

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

ISADORA MOLINA SANCHES

**Análise de comparação de tempo e variação de
temperatura durante a odontosecção com instrumentos
rotatório e piezoelétrico**

BAURU
2023

ISADORA MOLINA SANCHES

Análise de comparação de tempo e variação de temperatura durante a odontosecção com instrumentos rotatório e piezoelétrico

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. Eduardo Sanches Gonçalves

Versão Corrigida

BAURU
2023

Sanches, Isadora Molina

Análise de comparação de tempo e variação de temperatura durante a odontosecção com instrumentos rotatório e piezoelétrico.

/ Isadora Molina Sanches. -- Bauru, 2023

065 p.: il. ; 31 cm.

Dissertação (mestrado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 2023.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Sanches Gonçalves

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, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Data: 13/01/2023

Comitê de Ética da FOB-USP

Protocolo nº: 010/2022

Data: 21/11/2022

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



FOLHA DE APROVAÇÃO

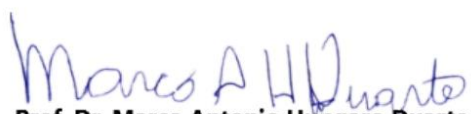
Dissertação apresentada e defendida por
ISADORA MOLINA SANCHES
e aprovada pela Comissão Julgadora
em 24 de fevereiro de 2023.

Prof. Dr. **VICTOR TIEGHI NETO**

Prof. Dr. **RENATO ANDRÉ DE SOUZA FACO**
HRAC-USP

Prof. Dr. **RENATO YASSUTAKA FARIA YAEDU**
FOB-USP

Prof. Dr. **EDUARDO SANCHES GONÇALES**
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

 [posgraduacaofobusp](#)
 [@posgradfobusp](#)
 [fobuspoficial](#)
 [@Fobpos](#)

DEDICATÓRIA

Este trabalho dedico aos meus pais, Fátima e Adalberto, meu alicerce, e meus maiores e melhores orientadores na vida, que não mediram esforços em minha educação e formação, muito obrigada. E à minha irmã Raquel, que sempre esteve ao meu lado e me proporcionou os melhores conselhos e risadas.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a **Deus**, pois seus planos para minha vida são sempre maiores que meus próprios sonhos. Obrigada por guiar os meus passos e mostrar o melhor caminho, sempre me cercando com uma família amorosa e pessoas especiais.

Aos meus pais **Fatima Molina Sanches** e **Adalberto Sanches Munaro**, por sempre estarem ao meu lado me incentivando a ser uma pessoa melhor, por embarcarem nessa jornada comigo. Obrigada por todo o amor, paciência, compreensão, apoio, broncas, risadas e conselhos. Essa vitória só foi possível graças a vocês.

À minha irmã **Raquel Molina Sanches** que esteve ao meu lado diariamente nesses 2 anos, sempre presente durante as minhas maiores conquistas e piores momentos. Obrigada por escutar todos os meus desabafos, conversas fiadas, conselhos e principalmente por suas risadas.

Aos meus avós paternos, **Vô Loro** e **Vó Pina** (in memoriam), e meus avós maternos, **Vô Rubens** (in memoriam) e **Vó Zilda** (in memoriam), que mesmo de longe sempre estiveram presentes me protegendo e guardando. Obrigada por me concederem o meu maior presente que é a minha família.

Aos meus tios(as), em especial a **Ana Heloisa Molina**, **Gisele Molina Becari**, **Marcio Becari**, **Rose Sanches** e **Adão Sanches** e a meus primos(as) **Raíssa**, **Vinícius**, **Fernanda** e **Sophia**, por seus conselhos tão valiosos, por todos os momentos especiais ao redor da mesa do almoço, por todas as conversas e risadas durante um cafezinho e por todo o amor dessa família especial.

Ao meu orientador, Prof. Dr. **Eduardo Sanches Gonçalves**, idealizador deste trabalho. Obrigada por sua confiança e às inúmeras oportunidades que me foram proporcionadas ao longo desses dois anos. Obrigada por sua dedicação e pelos conhecimentos repassados que serviram para aprimorar o meu aprendizado. Sua presença foi fundamental para que eu pudesse encerrar esse ciclo.

Aos professores do departamento de cirurgia, Dr. **Osny Ferreira Júnior**, Dr. **Eduardo Sant'Ana** e Dr. **Renato Yassutaka Faria Yaedú**, obrigada pelo incentivo ao aperfeiçoamento profissional, pelas aulas e conselhos diários. Vocês são meus professores desde a graduação e grande parte do meu conhecimento é oriundo do esforço e dedicação exemplares dispensados aos discentes. Agradeço também aos demais professores do departamento, principalmente **Prof. Paulo Sergio Silva**

Santos, que desde a graduação me concedeu vários conselhos e me ensinou muito sobre Estomatologia.

Aos meus **professores de graduação** da Faculdade de Odontologia de Bauru que me ensinaram e me moldaram uma cirurgiã dentista. Obrigada por todos os ensinamentos, incentivos e palavras.

Aos meus colegas de mestrado na área de concentração de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial **Gabriela Bisson, Dennis Dinelly, Angie Castro Wilder Badiviezo e Isabela Toledo**. Obrigada pela amizade, ajuda e suporte; por compartilhar toda a sabedoria e pelos incontáveis bons momentos divididos nesses últimos dois anos. Em especial minhas amigas **Carolina Gachet Barbosa e Deborah Rocha**, pois foram as pessoas que estiveram ao meu lado diariamente, dividindo os bons e maus momentos. Obrigada por todos os conselhos, ajudas, cervejas, risadas, fofocas, desabafos, prontuários preenchidos e apoio em cada conquista.

A todos os demais colegas de pós-graduação, **Sandy, Matheus, Luiz, Carolina Yoshi, Leticia, Veronica e Vivian**. A pós-graduação é um momento delicado cheio de emoções, e as amizades que fazemos nos dá suporte para superar todas as dificuldades e comemorar todas as vitórias. Agradeço o apoio constante, pelos almoços no “bandejão” e por toda a troca de sabedoria frente aos diversos casos multidisciplinares.

Às minhas amigas da graduação **Giovanna, Laura, Laís, Maria Laura e Elizabete**, que mesmo de longe, acompanharam os meus passos durante essa jornada. Obrigada por estarem ao meu lado.

Às minhas amigas **Ana Luiza Bogaz, Laura Bertin, Livia Clara da Silva, Isadora Gasparoto, Giovanna Acosta e Esther Belotti**. Obrigada por compartilharem esses anos comigo, por estarem presentes em todos os momentos felizes e caóticos do meu dia a dia. Obrigada por todos os momentos, conselhos e risadas.

Ao **Projeto Fob USP em Rondônia** que me proporcionou um dos melhores momentos da minha vida. Essa experiência mudou a minha visão do mundo. O fato de poder ajudar as pessoas e ver o alívio e felicidade no sorriso de um paciente não tem preço.

A todos os funcionários do Departamento de Cirurgia, Estomatologia, Patologia e Radiologia, em especial a **Andréa Amélia dos Santos Cruz, Alexandre Simões Garcia, Luciana Zanon Fontes Lozano, Marco Aurélio Rosi de Podestá, Roberto**

Ponce Salles e Fernanda Aparecida Daniel Cavalari, obrigada pela amizade, disponibilidade e ajuda.

Meu agradecimento à **Turma 58**, a qual fui homenageada, muito obrigada pelo presente. Guardarei para sempre em meu coração.

Meus agradecimentos à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, representada pela Diretora, Prof^a. Dr^a. **Marilia Afonso Rabelo Buzalaf** e pelo Vice-diretor, Prof. Dr. **Carlos Ferreira dos Santos**. Esse lugar foi minha segunda casa por seis anos e não vai ser fácil me despedir. Viver a FOB é inexplicável. Obrigada por me apresentar as melhores pessoas que conheci e proporcionar todos os momentos especiais desses últimos anos.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (**CAPES**) – Código de Financiamento 88887.62907/2021-00. Obrigada pelo apoio financeiro, indispensável para dedicação exclusiva ao curso.

À todas as pessoas que estiveram envolvidas no desenvolvimento deste trabalho e que fizeram parte da minha vida nesses últimos dois anos, muito obrigada.

“Deus nos concede, a cada dia, uma página de vida nova no livro do tempo. Aquilo que colocarmos nela, corre por nossa conta.”.

