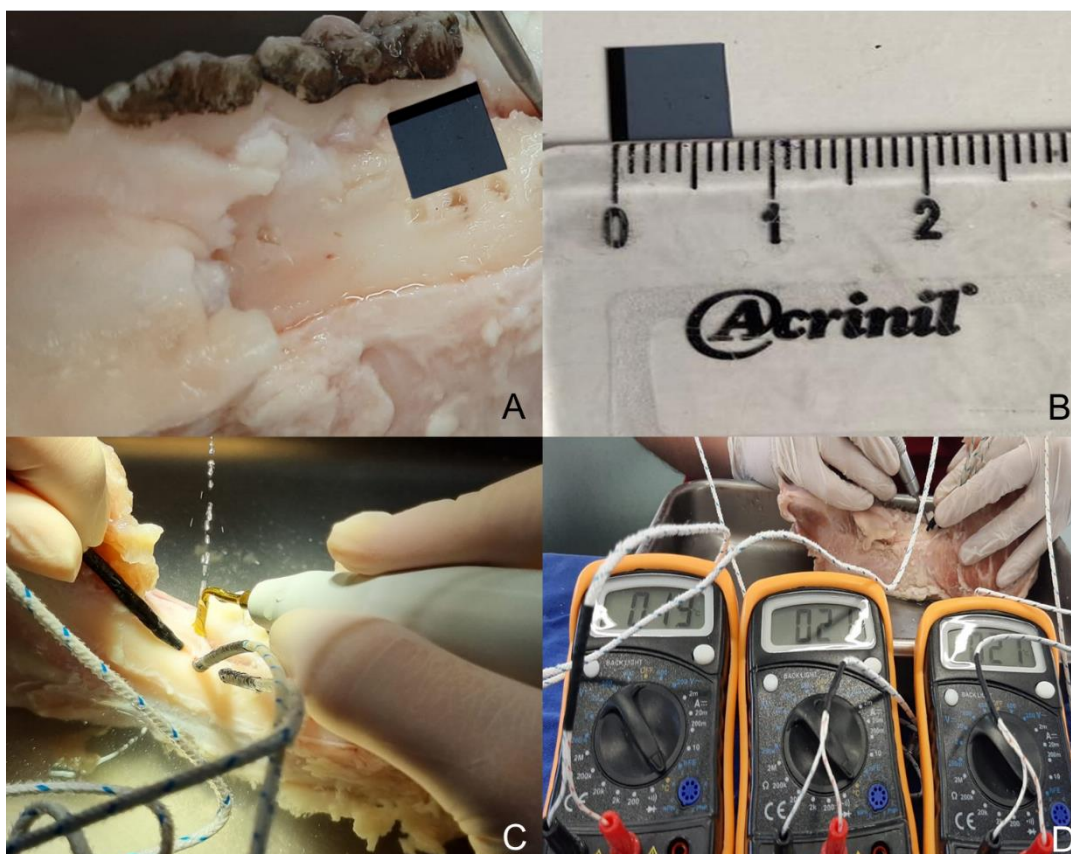
#### 4.3.2 Acomodação dos termômetros

Previamente as osteotomias foi feito o descolamento de um retalho total (mucosa e periósteo) e exposição da cortical vestibular. Em seguida, para acomodação dos termômetros, com a utilização de um guia foram confeccionadas 3 perfurações, com broca carbide nº4 haste longa de alta rotação (*Angelus Prima DentaL LTDA*), em alta rotação, com irrigação mecânica, de 4mm de profundidade localizadas a 7mm da região cervical sendo uma na mesial, uma no centro e uma na distal dos dois dentes mais posteriores da mandíbula (Figura 2).

Porém, considerando que todas as osteotomias foram realizadas com a largura de 1,8 mm (diâmetro da broca carbide esférica nº6) os sensores de temperatura ficaram a uma distância de 5,2mm da osteotomia.

Três aparelhos termopar tipo K associados aos respectivos multímetros digitais com sensor de temperatura *modelo 9kd-Temperatura Eda Prossional* foram inseridos em cada uma das perfurações descritas anteriormente.

Figura 2: Adaptação dos termômetros digitais



A: Perfurações para adaptação do sensor termopar tipo K. B: Guia utilizado para padronização da distância das perfurações. C: Termopares em posição durante a osteotomia. D: Termômetros digitais.

#### 4. 3. 3 Confecção das osteotomias

Todas as osteotomias foram realizadas pelo mesmo operador, em sala com temperatura de 24°C. Uma radiografia periapical foi realizada em uma das mandíbulas previamente ao experimento (Figura 3), buscando maiores informações sobre a anatomia dos dentes envolvidos. Com isso, foi definido que a profundidade da osteotomia seria baseada na exposição completa da furca.



Figura 3: Radiografia 1MI e 2MI



Para análise dos instrumentos, foram realizadas 80 canaletas (20 por grupo) na face vestibular dos dois dentes mais posteriores simulando a osteotomia utilizada para remoção de terceiros molares inferiores (3MI).

Em todos os grupos o contato da broca com o osso foi realizado de forma contínua e só foi iniciado após o acionamento completo do pedal, garantindo a velocidade máxima do instrumento durante todo o tempo de confecção da canaleta.

Com o intuito de determinar se existe ou não diferença de temperatura entre esses instrumentos padronizamos o método de irrigação, ou seja, apenas a irrigação contínua com soro fisiológico utilizando seringa 20mL e agulha 40x1,2mm foi empregada.

Para a confecção das canaletas e avaliação da temperatura foram utilizadas 4 carbide esféricas nº6 haste longa de alta rotação (Angelus Prima Dental LTDA) para o grupo 1, 4 brocas carbide esférica nº6 (Angelus Prima Dental LTDA) para o grupo 2, 4 brocas carbide esférica nº6 (Angelus Prima Dental LTDA) para o grupo 3, e 4 pontas ultrassônicas para corte de osso com 5 dentes (Nanning VV Dental Co, LTD-CHINA) para o grupo 4 (Figura 8). De forma que cada uma das brocas e das serras foram utilizadas para realização de 5 osteotomias, evitando o aumento do calor gerado em decorrência da perda do poder de corte da broca ou da serra.

Figura 4: Brocas carbide n°6 e serra piezocirúrgica



Figura 5: Osteotomias realizadas na cortical vestibular, nos dois últimos dentes, com diferentes instrumentos



A: Turbina de alta rotação *Dabi Atlante* (Grupo 1); B: Motor de implante *Dabi Atlante* com peça reta (Grupo 2); C: Micromotor de baixa rotação com peça reta (Grupo 3); D: Serra piezoelétrica (Grupo 4).

Para análise da eficiência do método de irrigação, foram realizadas 40 canaletas na cortical vestibular do antepenúltimo dente de cada hemi-mandíbula, sendo:

- 20 osteotomias com irrigação manual contínua (seringa 20mL e agulha 40x1,2mm);
- 20 osteotomias com irrigação mecânica;

Nesta parte da pesquisa, apenas a alta rotação foi utilizada com o objetivo de determinar se existe ou não diferença de temperatura entre os métodos de irrigação. As brocas seguiram o mesmo princípio da etapa anterior e só poderiam ser reutilizadas em 5 osteotomias, portanto 8 carbides esféricas n°6 haste longa de alta rotação (Angelus Prima Dental LTDA) foram usadas.

#### 4. 3. 4 Coleta de dados

Durante as osteotomias um auxiliar ficou responsável por anotar o tempo, temperatura inicial ( $T_i$ ) e máxima ( $T_{max}$ ) atingida nos 3 termômetros digitais para posterior obtenção da variação de temperatura. Posteriormente, estes dados foram registrados em uma planilha no Microsoft Excel (2016) para análise estatística.

#### 4. 3. 5 Variação da temperatura

As médias das temperaturas iniciais ( $MT_i$ ) e máximas ( $MT_{max}$ ) foram calculadas a partir das temperaturas obtidas em cada termômetro, conforme as fórmulas a seguir.

$$MT_i = \frac{Ti1 + Ti2 + Ti3}{3}$$

$$MT_{max} = \frac{Tmax1 + Tmax2 + Tmax3}{3}$$

O cálculo da variação média da temperatura ( $\Delta T$ ) durante as osteotomias com diferentes instrumentos foi obtido utilizando a fórmula a seguir.

$$\Delta T = MT_{max} - MT_i$$

#### **4.4 Análise estatística**

Todos os testes foram realizados com o programa *Jamovi 2021 (Version 2.2)* e *R Core Team 2021 (Version 4.0)*.

Utilizando os testes de Levene's e Kolmogorov-Smirnov constatou-se a homogeneidade e distribuição normal dos dados obtidos.

Para análise dos resultados toda amostra foi submetida a análise descritiva e análise de covariância (ANCOVA) utilizando nível de significância de 5%.

## 5 RESULTADOS

Para facilitar o entendimento, os resultados das comparações estatísticas estão apresentados nos gráficos e tabelas a seguir.

Foram feitas, no total, 80 osteotomias com quatro instrumentos diferentes. A análise de variância corrigida (ANCOVA) da temperatura, descontando a variação do tempo para confecção das canaletas foi realizada.

Esta análise mostrou que houve diferença significativa entre os instrumentos ( $p=0,012$ ) e a variável confundidora (tempo) também influenciou os resultados como se pode observar na tabela 1.

Tabela 1: Análise da variância corrigida da temperatura óssea em função do tipo de instrumento e do tempo

	P
Instrumento	0,012
Tempo	0,001

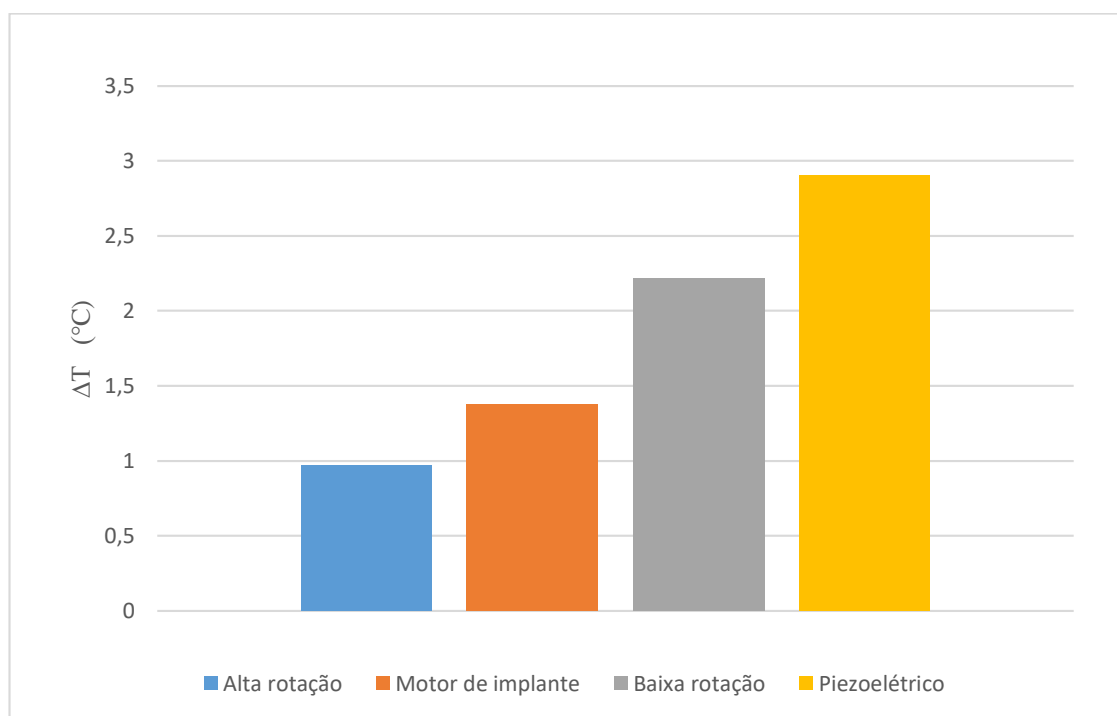
\*ANCOVA

A tabela 2 e o gráfico 1 apresentam a variação média de temperatura para cada instrumento. Como podemos verificar, a turbina de alta rotação e o motor de implante apresentaram menor variação de temperatura se comparados com o micromotor de baixa rotação e a serra piezoelétrica.

Tabela 2: Média da variação da temperatura utilizando os diferentes instrumentos

Instrumento	$MT_i$	$MT_{max}$	$\Delta T(^{\circ}C)$	Desvio padrão
Grupo 1 (Alta rotação 400 000 RPM)	21,10	22,06	0,967	0,601
Grupo 2 (Motor de implante 100 000 RPM)	20,95	22,45	1,38	0,565
Grupo 3 (Baixa rotação 20 000 RPM)	20,36	22,65	2,22	0,711
Grupo 4 (Piezoelétrico 50 Hz)	22,01	24,88	2,90	1,39

Gráfico 1: Média da variação da temperatura utilizando os diferentes instrumentos



Porém, de acordo com os testes Post Hoc houve diferenças estatisticamente significantes apenas entre o Grupo 1 (alta rotação 400.000rpm) e o Grupo 3 (micromotor de baixa rotação 20.000rpm) com  $p$  igual a 0,009. E na comparação entre o Grupo 1 (alta rotação 400.000rpm) com o Grupo 4 (serra piezoelétrica), o valor de  $p$  foi 0,049. As demais comparações não mostraram diferenças significantes (Tabela 3).

Tabela 3: Diferenças das médias de temperatura entre os grupos

Instrumento	P
Grupo 1 x Grupo 3	<b>0,009</b>
Grupo 1 X Grupo 2	0,466
Grupo 1 X Grupo 4	<b>0,049</b>
Grupo 3 X Grupo 2	0,234
Grupo 3 X Grupo 4	1,000
Grupo 2 X Grupo 4	0,400

\*Post Hoc Tests

A ANCOVA mostrou que não houve diferença significativa entre os métodos de irrigação ( $p=0,369$ ) e, neste caso, a variável tempo não influenciou os resultados como se pode observar na tabela 4.