CHICO XAVIER

RESUMO

O ato cirúrgico de seccionar dentes é definido como odontosecção. Tem como finalidade diminuir a resistência, facilitando a exodontia. Se por um lado isso possibilita uma cirurgia mais rápida e menos traumática, por outro, gera preocupação, uma vez que o uso de instrumentos rotatórios produz aquecimento local podendo prejudicar o reparo dos tecidos adjacentes. A variação de temperatura durante a cirurgia é decorrente do formato e tamanho da ponta de corte, do tempo, do movimento realizado, da pressão exercida e do equipamento utilizado. Diante disso, o objetivo deste estudo foi avaliar o tempo e variação de temperatura durante o procedimento de odontosecção com diferentes instrumentos, em amostras de dentes suínos. Para isso, foi feita a odontosecção de 20 dentes com cada instrumento, sendo eles: broca carbide 702, broca Zecrya, ponta diamantada 4138 e ponta piezoelétrica OSTEO 01. O tempo foi medido por um cronômetro e a temperatura foi medida através de aparelhos termopares associados aos respectivos termômetros digitais portáteis. Os termômetros tiveram fixação intraóssea a uma distância lateral de aproximadamente 2,5 mm do dente com profundidade de 4 mm. Foi registrado a temperatura inicial e a temperatura máxima durante o procedimento. Os resultados revelaram uma variação média de temperatura e desvio padrão de $1,15^{\circ}\text{C}+0,5$ para broca carbide 702, de $1,60^{\circ}\text{C}+0,67$ para broca Carbide Zekrya, de $2,10^{\circ}\text{C}+0,96$ para a ponta diamantada 4138 e $5,23^{\circ}\text{C}+1,82$ para ponta piezoelétrica OSTEO 01. O tempo médio necessário para realizar a odontosecção foi de 38s para a Carbide 702 e Carbide Zekrya, 48s para a ponta diamantada 4138 e 285s para a ponta piezoelétrica OSTEO 1. Os dados obtidos foram tabulados e submetidos à análise estatística pelos testes de variância ANOVA ($p<0,05$) e a variância convencional foi corrigida pelo variável tempo com o teste ANCOVA ($p<0,05$). Houve diferença significativa da variação de temperatura entre a ponta piezoelétrica com outros três elementos. Os resultados evidenciam a relação direta entre tempo e temperatura, onde os instrumentos que possuem tempo cirúrgico reduzido produziram menos calor e conseqüentemente a variação de temperatura menor.

Palavras-chave: Dente Serotino; Osteotomia; Piezocirurgia

ABSTRACT

Comparison analysis of time and temperature variation during odontosection with rotary and piezoelectric instruments

The act of sectioning the teeth is defined as odontosectioning. Its function is to reduce resistance, facilitating tooth extraction. If, on the one hand, this allows for a faster and less traumatic surgery, on the other hand, it raises concern, since the use of rotary instruments can produce locally capable of impairing the repair of adjacent tissues. Temperature variation during surgery is due to the shape and size of the cutting tip, time, the movement performed, pressure and the equipment used. In view of this, the objective of this study was to evaluate the time and temperature variation during the dental section procedure with different instruments, in an exhibition of swine teeth. For this, 20 teeth were sectioned with each instrument, namely: carbide drill 702, Zecrya drill, diamond tip 4138 and piezoelectric tip OSTEO 01. Time was measured using a stopwatch and temperature was measured using associated thermocouple devices to their portable digital thermometers. The thermometers were fixed intraosseously at a lateral distance of approximately 2.5 mm from the tooth, with a depth of 4 mm. The initial temperature and the maximum temperature were recorded during the procedure. The results revealed an average temperature variation and standard deviation of $1.15^{\circ}\text{C}+0.5$ for the 702 carbide drill, $1.60^{\circ}\text{C}+0.67$ for the Zekrya carbide drill, $2.10^{\circ}\text{C}+0.96$ for the 4138 diamond tip and $5.23^{\circ}\text{C}+1.82$ for the OSTEO 01 piezoelectric tip. The average time required to perform the odontosection was 38s for Carbide 702 and Carbide Zekrya, 48s for the 4138 diamond tip and 285s for the piezoelectric OSTEO 1 tip. The data obtained were tabulated and admitted to statistical analysis using the ANOVA variance tests ($p<0.05$) and the conventional variance was corrected for the time variable using the ANCOVA test ($p<0.05$). There was a significant difference in temperature variation between the piezoelectric tip and the other three elements. The results show the direct relationship between time and temperature, where the instruments that have reduced time produced less heat and, consequently, a lower temperature variation.

Keywords: Molar; Third Osteotomy; Piezosurgery.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Descolamento e perfurações.	37
Figura 2 -	Simulação de osteotomia.	38
Figura 3 -	A (broca Carbide 702), B (broca Carbide Zecrya), C (ponta diamantada 4138) e D (ponta Ultrassônica OSTEO 1)	39
Figura 4 -	Odontosecção com a ponta ultrassônica OSTEO 1	40
Figura 5 -	Odontosecção com broca carbide Zekrya	40
Figura 6 -	Odontosecção com ponta diamantada 4138	41
Figura 7 -	Termopar tipo K associado ao multímetro	42
Figura 8 -	Coleta da temperatura durante a odontosecção	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Análise da variância de temperatura com correção da variável tempo.	44
Tabela 2 -	Média da variação da temperatura dos diferentes instrumentos.	44
Tabela 3 -	Diferenças das médias de temperatura entre os grupos.	45
Tabela 4 -	Dados descritivos da variável tempo.	46
Tabela 5 -	Diferenças das médias da variável tempo entre os grupos.	47

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Média da variação da temperatura.	45
Gráfico 2 -	Média da variação de tempo.	46

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ANCOVA	Análise de covariância
ANOVA	Análise de covariância
°C	Grau Celsius
CEUA	Comissão de Ética no Uso de Animais
Er:YAG	Erbium Yag
g	Gramas
Hz	Hertz
Kg	Quilograma
kHz	Quilo-hertz
min	Minuto
MTi	Média da temperatura inicial
MTmax	Média da temperatura máxima
Mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
mm/s	Milímetro por segundo
n	Número
rpm	Rotação por minuto
s	Segundos
T_0	Temperatura inicial
T_{max}	Temperatura máxima
TiN	Níquel Titânio
ΔMT	Varição média de temperatura
μm	Micrômetros
3 M	Terceiro Molar

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1	CLASSIFICAÇÃO E COMPLEXIDADE DE EXODONTIA	18
2.2	COMPLICAÇÕES DAS CIRURGIAS DE DENTES INCLUSOS	20
2.3	ODONTOSECÇÃO	23
2.4	DANOS TECIDUAIS DEVIDO O AUMENTO DA TEMPERATURA	24
2.5	BROCAS E PONTAS DIAMANTADAS	27
2.6	PIEZOELÉTRICO	29
2.7	AVALIAÇÃO DE TEMPERATURA COM TERMOPARES	32
2.8	USO DE PEÇAS ANATÔMICAS SUÍNAS	33
3	PROPOSIÇÃO	35
4	MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1	ASPECTOS ÉTICOS	36
4.2	ARMAZENAMENTO E DESCARTE DAS PEÇAS ANATÔMICAS	36
4.3	PREPARO DAS AMOSTRAS	37
4.4	DIVISÃO DOS GRUPOS E DOS INSTRUMENTOS	38
4.5	COLETA DE DADOS	41
4.5.1	Variação de temperatura	41
4.5.2	Variação de tempo	43
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	43
5	RESULTADOS	44

6	DISCUSSÃO	48
7	CONCLUSÕES	54
	REFERÊNCIAS	55
	ANEXO A	65

1 INTRODUÇÃO

Os terceiros molares são os últimos dentes a irromperem na arcada dentária, contudo, ao longo do processo de germinação alguns fatores mecânicos (MOHAMMED *et al.*, 2019; SHIN *et al.*, 2016) interferem diretamente no padrão de erupção culminando na impaction com diferentes angulações e posições desses dentes (RODRÍGUEZ *et al.*, 2021). É importante identificar a dificuldade e o padrão de impaction antes de realizar a extração de terceiro molar impactado (XAVIER *et al.*, 2010). Durante o planejamento cirúrgico deve-se observar a orientação do longo-eixo do terceiro molar incluso em relação ao segundo molar e a profundidade de impaction, sendo que a impaction total é definido como impaction de mais de dois terços da coroa do terceiro molar no osso alveolar. (PELL & GREGORY, 1933; WINTER, 1926; KIM *et al.*, 2019)

Durante as etapas cirúrgicas realizadas para remoção de dentes inclusos, na maioria das vezes, faz-se necessário a execução de técnicas como a osteotomia e odontosecção, para possibilitar a luxação e exérese desses elementos.