Tabela 4: Análise da variância corrigida da temperatura óssea em função do tipo de irrigação e do tempo

	P
Irrigação	0,369
Tempo	0,157

\*ANCOVA

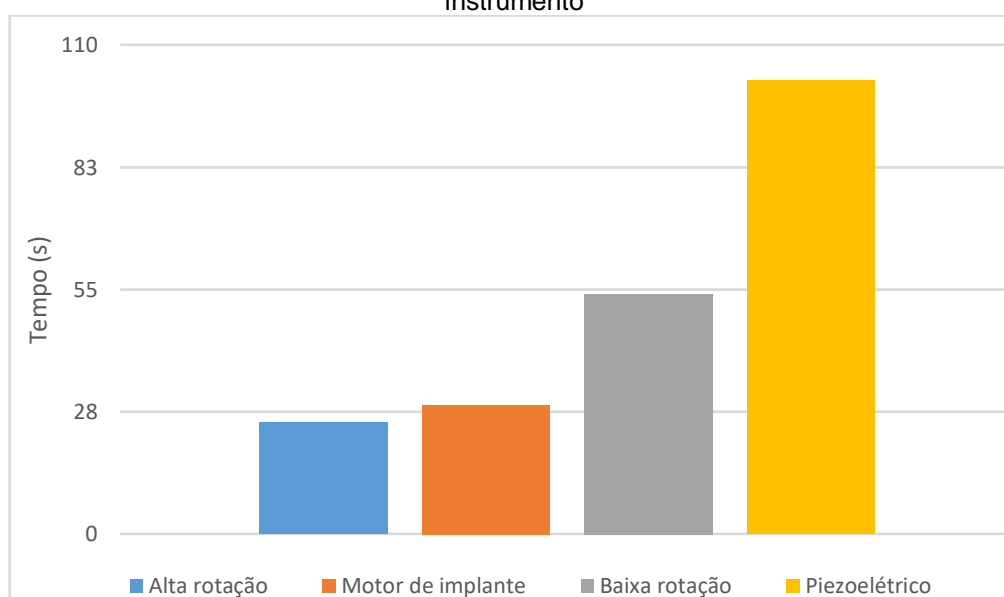
A tabela 5 apresenta a variação da temperatura obtida para os métodos de irrigação manual e mecânica. Como podemos verificar, a variação de temperatura para os dois tipos de irrigação foi semelhante.

Tabela 5: Média da variação da temperatura utilizando irrigação manual e mecânica

Irrigação	$MT_i$	$MT_{max}$	$\Delta T(^{\circ}C)$	Desvio padrão
Manual	21,10	22,06	0,967	0,601
Mecânica	20,91	21,85	0,933	0,536

Em relação ao tempo, instrumentos com rotações mais altas necessitaram de um tempo menor para a confecção das osteotomias (Gráfico 2).

Gráfico 2: Média do tempo necessário para confecção das osteotomias de acordo com o tipo de instrumento



O teste de Kruskal-Wallis foi realizado com valor de  $p=0,01$ , indicando que existe diferença entre os grupos. O teste de comparação múltipla indicou que existe

diferença estatística significativa entre todos os instrumentos analisados em relação ao tempo (Tabela 6).

Tabela 6: Diferenças das médias de tempo entre os grupos

Instrumento	P
Grupo 1 x Grupo 3	<b>&lt;0,001</b>
Grupo 1 X Grupo 2	<b>0,007</b>
Grupo 1 X Grupo 4	<b>&lt;0,001</b>
Grupo 3 X Grupo 2	<b>&lt;0,001</b>
Grupo 3 X Grupo 4	<b>&lt;0,001</b>
Grupo 2 X Grupo 4	<b>&lt;0,001</b>

\*Dwass-Steel-Critchlow-Fligner Tests



## 6 DISCUSSÃO

A osteotomia não é uma novidade, foi descrita na medicina egípcia, grega e romana<sup>6</sup>. Diversos crânios com perfurações cirúrgicas foram encontrados em esqueletos humanos de civilizações antigas<sup>6</sup>.

A osteotomia é utilizada para a remoção de dentes irrompidos ou não<sup>57</sup>. A escolha do método cirúrgico deve ser baseada em princípios fisiológicos<sup>57</sup>. O calor friccional ocasiona um aumento da temperatura óssea e o controle dos danos causados pelas altas temperaturas torna-se crucial para não prejudicar o reparo<sup>11,53</sup>. Segundo estudo de Eriksson e colaboradores realizado em coelhos, o limite de temperatura para sobrevivência das células ósseas é de 47°C durante 1 minuto<sup>11</sup>.

A osteotomia com instrumentos rotatórios para extração de terceiros molares é comum principalmente na mandíbula. Isso porque, além da posição do 3MI inferior, o osso cortical é predominante. Na maxila existe predominância do osso trabecular em relação ao cortical, facilitando a expansão do alvéolo durante a exodontia. O mesmo não acontece na mandíbula.

Com relação a variação de temperatura, no osso cortical o calor é dissipado lentamente e se mantém ao redor da osteotomia<sup>51</sup>. Ao contrário, o osso medular tem uma dissipação mais rápida do calor e maior capacidade de reparação quando comparado ao cortical, por possuir um componente celular mais rico<sup>51</sup>. Portanto, a estrutura e a vascularização são fundamentais na forma como o osso reage ao calor<sup>51</sup>.

Para este estudo, o modelo experimental utilizando mandíbulas suínas foi escolhido devido à semelhança com a mandíbula humana, na região posterior, em relação ao osso cortical espesso e formação dentária.

Existem vários fatores que podem influenciar a elevação da temperatura durante a osteotomia como a densidade óssea, a capacidade de corte da broca, a velocidade do instrumento, o tempo de duração da injúria e o tipo de irrigação<sup>6</sup>. Esses fatores não devem ser considerados de forma isolada<sup>6</sup>.

Segundo Szalma et al.<sup>47</sup> (2015), o desgaste da broca aumenta o atrito com a superfície óssea causando elevação da produção de calor<sup>47</sup>. A perda do poder de

corde também está associada ao aumento do tempo utilizado para confecção de osteotomias<sup>47</sup>. Além disso, durante a exodontia de 3MI a irrigação pode ser comprometida, evidenciando a necessidade de substituição das brocas para controle térmico, considerando a dificuldade de acesso inerente a esse procedimento cirúrgico<sup>47</sup>. Neste estudo, optamos pela substituição das brocas a cada 5 osteotomias para que o seu desgaste não influenciasse na análise da variação de temperatura dos instrumentos.

A velocidade do instrumento utilizado pode afetar diretamente a reparação óssea<sup>18</sup>. Não existe consenso sobre a velocidade ideal. Alguns autores afirmam que o aumento da temperatura é proporcional à velocidade, porém, estudos mais recentes indicam que essa regra só se aplica a velocidades de até 10.000rpm<sup>13</sup>. A alta velocidade e uma menor pressão aplicada ao instrumento associada a um agente irrigador resfriado é a combinação ideal para evitar danos térmicos ao tecido ósseo<sup>58</sup>. Por outro lado, Brisman<sup>59</sup> (1996) afirmou que a elevação da velocidade e da pressão simultaneamente permite um corte mais eficiente e sem aumento significativo na temperatura. Porém, o aumento isolado da velocidade ou da pressão ocasiona temperaturas ósseas mais altas<sup>59</sup>.

Alguns estudos afirmam que a alta rotação diminui o tempo cirúrgico e, conseqüentemente, as complicações pós-operatórias<sup>60</sup>. Ao contrário, de acordo com Campbell e Murray<sup>61</sup>, em 2004, não existe diferença na utilização de instrumentos de alta ou baixa velocidade no resultado pós-operatório, considerando o grau de dor, edema e complicações.

Os resultados desta pesquisa indicaram que existe uma variação significativa da temperatura quando comparamos a turbina de alta rotação, cuja temperatura variou 0,96°C, em média, com o micromotor de baixa rotação com variação média de 2,22°C. Isto demonstra que a velocidade de rotação influencia na variação média de temperatura durante a osteotomia. Além disso, o tempo médio de desgaste ósseo com o micromotor foi duas vezes maior que com a turbina de alta rotação.

Bartuli et al.<sup>62</sup> (2013) afirmaram que a utilização de turbinas de alta rotação são o padrão ouro na realização de osteotomias para exodontia de terceiros molares, permitindo a diminuição do tempo e menor trauma cirúrgico<sup>62</sup>.

Leite e colaboradores<sup>63</sup> (2011) analisaram microscopicamente o tecido ósseo de coelhos submetidos a osteotomia com diferentes instrumentos e formas de irrigação. Os espécimes foram divididos em quatro grupos, de acordo com o tipo de osteotomia executado: 1) Alta rotação com broca carbide esférica nº6 e irrigação manual; 2) Motor cirúrgico a 1.500rpm com broca carbide nº 6 e irrigação manual; 3) broca trefina 5mm com irrigação manual; 6) Broca trefina 5mm com irrigação da bomba peristáltica do motor cirúrgico<sup>63</sup>. O estudo afirmou que uma faixa de tecido carbonizado adjacente ao osso cortical foi encontrada em todos os grupos, porém a turbina de alta rotação proporcionou cortes ósseos mais regulares comparados ao motor de implante <sup>63</sup>.

Sirojaj et al.<sup>64</sup> (2016) buscaram identificar a velocidade ideal para realização da osteotomia na cirurgia de dentes não irrompidos, através da avaliação histológica da precisão e do dano causado ao tecido ósseo circundante. Trinta e seis pacientes foram divididos em dois grupos, dependendo da velocidade do instrumento rotatório (20.000rpm e 40.000rpm) em amostras de osso periférico<sup>64</sup>. Concluíram que a osteotomia executada com 40.000rpm foi superior a 20.000rpm apresentando margens mais precisas, menor quantidade de detritos e ausência de necrose térmica, evidenciando que a velocidade pode influenciar positivamente no reparo ósseo<sup>64</sup>.

Sharawy et al.<sup>65</sup> (2002) também avaliaram o impacto da velocidade de rotação em mandíbulas suínas com termopares do tipo K em cirurgias para instalação de implantes. O calor gerado a partir das seguintes velocidades de perfuração: (1) 1.225rpm, (2) 1.667rpm e (3) 2.500rpm utilizando quatro sistemas de implante foi avaliado<sup>65</sup>. Concluíram que a perfuração com 2.500rpm pode reduzir o risco de danos ósseos, diminuindo a zona de necrose adjacente a um implante e favorecendo a aplicação de carga imediata<sup>65</sup>. Ao contrário, de acordo com Ribeiro e colaboradores 2007 a velocidade do dispositivo rotatório não interfere no reparo ósseo<sup>18</sup>.

Abouzgia e Symington<sup>66</sup> (1996), avaliaram o aumento da temperatura durante a osteotomia realizada com duas velocidades (20.000rpm e 100.000rpm) em amostras de costela bovina, sem irrigação e em temperatura ambiente, com termopares tipo K. A conclusão do autor foi semelhante à do nosso estudo, utilizando as mesmas velocidades em micromotor de baixa rotação e motor de implante. A elevação da temperatura é menor quando se utiliza velocidades maiores<sup>66</sup>.

A serra piezoelétrica utiliza-se de vibrações ultrassônicas e tem sido utilizada na odontologia e ortopedia, principalmente em procedimentos delicados<sup>22,67</sup>. Em geral, essa ferramenta cirúrgica é de fácil manuseio, menos invasiva, segura e precisa<sup>21,22,67</sup>. Além disso, esse dispositivo atua apenas em tecidos mineralizados sem causar danos aos tecidos moles e estruturas neurovasculares<sup>22</sup>. Ainda que existam benefícios inerentes a essa ferramenta, o cuidado com a osteonecrose térmica não pode ser deixado de lado devido condutividade térmica do osso<sup>67</sup>. A utilização da serra piezoelétrica resulta em temperaturas ósseas significativamente mais altas que a perfuração convencional<sup>25</sup>. Estudos mostram que a quantidade, temperatura do agente irrigador e a velocidade de corte influenciam significativamente na temperatura e que combinação adequada desses três fatores diminui o impacto térmico desse instrumento sobre o tecido ósseo<sup>67</sup>.

Neste estudo a maior variação da temperatura foi observada no Grupo 4 (serra piezoelétrica) e foi de 2,9°C, apresentando diferença significativa quando comparada à turbina de alta rotação. Além disso, o tempo para confecção de osteotomias com a serra piezoelétrica foi quatro vezes maior que o observado quando se utilizou a alta rotação.

Heinemann et al.<sup>21</sup> (2012) compararam o efeito das osteotomias realizadas com o ultrassom e o método rotacional com brocas (3.000rpm) em relação à geração de calor intra-ósseo. Foi observado que a média da variação de calor gerado pela broca convencional foi de 1,54°C, semelhante ao encontrado neste estudo. Esta variação foi inferior a observada com a utilização da serra piezoelétrica que registrou uma variação de 18,7°C<sup>21</sup>. Lajolo et al.<sup>68</sup> (2018) também compararam a variação de temperatura óssea da serra piezoelétrica com o sistema de brocas rotacional em baixa rotação (1.100rpm) através de um termômetro infravermelho e, da mesma forma, concluíram que aparelho ultrassônico resultou em temperaturas significativamente mais altas que instrumentos rotatórios<sup>68</sup>. Os resultados deste estudo, onde a variação média de temperatura do piezoelétrico foi superior a todos os outros instrumentos corroboram esta conclusão.

Por outro lado, os resultados encontrados por Rashad et al.<sup>69</sup> (2015), demonstraram que o sistema ultrassônico foi associado a menor geração de calor em comparação com a osteotomia convencional, ao contrário do observado neste estudo.

Segundo os autores, a irrigação abundante é essencial na prevenção da geração de calor<sup>69</sup>. Clinicamente, a serra piezocirúrgica quando comparada com instrumentos rotatórios, causa menos dor pós-operatória, trismo e edema<sup>57</sup>. Porém, está relacionada ao maior tempo cirúrgico<sup>70</sup>. Informação que foi confirmada em nosso estudo, onde o tempo médio utilizado para realização da osteotomia com o piezocirúrgico foi de 1 minuto e 42 segundos.

Qiao et al.<sup>71</sup> (2021) correlacionaram o tempo cirúrgico e a gravidade dos sintomas pós-operatórios como: dor, edema, dificuldade de alimentação e fala e interferência do procedimento cirúrgico nas atividades rotineiras. Foram avaliados 321 pacientes e o tempo médio utilizado foi de 16 minutos<sup>71</sup>. Concluiu-se que o tempo influencia significativamente no risco de desenvolvimento de complicações pós-operatórias<sup>71</sup>. Neste estudo, observamos que a alta rotação contribui para redução do tempo cirúrgico em relação aos outros instrumentos analisados.