A odontosecção é o procedimento, segundo o qual o dente é seccionado, respeitando sua posição e sentido (longo eixo do dente), com a finalidade de diminuir o volume e a resistência, facilitando sua remoção (RECCHIONI *et al.*, 2017). Segundo Badenoch-Jones *et al.* (2016), a odontosecção diminui a resistência óssea, tempo de cirurgia, trauma cirúrgico e lesão de dentes vizinhos e outros.

A técnica clássica para odontosecção utiliza instrumento rotatórios cortantes, como brocas ou pontas diamantadas, entretanto, esse método provoca o aumento de temperatura do sítio cirúrgico que acaba dissipando para o tecido ósseo adjacente, e caso não haja irrigação pode desencadear hiperemia, necrose, fibrose e aumento da atividade osteoclástica (BASHEER *et al.*, 2017; TEHEMAR, 1999).

Eriksson, em 1984, descreveu que o limite de temperatura que o tecido ósseo pode alcançar está entre 44°C e 47°C por um minuto. Caso contrário, quanto maior o tempo despendido, maior será a produção de calor friccional acarretando dano ao tecido conjuntivo especializado, vascularizado prejudicando sua regeneração e reparo. Essa relação diretamente proporcional entre tempo e temperatura é resultante da pressão exercida, tamanho, forma e capacidade de corte do instrumento, da

técnica de desgaste contínuo ou intermitente, da velocidade de perfuração, tempo de duração da injúria, densidade óssea e técnica de irrigação (PEREIRA, 2010).

Com o passar dos anos, novos instrumentos foram desenvolvidos com intuito de otimizar as cirurgias de exodontia. O piezoelétrico, que funciona emitindo frequências ultrassônicas moduladas de 24–29 kHz e um amplificador de micro vibração entre 60 e 200 mm/s, permite que o desgaste seja feito de forma limpa, precisa e seletiva, afetando apenas estruturas mineralizadas. Para odontosecção, o piezoelétrico se mostra efetivo, já que se faz necessário a preservação de estruturas vitais como o nervo alveolar inferior. (AL-MORAISSEI *et al.*, 2016).

Ashkan Rashad, em 2015, avaliou a quantidade de calor intraósseo gerado durante a osteotomia com serras sônicas e pontas ultrassônicas e convencional em comparação com a broca convencional. Para isso, conectou dois termopares de níquel-cromo isolados a um sensor de temperatura, que foram inseridos em blocos de ossos de costela bovina frescos em profundidades determinadas. Concluiu-se que tanto as osteotomias ultrassônicas quanto as sônicas foram associadas a uma geração de calor significativamente menor do que a osteotomia convencional.

Nesse íterim, é imprescindível a comparação entre os instrumentos rotatórios e pontas ultrassônicas, a fim de esclarecer quais desses apresentam ser o mais rápido e causar menos danos ao tecido ósseo durante a odontosecção. Esse estudo se faz necessário uma vez que a maioria das pesquisas avaliam tais variáveis durante a osteotomia, e não há dados suficientes quando o assunto é a secção de dentes.

Para essa pesquisa, foram utilizadas peças anatômicas suínas como modelo biológico, que segundo ATKINSON (1977), apresentam densidades e metabolismo ósseo semelhantes aos seres humanos.

É esperado que exista uma relação diretamente proporcional entre tempo e temperatura. Além disso, presume-se que as brocas utilizadas no instrumento de alta rotação sejam mais rápidas e geram mais calor quando comparadas com a ponta do piezoelétrico.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CLASSIFICAÇÃO E COMPLEXIDADE DE EXODONTIA

Dentes retidos ou impactados são aqueles que não nascem na cavidade bucal após a idade normal de irrompimento permanecendo sob osso e/ou submucosa. Essa demora pode ocorrer devido a fatores mecânicos como ausência de espaço, aumento da espessura óssea da região, perda precoce de dentes decíduos, anomalias dentárias, presença de dentes supranumerários, presença de neoplasias (MOHAMMED *et al.*, 2019; SHING *et al.*, 2016).

Outros fatores sistêmicos e fisiológicos (SOARES-SANTOS *et al.*, 2018), como a discrepância entre o tamanho das arcadas dentárias e dos dentes, germes dentais mal posicionados, hereditariedade, distúrbios endócrinos e síndromes com má-formação craniofacial também podem influenciar esse quadro clínico.

A exodontia dos terceiros molares inclusos é o procedimento cirúrgico frequentemente executado nos consultórios odontológicos. Para que o cirurgião dentista consiga realizar a cirurgia de maneira segura e menos traumática possível, evitando intercorrências no trans e pós-operatório, é necessário atentar ao grau de dificuldade de extração do dente. Mediante ao exame de imagem, anamnese, exame clínico e físico planeja-se a sequência cirúrgica adequada, em muitos casos sendo necessário realizar a técnica de odontoseção. Para isso, vários autores desenvolveram índices e classificações, com intuito de prever as possíveis dificuldades futuras, planejar cirurgias com as técnicas adequadas, além minimizar o mal-estar no pós-operatório (AMARAL *et al.*, 2015).

Em 1933, Pell e Gregory classificaram os terceiros molares utilizando 2 fatores: profundidade de inclusão relacionado a linha de oclusão e a referência à borda anterior do ramo mandibular.

Em relação a linha de oclusão temos: posição A (a face oclusal do terceiro molar inferior encontra-se no mesmo nível do segundo molar inferior), posição B (a face oclusal do terceiro molar inferior encontra-se abaixo da linha oclusal, mas, acima da região cervical do segundo molar inferior) e posição C (a face oclusal do terceiro molar inferior encontra-se no mesmo nível ou abaixo da região cervical do segundo molar inferior).

Quando a referência é a borda anterior do ramo da mandíbula temos: classe I (espaço suficiente para acomodar a coroa do terceiro molar inferior em relação à borda anterior do ramo mandibular), classe II (espaço menor que o diâmetro mesiodistal da coroa do terceiro molar inferior em relação à borda anterior do ramo mandibular) classe III (o terceiro molar encontra-se totalmente dentro e próximo a borda anterior do mandibular).

Outra classificação foi proposta por Winter (1926) que ocorre mediante a angulação do terceiro molar em relação ao longo eixo do segundo molar inferior, podendo ser vertical, horizontal, mesioangular, distoangular, vestibulo-angulado, ligo-angulado e invertido.

Um estudo realizado por Xavier e colaboradores (2010), avaliou a prevalência das posições de terceiros molares inclusos em relação às classificações de Winter e Pell & Gregory. A posição mais comum foi a IIA, IIB, IA e IIIC. Em relação à classificação de Winter, a maioria estava em posição vertical, seguida de mesial.

Outro recurso a ser utilizado no planejamento cirúrgico é o Índice Pernambuco, desenvolvido para classificar o grau de dificuldade cirúrgica de terceiros molares inferiores impactados. Nesse índice, são avaliados o nível do plano oclusal, espaço retromolar disponível, ângulo de impacção, curvatura da raiz, número de raiz, relação ao segundo molar, gênero, IMC e idade (DE CARVALHO, 2018). A anatomia e quantidade de raízes é fator determinante na dificuldade cirúrgica De Carvalho *et al.* (2018), em seu índice, considera que dentes com raízes múltiplas e dilaceração tendem a dificultar o procedimento. Sampieri (2011), afirma que dentes com raízes divergentes ou dilaceradas precisarão ser submetidos a odontosecção. Em seu estudo, após avaliar 1205 molares inferiores em panorâmicas, constatou que 98% das amostras possuíam mais de duas raízes, 10% possuíam algum tipo de dilaceração e com 16% divergência radicular.

Em se tratando de dificuldade cirúrgica relacionado ao grau de impacção é de consenso que dentes mesioangulados, por serem parcialmente angulados, apresentam um menor grau de complexidade cirúrgica. Esse tipo de impacção é frequente, abrangendo 43% de todos os dentes impactados, seguido da angulação vertical com 38% sendo o terceiro em relação a dificuldade de extração.