Para efeito de comparação, buscamos converter a quantidade de vibrações por segundo (Hz) em rotações por minuto (rpm). De acordo com a fórmula a seguir e conversor existentes no site: <https://calculareconverter.com.br/hertz-para-rpm/><sup>72</sup>, os 30kHz alcançados pela serra piezoelétrica correspondem a 1.800.000rpm. Portanto, uma velocidade muito maior, com conseqüente mais atrito, gerando maior temperatura.

$$1rpm = \frac{1rot}{1min} = \frac{1rot}{60s}$$

$$1Hz = \frac{1rot}{1s}$$

$$1rpm = \frac{1}{60} 1rot1s$$

Çanakçi et al.<sup>73</sup> (2022) relacionaram complicações pós-operatórias como dor, edema e trismo com a temperatura do irrigante (4°C, 10°C ou 25°C) durante exodontia de terceiros molares não irrompidos. Os resultados indicaram diferenças significativas entre a quantidade de analgésicos utilizados e redução de trismo e inchaço facial, no grupo cujo irrigante estava a 4°C<sup>73</sup>. Evidenciando, portanto, que o controle da temperatura durante a osteotomia é fundamental para diminuir a morbidade pós-operatória, aumentando o conforto do paciente.

Não existem evidências suficientes que correlacionem o método e volume de irrigação com infecções pós-operatórias<sup>74</sup>. Porém, a irrigação mecânica é menos complicada e mais rápida quando comparada a irrigação manual com seringa e agulha<sup>75</sup>.

Fister e Gross<sup>76</sup> (1980) avaliaram a resposta histológica óssea diante do corte com broca sem ou com irrigação aquosa em mandíbulas caninas. Os espécimes histológicos foram obtidos 1 hora, 1 dia, 3 dias, 1 semana e 3 semanas após as osteotomias<sup>76</sup>. A retração acentuada do coágulo, formação óssea menos madura e atraso do reparo ósseo foram observados no grupo de osteotomias realizadas sem irrigação<sup>76</sup>.

Em oposição, Flanagan<sup>77</sup> (2010) afirmou que apesar de evitar o superaquecimento ósseo, a irrigação pode interferir na visão do operador e impedir a coleta de fragmentos ósseos para enxerto autógeno. Brocas contemporâneas de diâmetro maior associadas a alta velocidade de rotação e a locais com menor densidade óssea podem não gerar calor prejudicial ao reparo ósseo<sup>77</sup>.

Sbricoli et al.<sup>78</sup> (2021) buscaram identificar se o tipo de irrigante (água vs soro fisiológico estéril) influenciariam na dor e inflamação pós-operatória em cirurgias de 3MI<sup>78</sup>. Ou seja, analisaram se a realização do procedimento em um ambiente totalmente estéril favoreceria na diminuição dos sinais e sintomas pós-operatórios, porém, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos<sup>78</sup>. Portanto, o uso da água na irrigação mecânica da turbina de alta rotação não está relacionado ao aumento de complicações pós-operatórias.

O uso de termopar para identificação das alterações da temperatura óssea é comum na literatura<sup>79</sup>. Entretanto, a precisão do registro depende da distância e profundidade da geração de calor<sup>79</sup>. Neste estudo, três termopares tipo K foram utilizados e posicionados simultaneamente a 5mm da osteotomia com 4mm de profundidade, aumentando a homogeneidade e confiabilidade dos dados.

## 7 CONCLUSÕES

Com os resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que:

1. O método de irrigação não tem influência no aumento da temperatura durante a osteotomia para a caneta de alta rotação;
2. A) O micromotor provocou maior variação de temperatura que a turbina de alta rotação;  
B) A serra piezolétrica provocou maior variação de temperatura que a turbina de alta rotação;
3. O tempo necessário para a realização das osteotomias influenciou a variação da temperatura;
4. Portanto, por apresentar a menor variação de temperatura e o menor tempo para confecção da osteotomia a utilização da turbina de alta rotação nos parece a melhor escolha.

**REFERÊNCIAS**

1. Hupp JR, Ellis III E, Tucker MR. Cirurgia oral e maxilofacial contemporânea.5.ed. Favilla EE, tradutor. Rio de Janeiro: Elsevier; 2009.p.79-80.
2. Leite PH, Barreto-Filho TA, Oliveira TS, Ribeiro RA, Vasconcelos RG, Barboza CA. Avaliação microscópica de fragmentos ósseos obtidos por diferentes métodos de osteotomia e irrigação. *Pesqui. bras. odontopediatria clín. integr.* [Internet].2011[cited 2022 Oct 10];11(4):539-545. Available from: <https://doi.org/10.4034/PBOCI.2011.114.14> doi: 10.4034/PBOCI.2011.114.14
3. Fardin AC, Jardim EC, Pereira FC, Guskuma MH, Aranega AM, Garcia Júnior IR. Enxerto ósseo em odontologia: revisão de literatura. *Innov Implant J.* 2010;5(3):48-52.
4. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: A review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.*1999;14(1):127-136.
5. Pereira CC. Avaliação comparativa da viabilidade celular imediata após osteotomia para implantes com fresas e piezocirurgia em tíbias de coelhos: análise imunoistoquímica [master's thesis].Araçatuba: Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista; 2010.75p.
6. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2012[cited 2022 Oct 20];27(4):313-325. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.010> doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.10.010
7. Chen YC, Hsiao CK, Tu YK, Tsai YJ, Hsiao AC, Lu CW, et al. Assessment of heat generation and risk of thermal necrosis during bone burring by means of three-dimensional dynamic elastoplastic finite element modelling. *Med Eng Phys*[Internet]. 2020[cited 2022 Nov 10];81:1-12. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.04.008> doi:10.1016/j.medengphy.2020.04.008
8. Abouzgia MB, James DF. Measurements of shaft speed while drilling through bone. *J Oral Maxillofac Surg*[Internet]. 1995[cited 2022 Oct 13];53(11):1308-1316. Available from: [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(95\)90590-1](https://doi.org/10.1016/0278-2391(95)90590-1) doi:10.1016/0278-2391(95)90590-1
9. Chauhan CJ, Shah DN, Sutaria FB. Various bio-mechanical factors affecting heat generation during osteotomy preparation: A systematic review. *Indian J Dent Res*[Internet]. 2018[cited 2022 Oct 15];29(1):81-92. Available from: [https://doi.org/10.4103/ijdr.IJDR\\_729\\_16](https://doi.org/10.4103/ijdr.IJDR_729_16) doi:10.4103/ijdr.IJDR\_729\_16
10. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Di Donato L, Romani GL, et al. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clin Implant Dent Relat Res*[Internet]. 2011[cited 2022 Oct 15];13(4):319-323. Available from: <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00209.x> doi:10.1111/j.1708-8208.2009.00209.x
11. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*[Internet]. 1983[cited 2022 Oct 15];50(1):101-107. Available from: [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90174-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90174-9) doi:10.1016/0022-3913(83)90174-9
12. Karaca F, Aksakal B, Kom M. Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study. *Med Eng Phys* [Internet]. 2011[cited 2022 Oct 15];33(10):1221-1227. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.05.013> doi:10.1016/j.medengphy.2011.05.013