Já os dentes horizontalizados e distuangularizados, com ocorrência de 3% e 6% respectivamente, exigem maior habilidade e planejamento do cirurgião dentista. A dificuldade está relacionada à posição, uma vez que a trajetória de retirada está dentro do ramo, em se tratando dos dentes distoangularizados (PETERSON; ELLIS; HUPP, 2005; VICENTINI *et al.*, 2008). Quando usamos a classificação de Pell e Gregory vemos que os elementos dentários que geram maior dificuldade são aqueles que possuem um grau de impacção maior, ou seja, estão mais profundos e, portanto, o acesso é mais difícil (SANTOS *et al.*, 2015).

O grau de impacção e a angulação estão intimamente relacionados às dificuldades cirúrgicas, pois, dentes horizontalizados ou mais profundos demandam a realização de técnicas de osteotomia e odontosecção para exérese.

Para realizar uma cirurgia menos traumática e sem complicações pós-operatórias é crucial que durante a osteotomia seja removida a quantidade necessária de osso e se respeite a posição e o longo eixo do dente durante a odontosecção (MISTRY *et al.*, 2016; RECCHIONI *et al.*, 2017). Tais técnicas diminuem a resistência óssea e o tempo de cirurgia, conseqüentemente ameniza os sintomas no pós-operatório (BADENOCH-JONES *et al.*, 2016).

2.2 COMPLICAÇÕES DAS CIRURGIA DE DENTES INCLUSOS

A decisão pela exodontia dos dentes impactados deve ser feita mediante a compreensão dos possíveis riscos trans e pós cirúrgicos relacionados ao procedimento, os quais apresentam uma frequência de 4,6% a 30,9% (BOULOUX *et al.*, 2007).

A literatura aponta uma relação diretamente proporcional entre idade e complicações, ou seja, quanto mais velho o paciente maior a incidência de complicações (CHIAPASCO *et al.*, 1995; HAUG *et al.*, 2005; CHUANG *et al.*, 2007; BAQAIN *et al.*, 2008; HAUG *et al.*, 2009; HUPP *et al.*, 2009; POGREL *et al.*, 2012; BANKS *et al.*, 2012; BOULOUX, 2015). Dentre as complicações mais frequentes temos: trismo; dor; edema (ADEYEMO, 2006; BOULOUX *et al.*, 2007; HUPP, 2009); hemorragia (HUPP, 2009); deslocamento do dente ou raiz para espaços anatômicos adjacentes (HUANG *et al.*, 2007; BRAUER *et al.*, 2009; HUPP, 2009); alveolite (BRAUER *et al.*, 2009; HUPP, 2009); alterações neurosensoriais dos nervos lingual

e/ou alveolar inferior; fratura de mandíbula (ADEYEMO, 2006; WOLDENBERG *et al.*, 2007; DUARTE *et al.*, 2011) e pós-operatória (IIZUKA *et al.*, 1997; WAGNER *et al.*, 2005; DUARTE *et al.*, 2008; DUARTE *et al.*, 2011);.

Nesse íterim, para um bom planejamento, é imprescindível a avaliação de saúde do paciente em conjunto com a classificação do grau de dificuldade cirúrgico. Quando os benefícios da exodontia dos terceiros molares inferiores superam as potenciais complicações e riscos, o procedimento deve ser realizado. Da mesma forma, quando os riscos avaliados são maiores que os benefícios de sua extração, o procedimento deve ser evitado (HUPP, 2009).

Ainda que uma técnica cirúrgica cuidadosa e maiores cuidados no pós-operatório minimizem a frequência de complicações a exodontia é constantemente acompanhada de sangramento, dor, edema e trismo (SUSARLA *et al.*, 2003). Tais complicações têm relação com vários fatores como a angulação de impaction, osteotomia seguida de odontosecção, procedimentos mais difíceis e tempo de duração do procedimento (AL-DELAYED, 2019; JERJES *et al.*, 2006). Esses fatores estão intimamente relacionados ao tempo de duração do procedimento e a quantidade de calor gerado durante o uso dos instrumentos de corte

Bello e colaboradores (2011) evidenciam que o tempo cirúrgico está relacionado com a dificuldade do procedimento em uma relação diretamente proporcional e, nesse sentido, à gravidade dos sintomas pós-operatórios (PHILLIPS *et al.*, 2003; QIAO *et al.*, 2021). Portanto, a compreensão das complicações permite que o cirurgião identifique e procure administrar as complicações durante e pós cirurgia.

Em geral o sangramento trans cirúrgico é controlado com medidas locais com a aplicação de pressão com gaze sobre no local da extração, suturas em massa, aplicação de trombina ou o uso de material hemostático preenchedor no alvéolo como Hemospon ou Surgicel (SUSARLA *et al.*, 2003; BOULOUX *et al.*, 2007). É imprescindível, que durante a anamnese seja coletada informações do paciente que indiquem a probabilidade de complicações hemorrágicas como uso de medicamentos anticoagulantes e histórico de hemorragia em cirurgias passadas. (CHIAPASCO *et al.*, 1993).

A sequela mais esperada em um pós-operatório é o edema, atingindo seu pico de 2 a 3 dias depois da cirurgia e desaparecendo dentro de 7 dias pós-operatório. É

de conhecimento geral, que cirurgias mais longas promovem um inchaço maior na região cirúrgica. Como tratamento é indicado o uso de gelo e elevação da cabeça, além de medicamentos com corticoides sistêmicos.

Assim como o edema, o trismo é fruto de cirurgias de longo período, e é resultado da inflamação dos músculos mastigatórios, na maioria dos casos não é severo e o uso de relaxantes musculares pode auxiliar em sua regressão, que na maioria das vezes acontece de forma espontânea. (HUPP, 2009; PETERSON, 1998; POGREL *et al.*, 2012).

Ademais existem complicações que surgem com menos frequência, mas requerem atenção especial do cirurgião. As infecções pós-operatórias, advindas da grande variedade da flora oral nativa, podem se desenvolver, ainda que seja mantida a cadeia asséptica e manejo cuidadoso dos tecidos. Como prevenção e tratamento deve-se desbridar/curetar tecidos infectados, irrigar o local da ferida, além de prescrição de antibioticoterapia.

A osteíte alveolar ou "alvéolo seco" é oriunda da alteração ou perda de coágulo sanguíneo no interior do alvéolo, atrasando a cicatrização. Caracteriza-se por uma dor pulsante intensa, irradiada, associada a mau odor proveniente do sítio cirúrgico e clinicamente o alvéolo apresenta exposição óssea e os tecidos moles circunjacentes estão eritematosos. Preventivamente, faz-se a irrigação abundante do local cirúrgico associado a estabilizadores de coágulo, além da antibioticoterapia. Como tratamento é indicado irrigação com soro fisiológico e uso de analgésicos aguardando a regressão dos sintomas, uma vez que essa condição é autolimitada. (HUPP, 2009; PETERSON, 1998; POGREL *et al.*, 2012; SUSARLA *et al.*, 2003;).

Por fim, temos a lesão dos nervos envolvidos na região de exodontia dos molares inferiores, em especial, o nervo alveolar inferior. Podem ser danificados de forma direta (injeções anestésicas, esmagamento e manipulação incorreta dos tecidos duros durante o procedimento) ou indireta (infecções radiculares e edema). De forma a prevenir tal lesão, deve ser feito o estudo radiográfico/tomográfico para o planejamento e cuidados especiais. Dentes horizontais e mesioangulados têm maior probabilidade de acarretar lesão no nervo, devido à exposição necessária para remover esses dentes (CADE, 1992; POGREL *et al.*, 2012; SUSARLA *et al.*, 2003;). Na maioria dos casos, o nervo lesionado se recupera espontaneamente dentro de 6

meses, contudo o cirurgião pode lançar mão de medicamentos como corticoides, vitaminas do complexo B, além de sessões de e laserterapia de baixa intensidade.

2.3 ODONTOSECÇÃO

A exodontia de terceiros molares impactados exigem do cirurgião dentista o conhecimento necessário dos diferentes graus de dificuldades cirúrgicas e o manejo das complicações. Além disso, é imprescindível a compreensão de técnicas como a osteotomia e odontosecção, que possibilitam a luxação e exérese desses dentes.

A osteotomia é feita após o retalho mucoperiostal ter sido rebatido. Essa técnica consiste em uma remoção seletiva de osso ao redor do dente impactado, propiciando visibilidade e acesso para a realização da odontosecção (HUPP,2009; FARISH, 2007). A quantidade de osso removido é determinada pela angulação do dente, pela profundidade da impacção, pelo número e morfologia das raízes e pelo tamanho e densidade da mandíbula. Usualmente utiliza-se broca carbide nº6 acoplada a peça de mão de alta rotação com irrigação própria, para remoção de osso na face oclusal e ao longo da face vestibular (SYNAN *et al.*, 2020).

À medida que a osteotomia propicia um bom acesso ao dente, é realizado o seccionamento do dente dividindo-o em diversas partes, facilitando sua exodontia. Cumpre destacar que a direção de seccionamento é definida a partir da angulação de impacção do dente e da curvatura e quantidade das raízes. Impacções mais simples permitem a divisão em mesial e distal, já impacções complexas demandam inicialmente a separação entre coroa e raiz e posteriormente o seccionamento entre as raízes, ou até mesmo múltiplas seções da coroa seguidas de seccionamento adicional das raízes. (HUPP,2009; SYNAN *et al.*, 2020).

Ao realizar o fracionamento dentário, através do uso de brocas como Zecrya ou pontas diamantadas, deve-se ter cautela para que o corte não atravesse todo o dente, preservando a tábua óssea lingual e concomitantemente o nervo lingual. Sendo assim, obtemos uma odontosecção parcial, que será finalizada com o auxílio de uma alavanca, que será introduzida na fenda e com o movimento de rotação terminará de separar o dente (POGREL *et al.*, 2016).

Como exposto, a técnica de odontosecção é executada com base na angulação dentária. Para as impactações verticais o dente é dividido ao meio seguindo o longo eixo vertical, separando em metades mesial e distal. A angulação mesioangular,

propicia o seccionamento oblíquo da porção distal da coroa (HUPP,2009; POGREL *et al.*, 2016; SYNAN *et al.*, 2020).

Já as impactações com maior grau de dificuldade são executadas da seguinte maneira: nos dentes horizontalizados a coroa é separada da raiz e em seguida as raízes são seccionadas e retiradas pelo espaço que era ocupado pela coroa. Nas inclinações distoangulares a coroa é seccionada das raízes essas são removidas pelo espaço da coroa (HUPP,2009; POGREL *et al.*, 2016; SYNAN *et al.*, 2020).

2.4 DANOS TECIDUAIS DEVIDO O AUMENTO DA TEMPERATURA

No âmbito odontológico, mas especificamente na área de cirurgia bucomaxilofacial, é cotidiano a realização de desgaste ósseo ou osteotomia, seja para exodontia, para instalação de implante, para enucleação de lesões ou para cirurgias pré-protéticas. Esses procedimentos tornaram-se mais rápidos e confortáveis ao paciente com o emprego do uso de instrumentos rotatórios associados às brocas. Entretanto, esses dispositivos tendem a gerar um superaquecimento no sítio cirúrgico prejudicando a vitalidade celular do tecido ósseo circunjacente, além de atrasar o processo de reparo desse tecido acarretando, em alguns casos, lesões ou sequestros ósseos (TOLEDO, 2004).

Uma vez lesionados, o tecido ósseo é capaz de se regenerar e se restaurar. Para que esse processo de reparação ocorra é necessário suprimento sanguíneo contínuo, a estabilidade mecânica, a presença de um arcabouço tridimensional que oriente a proliferação celular (GONDIM, 2007).

Segundo Guimarães (1982), a reparação óssea acontece em três momentos diferentes: fase inflamatória, fase reparadora e fase remodeladora

A fase inflamatória inicia-se a partir da formação do coágulo sanguíneo no local do desgaste ósseo. Nessa fase há uma grande mobilização celular (neutrófilos e macrófagos) responsáveis pela liberação de substâncias quimiotáticas (GUIMARÃES, 1982).

Em seguida, na fase reparadora, células endoteliais remanescentes dos vasos rompidos e das células mesenquimais indiferenciadas em conjunto com fibroblastos formarão um osso imaturo a partir de processo de ossificação intramembranosa (GUIMARÃES, 1982).

Por fim, na fase remodeladora, ocorre o processo de maturação óssea. Nessa fase, temos a presença de proteínas da matriz extracelular, como a osteoprotegerina (OPG) e a proteína ligante do receptor ativador do fator nuclear kappa- β ligante (RANKL), responsáveis pela atividade osteoclástica (GUIMARÃES, 1982; PEREIRA, 2010).

Nesse ínterim, o superaquecimento ósseo, oriundo do calor gerado pelos instrumentos rotatórios, causa a desnaturação celular e proteica dificultando o processo de reparação tecidual do osso e acarretando a necrose do tecido ósseo.

Timon e Keady (2019), definiram a necrose óssea como a morte do tecido ósseo *in situ* devido ao aumento excessivo de temperatura. Sabe-se que o atrito causado pelo movimento dos instrumentos rotatórios gera o aumento de temperatura da estrutura óssea, causando danos permanentes às células osteoclásticas e tecidos vasculares, retardando o processo de reparo ósseo culminando na necrose térmica (CHEN *et al.*, 2020).

Para que se assegure a osseointegração e reparação óssea, Eriksson e Albrektsson (1984) definiram que o osso não deve ser aquecido a mais de 47°C por mais de 1 minuto. Segundo os dois pesquisadores, os efeitos térmicos intraósseos também são influenciados pelo tempo decorrido durante o desgaste, quanto maior o tempo do procedimento maior o calor gerado pelo atrito com o osso.

Krause (1987), reafirma essa teoria alegando que os osteoclastos morrem a partir de 50°C e que as proteínas, como a fosfatase alcalina, não são regeneradas quando as temperaturas atingem 70°C. Desse modo, ficou definido que 50°C é o valor crítico abaixo do qual a temperatura óssea deve ser mantida (TIMON & KEADY, 2019; RAJ *et al.*, 2021).

Caso os parâmetros de perfuração e os fluidos de resfriamento não sejam usados, a temperatura óssea pode atingir entre 170 a 259 °C, causando necrose óssea e desnaturação das proteínas (SEZEK & AKSAKAL; BUNYAMIN & KARACA; FARUK, 2012). Essa lesão térmica pode resultar na formação de tecido fibroso na interface osso-implante, por exemplo, comprometendo o prognóstico e fixação do implante (RAJ *et al.*, 2021).

Em vista disso, é imprescindível que o cirurgião dentista tenha em mente os parâmetros que desencadeiam o aumento da temperatura óssea. Dentre esses fatores estão: parâmetros relacionados aos instrumentos cortantes (diâmetro da

broca, desenho e geometria da broca, carga da broca, desgaste da broca, ângulo da hélice), parâmetros de processamento (velocidade de rotação, taxa de avanço, força de avanço, profundidade, duração, movimento de corte e sistema de irrigação ou resfriamento) e parâmetros do material (morfologia óssea, densidade óssea e as propriedades mecânicas/materiais do osso e da broca) (CHEN *et al.*, 2020; TUR *et al.*, 2021).

Quanto aos parâmetros relacionados aos instrumentos percebe-se que esses fatores se relacionam de maneira diretamente proporcional ao aumento de temperatura. Quanto maior o diâmetro e o desgaste, mais calor é gerado (AUGUSTIN *et al.*, 2019; TIMON & KEADY, 2019). Cabe destacar, que esses parâmetros serão descritos com mais detalhes nos próximos tópicos.

No meio acadêmico não há um consenso sobre qual seria a velocidade de perfuração ideal para implantes. Mas é de conhecimento geral que a perfuração em baixa velocidade e pressão produz o mesmo aumento de temperatura que alta velocidade e pressão (BRISMAN, 1996). Estudos indicam que o processo de perfuração seguro deve ocorrer com 370 rpm e uma taxa de avanço de 70 mm/min (SEZEK & AKSAKAL; BUNYAMIN & KARACA; FARUK, 2012). Outro conceito bem estabelecido, é que o aumento de temperatura é proporcional à velocidade de perfuração e que a velocidade está relacionada à pressão manual exercida pelo cirurgião (CHEN *et al.*, 2020; TIMON & KEADY, 2019).