13. Timon C, Keady C. Thermal Osteonecrosis Caused by Bone Drilling in Orthopedic Surgery: A Literature Review. *Cureus* [Internet]. 2019 [cited 2022 Oct 15];11(7):e5226. Available from: <https://doi.org/10.7759/cureus.5226> doi:10.7759/cureus.5226
14. Sezek S, Aksakal B, Karaca F. Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis: A FEM modelling and in vitro experiments. *Computational Materials Science* [Internet]. 2012 [cited 2022 Oct 20]; 60:13–18. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.commatsci.2012.03.012> doi: 10.1016/j.commatsci.2012.03.012.
15. Soldatos N, Nelson-Rabe L, Palanker N, Angelov N, Romanos G, Weltman R. Temperature Changes during Implant Osteotomy Preparations in Fresh Human Cadaver Tibiae, Comparing Straight with Tapered Drills. *Materials (Basel)* [Internet]. 2022 [cited 2022 Oct 20];15(7):2369. Available from: <https://doi.org/10.3390/ma15072369> doi:10.3390/ma15072369
16. Nero AL, Gehrke AS, Bortoli Jr N, Zanata LC. Temperatura durante a fresagem óssea. Estudo comparativo das técnicas de irrigação. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 2012; 66(2):147-150.
17. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(2):186-193.
18. Ribeiro Junior PD, Barleto CV, Ribeiro DA, Matsumoto MA. Evaluation of different rotary devices on bone repair in rabbits. *Braz Dent J* [Internet]. 2007 [cited 2022 Oct 19];18(3):215-219. Available from: <https://doi.org/10.1590/S0103-64402007000300007> doi:10.1590/s0103-64402007000300007
19. Gabrić D, Aumiler D, Vuletić M, Gjorgjevska E, Blašković M, Mladenov M, Pavlič V. Thermal Evaluation by Infrared Thermography Measurement of Osteotomies Performed with Er:YAG Laser, Piezosurgery and Surgical Drill-An Animal Study. *Materials (Basel)* [Internet]. 2021[cited 2022 Nov 10];14(11):3051. Available from: <https://doi.org/10.3390/ma14113051> doi:10.3390/ma14113051
20. Ruga E, Amerio E, Carbone V, Volante M, Gandolfo S. Physics and Histologic Evaluation of Rotary, Ultrasonic, and Sonic Instruments. *J Craniofac Surg* [Internet]. 2017[cited 2022 Nov 10];28(7):609-614. Available from: <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000003738> doi:10.1097/SCS.0000000000003738
21. Heinemann F, Hasan I, Kunert-Keil C, Götz W, Gedrange T, Spassov A, et al. Experimental and histological investigations of the bone using two different oscillating osteotomy techniques compared with conventional rotary osteotomy. *Ann Anat* [Internet]. 2012[cited 2022 Nov 10];194(2):165-170. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2011.10.005> doi:10.1016/j.aanat.2011.10.005
22. Robiony M, Polini F, Costa F, Vercellotti T, Politi M. Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2004 [cited 2022 Nov 10];62(6):759-761. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joms.2004.01.010> doi:10.1016/j.joms.2004.01.010
23. Noetzel N, Fienitz T, Kreppel M, Zirk M, Safi AF, Rothamel D. Osteotomy speed, heat development, and bone structure influence by various piezoelectric systems-an in vitro study. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2019 [cited 2022 Nov 10];23(11):4029-4041. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02838-8> doi:10.1007/s00784-019-02838-8
24. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg* [Internet]. 2008 [cited 2022 Oct 10];128(1):71-77. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00402-007-0427-3> doi:10.1007/s00402-007-0427-3
25. Hall PB, Landsman A, Banks AS, Dalmia L. Thermal properties of first metatarsal osteotomies. *J Foot Ankle Surg* [Internet]. 2009 [cited 2022 Oct 10];48(4):432-438. Available from: <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2009.03.009> doi:10.1053/j.jfas.2009.03.009

26. Kerawala CJ, Martin IC, Allan W, Williams ED. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* [Internet]. 1999 [cited 2022 Oct 5];88(2):145-150. Available from: [https://doi.org/10.1016/S1079-2104\(99\)70108-3](https://doi.org/10.1016/S1079-2104(99)70108-3) doi:10.1016/s1079-2104(99)70108-3
27. Aghvami M, Brunski JB, Serdar Tulu U, Chen CH, Helms JA. A Thermal and Biological Analysis of Bone Drilling. *J Biomech Eng* [Internet]. 2018 [cited 2022 Oct 10];140(10):1010101-1010108. Available from: <https://doi.org/10.1115/1.4040312> doi:10.1115/1.4040312
28. Isler SC, Cansiz E, Tanyel C, Soluk M, Selvi F, Cebi Z. The effect of irrigation temperature on bone healing. *Int J Med Sci* [Internet]. 2011 [cited 2022 Oct 22];8(8):704-708. Available from: <https://doi.org/10.7150/ijms.8.704> doi:10.7150/ijms.8.704
29. França FA. Instrumentação e Medidas: grandezas mecânicas. Unicamp 2007.249p. Available from: [http://www.associacaodeinspetores.com.br/arquivos/arquivo\\_artigo/f6c9a6b7798a7344967063a92c347431.pdf](http://www.associacaodeinspetores.com.br/arquivos/arquivo_artigo/f6c9a6b7798a7344967063a92c347431.pdf)
30. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: A review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*.1999;14(1):127-36.
31. Amewoui F, Le Coz G, Bonnet S, Moufki A. Bone drilling: an identification of heat sources. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* [Internet]. 2020 [cited 2022 Oct 10]; 23:S10-S11. Available from: <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1813418> doi:10.1080/10255842.2020.1813418
32. Lee J, Chavez CL, Park J. Parameters affecting mechanical and thermal responses in bone drilling: A review. *J Biomech* [Internet]. 2018 [cited 2022 Oct 15];71:4-21. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.025> doi:10.1016/j.jbiomech.2018.02.025
33. Couto Filho CE. Efeito de brocas para implantes sobre o tecido osseo : estudo histologico em cães [master's thesis]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas;1998.74p.
34. Nascimento JG, Figueiredo AA, Malheiros FC, Guimarães G. Medição da difusividade térmica em tecido ósseo. In: 6º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica (ENEBI) 2018Mai 8-11; Aguas de Lindoia - SP. Available from: <http://doi.org/10.26678/ABCM.ENEBI2018.EEB18-0207> doi: 10.26678/ABCM.ENEBI2018.EEB18-0207
35. Augustin G, Davila S, Udiljak T, Vedrina DS, Bagatin D. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Arch Orthop Trauma Surg* [Internet]. 2009 [cited 2022 Oct 22];129(5):703-709. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00402-008-0630-x> doi:10.1007/s00402-008-0630-x
36. Alam K. Exploring thermal anisotropy of cortical bone using temperature measurements in drilling. *Biomed Mater Eng* [Internet]. 2016 [cited 2022 Oct 10];27(1):39-48. Available from: <https://doi.org/10.3233/BME-161566> doi:10.3233/BME-161566
37. Trento CL. Densitometria óssea em mandíbula de suínos submetidos a enxerto ósseo autógeno, homogêneo e heterógeno [dissertation]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista; 2006. 116p.
38. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2002 [cited 2022 Nov 12];60(10):1160-1169. Available from: <https://doi.org/10.1053/joms.2002.34992> doi:10.1053/joms.2002.34992