Outro ponto a ser avaliado é a taxa de avanço das brocas, que na proporção que essa taxa aumenta o tempo de perfuração diminui gerando menos calor. Contudo, a pressão manual exercida na tentativa de aumentar a taxa de avanço pode aumentar a temperatura (TIMON & KEADY, 2019).

Timon e Keady (2019) afirmam que a temperatura aumenta com perfurações mais profundas, uma vez que o tempo de atrito entre broca e osso, independente do diâmetro da broca ou sistema de irrigação.

Seguindo com a avaliação dos parâmetros de processamento devemos ter em mente que a espessura óssea também é preponderante. O córtex é a região mais mineralizada/densa e, portanto, o tempo gasto durante uma osteotomia é maior. Desse modo, quanto maior a densidade óssea, mais calor é gerado pela perfuração. Diante disso, deve-se ajustar a força e velocidade de perfuração em relação a

qualidade densitométrica da região cirúrgica (KARACA *et al.*, 2011; TIMON & KEADY, 2019).

Entretanto, pouco se sabe do comportamento desses parâmetros quando é realizado a secção de dentes. A falta de pesquisas envolvendo tal técnica nos permite admitir que é possível que ocorra uma dissipação de calor para o tecido ósseo adjacente durante a odontosecção desencadeando a necrose óssea.

Em 2008, Augustin e colaboradores afirmaram que a irrigação é o fator mais importante em se tratando de prevenção de osteonecrose térmica. A irrigação externa mantém a temperatura do tecido ósseo abaixo de 47°C, condição ideal para perfuração sem que ocorra a morte de osteoclastos e desnaturação proteica.

A irrigação, hoje, é condição *sine qua non* para realização das etapas de perfuração, osteotomia e odontosecção. O resfriamento tem como função controlar o aumento da temperatura óssea oriundo do atrito da broca com o tecido, evitando necrose óssea e subsequente cicatrização lenta (GEHRKE *et al.*, 2013).

Os sistemas de irrigação podem ser externos, quando as cânulas estão acopladas ao instrumento rotatório levam a solução até a superfície externa da broca, ou internos que permite a passagem direta do irrigante para a o instrumento (NUNES *et al.*, 2014).

Fister e Gross (1980) analisaram a resposta histológica óssea ao corte com broca com e sem refrigeração a água, concluíram que os locais em que não houve irrigação reação inflamatória no entorno osso além de um processo de cicatrização mais demorado.

2.5 BROCAS E PONTAS DIAMANTADAS

A perfuração e desgaste ósseo são etapas corriqueiras no cotidiano dos dentistas, seja na fixação de fraturas, em cirurgias de reabilitação com implantes ou até mesmo durante a exodontia. Entretanto, o calor friccional gerado por esses procedimentos resultam na osteonecrose térmica do osso podendo culminar no insucesso dos tratamentos. (AUGUSTIN *et al.*, 2012)

Segundo Augustin e colaboradores (2012) existem parâmetros que contribuem com o aumento da temperatura óssea como a velocidade de perfuração, a taxa de avanço da broca, o resfriamento, o diâmetro da broca, o ângulo da ponta da broca, o

material e desgaste da broca, a profundidade da perfuração, a geometria da broca e espessura da cortical óssea. Diante do exposto, entende-se que a dificuldade de cicatrização é resultante de fatores mecânicos, como as características do material de perfuração, e fatores biológicos como as características ósseas (RIBEIRO JÚNIOR *et al.*, 2007; JIANG *et al.*, 2015).

A algumas décadas atrás as osteotomias eram realizadas com cinzéis e martelos, contudo, o desenvolvimento de dispositivos rotatórios tornou os procedimentos mais rápidos, confortáveis, com menos sequelas para os pacientes. Os aparelhos rotatórios podem ser de alta rotação atingindo 330.000 rpm ou baixa rotação com 20.000 rpm, sendo que quanto maior o número de rotações maior o fluxo de calor e conseqüentemente um aumento de temperatura o sítio cirúrgico (RIBEIRO JÚNIOR *et al.*, 2007).

Em se tratando dos instrumentos cortantes que podem ser associados a alta ou baixa rotação temos as brocas, que podem ser de materiais metálicos como as brocas carbide e as pontas diamantadas que podem apresentar grânulos de diamantes naturais ou sintéticos, de diferentes tamanhos.

A broca é composta por uma haste, o corpo e a ponta (parte cortante), podendo se assemelhar a um formato de um cone. O desenho desse dispositivo possui elementos que interferem na eficácia de perfuração e propagação de calor (AUGUSTIN *et al.*, 2012).

As ranhuras, helicoidais ou retas, presentes no corpo da broca, proporcionam o corte e remoção ósseo. Quanto maior o número de canais (helicoidais ou retos) melhor o direcionamento e rigidez do dispositivo, acarretando a eficiência de corte e menor tempo ativo da broca, conseqüentemente menor calor gerado (AUGUSTIN *et al.*, 2012). Para Ercoli e colaboradores (2004), o design de broca helicoidal apresenta deformação plástica na aresta de corte o que culmina na perda de eficiência de corte e aumento de temperatura.

Brocas que possuem, em sua ponta, ângulos de perfurações mais agudos tendem a ter um aumento de temperatura no momento da perfuração, uma vez que é uma área de ação de corte menor. Brocas com angulações redondas possuem uma superfície de corte maior e tendem a esquentar menos (AUGUSTIN *et al.*, 2012; TUR *et al.*, 2020).

Quando avaliamos o diâmetro das brocas vemos uma relação diretamente proporcional entre diâmetro e temperatura. A transmissão de calor para o osso, em brocas maiores, é maior, isso pois a superfície de contato é maior e conseqüentemente temos uma maior área de atrito entre broca e osso (ALI AKHBAR *et al.*, 2019; AUGUSTIN *et al.*, 2012; KARACA *et al.*, 2011).

Outro ponto crucial é o material das brocas e o desgaste com o uso do tempo. Karaca e colaboradores (2011) constataram que brocas revestidas de TiN propiciam um aumento na temperatura durante o processo de perfuração óssea. Além disso, a produção de calor tende a crescer com repetidas perfurações e processos de esterilização (ALI AKHBAR *et al.*, 2019; CANTEROA *et al.*, 2005; ERCOLI *et al.*, 2004).

O uso de pontas diamantadas foi amplamente aceito, uma vez que esse material, produzido a partir da galvanização de grânulos de diamantes no matriz aço inoxidável, tem o poder de corte maior em tecidos mineralizados como o esmalte dentário. Sua eficiência diminui com o passar do número de vezes que esse material é utilizado, e conseqüentemente há um maior atrito entre material e osso, acarretando o aumento da temperatura.

2.6 PIEZOELÉTRICO

Ao passo que o uso de broca gera superfícies irregulares e osteonecrose, foi desenvolvido equipamentos ultrassônicos capazes de reduzir a dor e o edema pós cirúrgico, além de remover o osso com facilidade e precisão. No entanto, o tempo cirúrgico se mostrou significativamente maior em comparação com as técnicas convencionais. (BASHEER *et al.*, 2017; GOYAL *et al.*, 2012; PIERSANTI *et al.*, 2014 SILVA *et al.*, 2020).

A necrose térmica, oriunda do aumento excessivo de temperatura durante os procedimentos de osteotomias e perfuração, impulsionou o desenvolvimento de dispositivos como os instrumentos ultrassônicos (UIs) e instrumentos sônicos (SIs) visando a preservação e regeneração dos tecidos ósseos. Estes dispositivos proporcionam osteotomia e osteoplastia mais precisas, cuidadosas e minimamente invasivas, diminuindo o calor gerado pelo atrito do instrumento e estrutura óssea,

quando comparados com os habituais instrumentos manuais e motorizados (ROBIONY *et al.*, 2004; RUGA *et al.*, 2017; VERCELLOTTI, 2004).

Sob um panorama geral o ultrassom piezoelétrico foi desenvolvido para dividir apenas interfaces sólidas mineralizadas com precisão através de pontas que oscilam e vibram por meio de ondas mecânicas inaudíveis e biologicamente inofensivas (LECLERCQ *et al.*, 2008; PEREIRA, 2010; SAILVA *et al.*, 2020).