39. Dolan EB, Vaughan TJ, Niebur GL, Casey C, Tallon D, McNamara LM. How bone tissue and cells experience elevated temperatures during orthopaedic cutting: an experimental and computational investigation. *J Biomech Eng* [Internet]. 2014 [cited 2022 Oct 10];136(2):021019. Available from: <https://doi.org/10.1115/1.4026177> doi:10.1115/1.4026177
40. Nam O, Yu W, Choi MY, Kyung HM. Monitoring of Bone Temperature during Osseous Preparation for Orthodontic Micro-Screw Implants: Effect of Motor Speed and Ressure. *KEM* [Internet] 2006 [cited 2022 Oct 10];321–323:1044–7. Available from: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/kem.321-323.1044> doi:10.4028/www.scientific.net/kem.321-323.1044
41. Karaca F, Aksakal B, Köm M. Effects of bone drilling on local temperature and bone regeneration: an in vivo study. *Acta Orthop Traumatol Turc* [Internet]. 2014 [cited 2022 Oct 10];48(3):326-332. Available from: <https://doi.org/10.3944/AOTT.2014.3074> doi:10.3944/AOTT.2014.3074
42. Singh G, Jain V, Gupta D, Schlatterer DR. Assessment of heat generation and its effect during cortical bone drilling using infrared camera and histology. *Indian J Eng Mater Sci* [Internet]. 2021 [cited 2022 Oct 10]; 28(2): 182-188. Available from: <https://doi.org/10.56042/ijems.v28i2.31169> doi:10.56042/ijems.v28i2.31169
43. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2009 [cited 2022 Oct 10];20(3):294-298. Available from: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01643.x> doi:10.1111/j.1600-0501.2008.01643.x
44. Gehrke SA, Treichel TLE, Aramburú Júnior J, de Aza PN, Prados-Frutos JC. Effects of the technique and drill design used during the osteotomy on the thermal and histological stimulation. *Sci Rep* [Internet]. 2020 [cited 2022 Oct 10];10(1):20737. Published 2020 Nov 26. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-77762-z> doi:10.1038/s41598-020-77762-z
45. Davidson SR, James DF. Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution. *J Biomech Eng* [Internet]. 2003 [cited 2022 Oct 10];125(3):305-314. Available from: <https://doi.org/10.1115/1.1535190> doi:10.1115/1.1535190
46. You F, Li J, Cui H, Dai Q. Study of the influence of models on the drilling temperature of bone measured by thermocouples. *Advanced Composites Letters* [Internet]. 2020 [cited 2022 Oct 12];29. Available from: <https://doi.org/10.1177/2633366X2092140> doi:10.1177/2633366X20921406
47. Szalma J, Kiss C, Gurdán Z, Tóth Á, Olasz L, Jakse N. Intraosseous Heat Production and Preparation Efficiency of Surgical Tungsten Carbide Round Drills: The Effect of Coronectomy on Drill Wear. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2016 [cited 2022 Nov 11];74(3):442-452. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joms.2015.11.012> doi:10.1016/j.joms.2015.11.012
48. Gupta S, Gupta AS, Chandu GS, Jain S. Infrared thermographic evaluation of rise in temperature with conventional versus trephine drills. *J Indian Prosthodont Soc* [Internet]. 2021 [cited 2022 Nov 12];21(1):45-49. Available from: [https://doi.org/10.4103/jips.jips\\_252\\_20](https://doi.org/10.4103/jips.jips_252_20) doi:10.4103/jips.jips\_252\_20
49. Gehrke SA, Pazetto MK, de Oliveira S, Corbella S, Taschieri S, Mardegan FE. Study of temperature variation in cortical bone during osteotomies with trephine drills. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2014 [cited 2022 Oct 10];18(7):1749-1755. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1163-4> doi:10.1007/s00784-013-1163-4
50. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2006 [cited 2022 Oct 10];64(2):265-269. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.10.011> doi:10.1016/j.joms.2005.10.011

51. Gehrke SA, Loffredo Neto H, Mardegan FE. Investigation of the effect of movement and irrigation systems on temperature in the conventional drilling of cortical bone. *Br J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2013 [cited 2022 Oct 15];51(8):953-957. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2012.10.023> doi:10.1016/j.bjoms.2012.10.023
52. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5):634-8.
53. Boa K, Varga E Jr, Pinter G, Csonka A, Gargyan I, Varga E. External cooling efficiently controls intraosseous temperature rise caused by drilling in a drilling guide system: an in vitro study. *Br J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2015 [cited 2022 Oct 10];53(10):963-967. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2015.07.013> doi:10.1016/j.bjoms.2015.07.013
54. Strbac GD, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Watzek G, Zechner W. A novel standardized bone model for thermal evaluation of bone osteotomies with various irrigation methods. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2014 [cited 2022 Oct 12];25(5):622-631. Available from: <https://doi.org/10.1111/clr.12090> doi:10.1111/clr.12090
55. Barrak I, Braunitzer G, Piffkó J, Segatto E. Heat Generation and Temperature Control during Bone Drilling for Orthodontic Mini-Implants: An In Vitro Study. *Applied Sciences* [Internet]. 2021 [cited 2022 Oct 10]; 11(16):7689. Available from: <https://doi.org/10.3390/app11167689> doi: 10.3390/app11167689
56. Kapse PG, Thakare KS, Yeltiwar RK, Parwani SR, Ashtankar MA, Rathi NB. Thermal Effect of Operatory Room Temperature, Surgical Drill Diameter, and Temperature of Irrigants at Different Depths of Implant Site Preparation - Thermographic Analysis on Goat Mandible. *J Indian Soc Periodontol* [Internet]. 2022 [cited 2022 Nov 10];26(1):32-36. Available from: [https://doi.org/10.4103/jisp.jisp\\_791\\_20](https://doi.org/10.4103/jisp.jisp_791_20) doi:10.4103/jisp.jisp\_791\_20
57. Basheer SA, Govind RJ, Daniel A, Sam G, Adarsh VJ, Rao A. Comparative Study of Piezoelectric and Rotary Osteotomy Technique for Third Molar Impaction. *J Contemp Dent Pract* [Internet]. 2017 [cited 2022 Oct 10];18(1):60-64. Available from: <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1990> doi:10.5005/jp-journals-10024-1990
58. Raj R, Manju V, Kumar-Gopal V, Eswar M. Analysis of factors determining thermal changes at osteotomy site in dental implant placement - An in-vitro study. *J Clin Exp Dent* [Internet]. 2021 [cited 2022 Oct 10];13(3):234-239. Available from <https://doi.org/10.4317/jced.57346> doi:10.4317/jced.57346
59. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(1):35-37.
60. Guo ZZ, Zhang H, Li Y, Liu Y, Wang Y, Yuan C, et al. Comparative study of complications among routine method, high speed turbine handpiece and piezosurgery device after extraction of impacted wisdom teeth. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2012;21(2):208-210.
61. Campbell JH, Murray RA. Handpiece speed and postoperative outcomes in third molar surgery. *J Indiana Dent Assoc*. 2004;83(1):4-6.
62. Bartuli FN, Luciani F, Caddeo F, DE Chiara L, DI Dio M, Piva P, et al. Piezosurgery vs High Speed Rotary Handpiece: a comparison between the two techniques in the impacted third molar surgery. *Oral Implantol (Rome)*. 2013;6(1):5-10.
63. Leite PH, Barreto-Filho TA, Oliveira TS, Ribeiro RA, Vasconcelos RG, Barboza CA. Microscopic Evaluation of Bone Fragments Obtained by Different Methods of Irrigation and Osteotomy. *Pesqui Bras Odontopediatria Clin Integr* [Internet]. 2011 [cited 2022 Oct 10]; 11(4): 539-545. Available from: <https://doi.org/10.4034/PBOCI.2011.114.14> doi: 10.4034/PBOCI.2011.114.14