Dentre suas aplicações na área da cirurgia bucomaxilofacial estão: osteotomias (le fort I, osteotomia sagital bilateral), exodontia (osteotomia e odontosecção), confecção de janelas para enxerto, cirurgia de levantamento de seio, distração osteogênica, expansão do rebordo, cirurgia endodôntica, descompressão do nervo alveolar e enucleação císticas (LECLERCQ *et al.*, 2008; PEREIRA, 2010; SCHLEE *et al.*, 2006).

Em seus estudos, Leclercq e colaboradores (2008) evidenciam que os dispositivos ultrassônicos funcionam mediante o fenômeno de agitação induzindo a desorganização e fragmentação das interfaces entre corpos de diferentes naturezas. Quando o corte ocorre entre dois corpos sólidos ele atua por meio de vibração diferencial, quando ocorre entre sólido e líquido é pelo processo de cavitação.

Al-Moraissi (2016) ressalta que esse fenômeno de agitação se caracteriza como microvibrações que permitem um corte seletivo de estrutura mineralizadas se deteriorar tecidos moles. Além disso, vibração micrométrica mantém o sítio cirúrgico livre de sangue, graças ao processo de cavitação, além de preservar a arquitetura óssea, em especial as trabéculas do osso esponjoso (HEINEMANN *et al.*, 2012; STACCHI *et al.*, 2016; VARCELOTTI, 2004).

Segundo Rundle (2016) preservar a estrutura trabecular esponjosa aumenta a qualidade e a velocidade do processo de cicatrização óssea, devido ao seu elevado potencial osteogênico. Para Stacchi (2016), as osteotomias realizadas com os instrumentos rotatórios condensam o osso esponjoso nas paredes ósseas adjacentes, dificultando o suprimento sanguíneo e conseqüentemente prejudicando a regeneração óssea.

O instrumento piezoelétrico trabalha dentro uma frequência ultra-sônica modulada de 24 a 32 kHz e oscilação (amplitude) de 60 a 210 micrômetros (μm) (GABRIĆ *et al.*, 2021; VARCELOTTI, 2004). Essa faixa de frequência permite somente o corte de estruturas mineralizadas, para o corte de tecidos moles ou

neurovasculares é necessário frequências superiores a 50 kHz. Com isso, mesmo que ocorra contato acidental com os tecidos moles, durante uma osteotomia, eles permanecerão intactos (LABANCA *et al.*, 2008; HEINEMANN *et al.*, 2012).

As microvibrações ocorrem mediante o fenômeno chamado efeito piezoelétrico reverso, descrito pelos físicos franceses Pierre e Jacques Curie em 1880, que consiste na capacidade de alguns cristais como o quartzo gerarem corrente elétrica em resposta a uma pressão mecânica. Quando ocorre o contrário, ou seja, a corrente elétrica estimula os cristais a oscilarem, chamamos de efeito piezoelétrico reverso, os aparelhos piezoelétricos ultrassônicos funcionam a partir desse efeito (LABANCA *et al.*, 2008; LECLERCQ *et al.*, 2008).

Assim como os instrumentos rotatórios, os motores ultrassônicos também produzem efeitos biológicos térmicos, uma vez que podem causar superaquecimento da estrutura óssea, uma vez que o tempo cirúrgico é maior quando comparado aos outros dispositivos. Diante disso, assim como nos outros sistemas, é obrigatório o uso de irrigação para evitar o aumento de temperatura, a perda de vitalidade do periósteo e a desnaturação da fosfatase alcalina (GABRIĆ *et al.*, 2021; LECLERCQ *et al.*, 2008; TANG, 2019).

Stelzle e colaboradores (2014), em seus estudos afirmaram que tanto o dispositivo piezoelétrico quanto as brocas produzem um aumento contínuo de temperatura intraóssea mediante o acréscimo de carga, seguindo a correlação de Pearson.

Como efeito biológico positivo o piezoelétrico promove necrose reduzida, cirurgias livres de sangue, induz o aumento das proteínas morfogenéticas ósseas, controla o processo inflamatório e estimula a remodelação óssea (GABRIĆ *et al.*, 2021; LABANCA *et al.*, 2008).

Ainda que seja uma das tecnologias mais atuais, o sistema piezoelétrico possui algumas desvantagens como tempo cirúrgico mais longo, necessidade de irrigação, além de exigir do operador controle da pressão manual pois pressão excessiva impede uma vibração adequada e gera calor excessivo (HEINEMANN *et al.*, 2012).

Entretanto as vantagens desse sistema superam seus defeitos. O corte é preciso, segura e seletivo permitindo cirurgias perto de estruturas anatômicas nobres (lesa somente tecido mineralizado e não os tecidos moles circunjacentes, limitando os danos teciduais), local cirúrgico sem sangue com melhor visualização além da

evacuação de detritos pela solução refrigerante graças ao efeito de cavitação, produção mínima de ruído e mais conforto ao paciente (GABRIĆ *et al.*, 2021; HEINEMANN *et al.*, 2012; LAJOLO *et al.*, 2018; SCHLEE & STEIGMANN, 2006).

2.7 AVALIAÇÃO DE TEMPERATURA COM TERMOPARES

Segundo as leis da termodinâmica o calor é o processo de transferência de energia causado por uma diferença de temperatura. O calor gerado durante os processos de osteotomia/odontosecção é oriundo da diferença de temperatura entre a broca e a superfície óssea.

Os sistemas de perfuração geram calor através do cisalhamento ósseo causado pelas hastas cortantes das brocas em conjunto com o atrito das superfícies das brocas com a superfície óssea. A ação de corte das brocas converte o trabalho mecânico em energia térmica friccional, que se acumula no local da osteotomia devido à baixa condutividade térmica do osso (AUGUSTIN *et al.*, 2012; SOLDATOS *et al.*, 2022).

Para avaliar a temperatura óssea durante procedimentos cirúrgicos existem dois métodos conhecidos no meio científico: com termopares ou uso de câmera termográfica infravermelha. Contudo, há um pequeno número de estudos com ambos os métodos e nem uma pesquisa comparando os dois métodos (TIMON *et al.*, 2019).

A câmera de termografia infravermelha mensura a variação de temperatura da superfície de um corpo por meio de uma escala de cores, considerado um método indireto uma vez que não é necessário contato direto com a amostra (AUGUSTIN *et al.*, 2012; NERO *et al.*, 2012).

Para estudos em peças anatômicas de animais, o método para avaliação térmica de escolha é o uso de termopares. O funcionamento do termopar é baseado no efeito de Seebeck (GOUPIL *et al.*, 2016) e consiste na união entre dois metais diferentes, de forma que caso esses dois materiais apresentem temperaturas diferentes, surgirá uma diferença de potencial elétrico. Ao realizar a medição da tensão dessa diferença de potencial é possível determinar a temperatura da extremidade com a junção dos dois metais (TIMON *et al.*, 2019).

Para assegurar veracidade aos estudos, podem ser usados para análise de dissipação de temperatura óssea dois ou mais termopares associados, devendo ser colocados de 0,5 mm e 1 mm do local da perfuração (TIMON *et al.*, 2019).

Uma vez que os termopares são compostos de ligas metálicas, entendemos que termopares de ligas diferentes determinam temperaturas diferentes, durabilidade variada e resistência a vibração específica. Os tipos J, K, T e E são termopares de “Metal Base” utilizados para temperaturas mais baixas, e os tipos R, S e B são termopares de “Metal nobre”, usados em aplicações de alta temperatura.

Dentre todos os tipos, o termopar tipo K, formado por fios de Cromel (90% Níquel e 10% Cromo), como termoelemento positivo, e Alumel (95% Níquel e 5% Alumínio), como termoelemento negativo, é o mais utilizado pois possui baixo custo e capta uma faixa de temperatura que varia entre -270 até 1260°C.

2.8 USO DE PEÇAS ANATÔMICAS SUÍNAS

Na base da pirâmide de evidência científica encontramos o tópico de pesquisa em animais e na maioria das vezes tais estudos são realizados posteriormente em pesquisas com pacientes.

Vários são os estudos realizados com porcos desde a reparação óssea com Sharawy (2002), o remodelamento ósseo estudado por Zimmermann em 2005, até a densitometria óssea avaliada por Atkinson (1977). As pesquisas não se limitam aos estudos dos ossos, na área médica temos uma gama de experimentos envolvendo fornecimento de substâncias vitais para o homem, como a doação de órgãos.