- 
64. Siroraj AP, Giri GV, Ramkumar S, Narasimhan M. Extraction of impacted mandibular third molars - the effect of osteotomy at two speeds on peripheral bone: a histopathological analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2016 [cited 2022 Oct 16];54(4):449-453. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2016.02.008> doi:10.1016/j.bjoms.2016.02.008
65. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2002 [cited 2022 Nov 15];60(10):1160-1169. Available from: <https://doi.org/10.1053/joms.2002.34992> doi:10.1053/joms.2002.34992
66. Abouzgia MB, Symington JM. Effect of drill speed on bone temperature. *Int J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 1996 [cited 2022 Oct 10];25(5):394-399. Available from: [https://doi.org/10.1016/s0901-5027\(06\)80040-8](https://doi.org/10.1016/s0901-5027(06)80040-8) doi:10.1016/s0901-5027(06)80040-8
67. Tang H, Deng W, Sun Z, Wang Y, Li L, Ding Y, et al. Optimization of factors influencing temperature rise and thermal necrosis of a robot driven piezoelectric osteotomy in bovine cortical bone: An in vitro study using an orthogonal test design. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2019 [cited 2022 Oct 10];70:249-256. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.10.013> doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.10.013
68. Lajolo C, Valente NA, Romandini WG, Petrucci M, Verdugo F, D'Addona A. Bone heat generated using conventional implant drills versus piezosurgery unit during apical cortical plate perforation. *J Periodontol* [Internet]. 2018 [cited 2022 Nov 10];89(6):661-668. Available from: <https://doi.org/10.1002/JPER.17-0502> doi:10.1002/JPER.17-0502
69. Rashad A, Sadr-Eshkevari P, Heiland M, Smeets R, Hanken H, Grobe A, et al. Intraosseous heat generation during sonic, ultrasonic and conventional osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg* [Internet]. 2015 [cited 2022 Nov 15];43(7):1072-1077. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.05.018> doi:10.1016/j.jcms.2015.05.018
70. Silva LD, Reis EN, Bonardi JP, Lima VN, Aranega AM, Ponzoni D. Influence of surgical ultrasound used in the detachment of flaps, osteotomy and odontosection in lower third molar surgeries. A prospective, randomized, and "split-mouth" clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* [Internet]. 2020 [cited 2022 Nov 5];25(4):461-467. Available from: <https://doi.org/10.4317/medoral.23447> doi:10.4317/medoral.23447
71. Qiao F, Li L, Zhang J, Dong R, Sun J. Operation time is independent associated with serious postoperative symptom in patients with mandibular third molar removal. *Ann Palliat Med* [Internet]. 2021 [cited 2022 Oct 10];10(4):4080-4089. Available from: <https://doi.org/10.21037/apm-20-2340> doi:10.21037/apm-20-2340
72. Calcular e Converter. Conversor de Hertz para RPM (hz para rpm) [Internet]. 2020 [cited 2022 Nov 19]. Available from: <https://calculareconverter.com.br/hertz-para-rpm/>
73. Çanakçı FG, Er N, Duygu G, Tanan Karaca G. Does Saline Irrigation at Different Temperatures Affect Pain, Edema, and Trismus After Impacted Third Molar Surgery: A Clinical Trial. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2022 [cited 2022 Nov 15];S0278-2391(22)00825-4. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joms.2022.08.015> doi:10.1016/j.joms.2022.08.015
74. Bailey E, Kashbour W, Shah N, Worthington HV, Renton TF, Coulthard P. Surgical techniques for the removal of mandibular wisdom teeth. *Cochrane Database Syst Rev* [Internet]. 2020 [cited 2022 Oct 10];7(7):CD004345. Available from: <https://doi.org/10.1002/14651858.CD004345.pub3> doi:10.1002/14651858.CD004345.pub3
75. Sweet JB, Butler DP, Drager JL. Effects of lavage techniques with third molar surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* [Internet]. 1976 [cited 2022 Oct 10];41(2):152-168. Available from: [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(76\)90226-7](https://doi.org/10.1016/0030-4220(76)90226-7) doi:10.1016/0030-4220(76)90226-7
76. Fister J, Gross BD. A histologic evaluation of bone response to bur cutting with and without water coolant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* [Internet]. 1980 [cited 2022 Nov 10];49(2):105-

- 
111. Available from: [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(80\)90300-x](https://doi.org/10.1016/0030-4220(80)90300-x) doi:10.1016/0030-4220(80)90300-x
77. Flanagan D. Osteotomy irrigation: is it necessary?. *Implant Dent* [Internet]. 2010 [cited 2022 Nov 10];19(3):241-249. Available from: <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181dc9852> doi:10.1097/ID.0b013e3181dc9852
78. Sbricoli L, Cerrato A, Frigo AC, Zanette G, Bacci C. Third Molar Extraction: Irrigation and Cooling with Water or Sterile Physiological Solution: A Double-Blind Randomized Study. *Dent J (Basel)* [Internet]. 2021 [cited 2022 Nov 5];9(4):40. Available from: <https://doi.org/10.3390/dj9040040> doi:10.3390/dj9040040
79. Salomó-Coll O, Auriol-Muerza B, Lozano-Carrascal N, Hernández-Alfaro F, Wang HL, Gargallo-Albiol J. Influence of bone density, drill diameter, drilling speed, and irrigation on temperature changes during implant osteotomies: an in vitro study. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2021 [cited 2022 Nov 10];25(3):1047-1053. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03398-y> doi:10.1007/s00784-020-03398-y

## ANEXO A – REGISTRO DA PESQUISA CEUA

Universidade de São Paulo  
Faculdade de Odontologia de Bauru  
Comissão de Ética no Uso de Animais



PROTOCOLO DE RECEBIMENTO DO FORMULÁRIO  
PARA REGISTRO DE PROTOCOLOS EFETUADOS COM  
CADÁVERES, OU PARTE DELES, EM ENSINO E/OU  
PESQUISA

Uso exclusivo da CEUA/FOB/USP

Reg. Nº 007/2022


Recebido em: 20/10/2022

*Maristela*

Maristela Petenuci Ferrari

Secretária da CEUA – SRTE 53052

**Finalidade:** Pesquisa  
**Período:** 10/2022 a 12/2022  
**Título da pesquisa:** Avaliação da variação de temperatura em osteotomias realizadas por diferentes instrumentos  
**Pesquisador Responsável:** Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior  
**Pesquisador Executor:** Gabriela Barbosa Bisson  
**Colaboradores:** -  
**Nota Fiscal/Termo de Doação:** Termo de Doação Frigorífico Fribordogue Ltda  
CNPJ 64.510.894/0001-42  
**Total adquirido:** 50 mandíbulas suínas  
**Nº Lote / Data do Abate:** 005489 / 12/08/2022  
**Nº utilizados / Nº de grupos:** 7 grupos

 Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 | Bauru-SP | CEP 17012-901 | C.P. 73  
 [www.fob.usp.br](http://www.fob.usp.br)  
 14. 3235-8356  
 [ceua@fob.usp.br](mailto:ceua@fob.usp.br)

 [fobuspoficial](https://www.facebook.com/fobuspoficial)  
 [@fobuspbauru](https://www.instagram.com/fobuspbauru)  
 [fobuspoficial](https://www.youtube.com/fobuspoficial)  
 [@fobuspoficial](https://twitter.com/fobuspoficial)