Em vista disso, é fundamental escolher animais que apresentem semelhança com o metabolismo e a estrutura biológica humana. As diferenças na macro e microestrutura óssea, composição e remodelação podem diferir ao comparar modelos animais com osso humano. Embora um modelo humano *in vivo* seja preferido para medir as mudanças de temperatura durante a preparação da osteotomia, existem limitações em relação à esterilização dos instrumentos (especialmente o termopar), a quantidade de osso disponível e a densidade óssea entre os pacientes (MUNHOZ *et al.*, 2007; SOLDATOS *et al.*, 2022)

No estudo da reparação óssea após osteotomias, o uso de suínos para pesquisa de estruturas óssea é amplamente aceito, uma vez que Atkinson (1977)

sugeriu que morfológicamente e histologicamente, humanos e suínos, apresentam densidade e metabolismo ósseo semelhante. Ademais, as áreas de osso haversiano são reabsorvidas mais intensamente do que osso lamelar intersticial, em ambas as espécies (GLOWACKI *et al.*, 2004; POWELL *et al.*, 1973; TROULIS *et al.*, 2000; ZIMMERMANN *et al.*, 2005).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi comparar a variação de tempo e temperatura durante o procedimento de odontosecção, utilizando diferentes pontas rotatórias e ultrassônica, em amostras de hemi-mandíbulas suínas.

4 MÉTODOS

4.1 ASPECTOS ÉTICOS

A presente pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA), Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo (FOB-USP), pelo processo de número de 010/2022. Para realização da pesquisa foram utilizadas 50 hemi-mandíbulas suínas doadas pela da pesquisa “Avaliação da variação de temperatura em osteotomias realizadas por diferentes instrumentos” do pesquisador Osny Ferreira Júnior em 2022. As peças foram inicialmente doadas pelo Frigorífico Fribordog Ltda com número de lote do abate N° 005489 e o motivo do abate foi para consumo. Após o uso em sua pesquisa, o pesquisador Osny Ferreira Júnior doou as mandíbulas para a pesquisa em questão.

4.2 ARMAZENAMENTO E DESCARTE DAS PEÇAS ANATÔMICAS

Para realização do estudo foram utilizados 80 dentes (molares) presentes em 50 hemi-mandíbulas suínas que ficaram armazenadas nos freezers de - 20°C do Centro de Educação e Capacitação em Saúde do Campus de Bauru. Para a pesquisa foram utilizados 2 dentes de cada hemi-mandíbula, e era dado o intervalo de 2 horas entre a realização da odontosecção no dente vizinho.

As peças eram retiradas do freezer 12 horas antes do início da pesquisa para que houvesse o descongelamento das peças de maneira gradual, lenta e natural. As mandíbulas eram colocadas em potes com água para que as peças permanecessem hidratadas durante o processo de descongelamento das amostras. As amostras foram utilizadas somente quando atingiam a temperatura ambiente e consistência adequada (sem sinais de congelamento) do material, uma vez que temperaturas diferentes poderiam influenciar nos resultados.

Para descarte das peças anatômicas foi utilizado o procedimento operacional padrão de “DESCARTE DE CARÇAÇAS DE ANIMAIS NÃO CONTAMINADAS” (POP001) da seção do biotério da Faculdade de Odontologia de Bauru.

Ao pesquisador cumpriu-se as seguintes etapas: 1) Depositar as carcaças das peças em sacos brancos identificados com o símbolo de risco biológico; 2) Lacrar os sacos; 3) Promover a limpeza da área utilizada para manusear as carcaças com álcool 70%; 4) Identificar os sacos com as seguintes informações: - gerador; - peso; - data; - observações pertinentes. 5) Acondicionar os sacos no freezer, o qual fica localizado

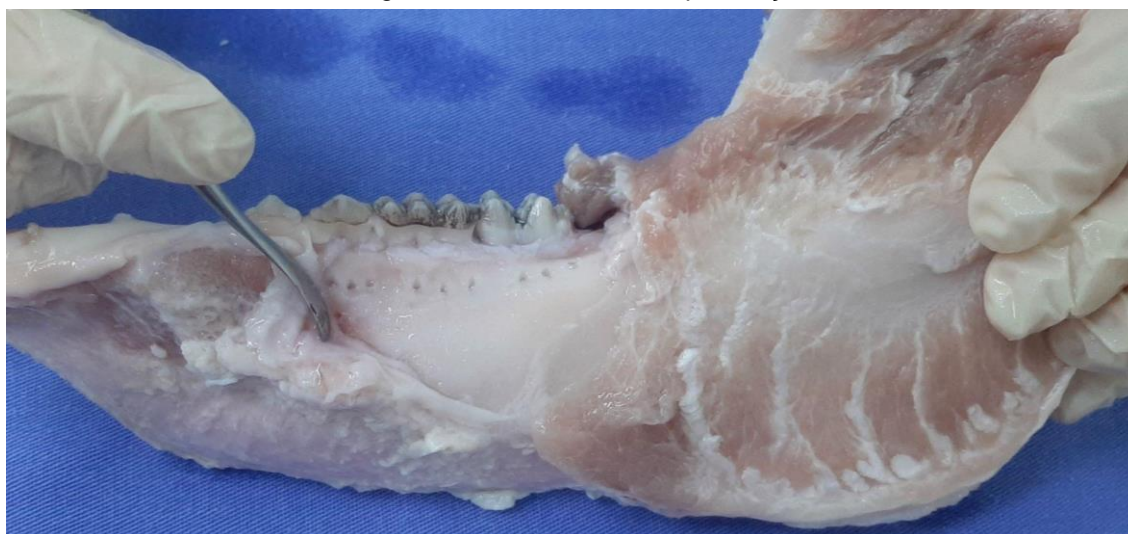
na sala de Depósito de Resíduo do Biotério; 6) Remover as luvas e descartá-las no lixo apropriado, evitando movimentos bruscos de forma a não colaborar com respingos de resíduos ou eventuais furos, cortes ou dobras; na sequência, descartá-las com segurança em lixo específico; 7) Lavar as mãos com água e sabão líquido e aplicar álcool glicerinado a 70% friccionando por 30 segundos;

Ao bioterista cumpriu as seguintes etapas: 1) Retirar os sacos brancos do freezer nos dias de coleta pela empresa contratada para descarte de lixo biológico; 2) Anotar a quantidade de sacos no controle de registro de descarte; 3) Remover as luvas e descartá-las no lixo apropriado, evitando movimentos bruscos de forma a não colaborar com respingos de resíduos ou eventuais furos, cortes ou dobras; na sequência, descartá-las com segurança em lixo específico; 4) Lavar as mãos com água e sabão líquido e aplicar álcool glicerinado a 70% friccionando por 30 segundos; 5) Manter o local organizado.

4.3 PREPARO DAS AMOSTRAS

Inicialmente foi realizado incisão seguido do descolamento do tecido gengival assim como perióstio, expondo tecido ósseo (Figura 1). Em seguida foram confeccionadas 3 perfurações com broca esférica carbide nº4 haste longa (Angelus Prima Dental LTDA), com alta rotação com irrigação automática, a 7mm da região cervical nos seguintes pontos: mesial, distal e centro (Figura 1) na cortical óssea abaixo dos dentes para acomodação do sensor de temperatura. As perfurações foram realizadas a uma distância de 2,6 mm do dente e com profundidade de 4mm.

Figura 1 – Descolamento e perfurações



Fonte: Elaborado pelo autor

O próximo passo foi a confecção de canaletas ao redor dos dentes posteriores existentes na mandíbula, simulando a osteotomia convencional utilizada para remoção de terceiros molares conforme a figura 2. Seguindo os princípios cirúrgicos para exodontia de terceiros molares (HUPP, 2009), a osteotomia (realizada com alta rotação Dabi Atlante) foi confeccionada até o momento de exposição da furca dentária, servindo como ponto de referência para a realização da técnica de odontosecção dividindo o dente em mesial e distal. As osteotomias eram feitas em um dia e a odontosecção no dia subsequente, pra que o calor gerado durante a osteotomia não interferisse nos resultados.

Figura 2 – simulação de osteotomia



Fonte: Elaborado pelo autor

4.4 DIVISÃO DOS GRUPOS E DOS INSTRUMENTOS

Para o desenvolvimento da pesquisa as amostras foram divididas em 4 grupos (Figura 3):

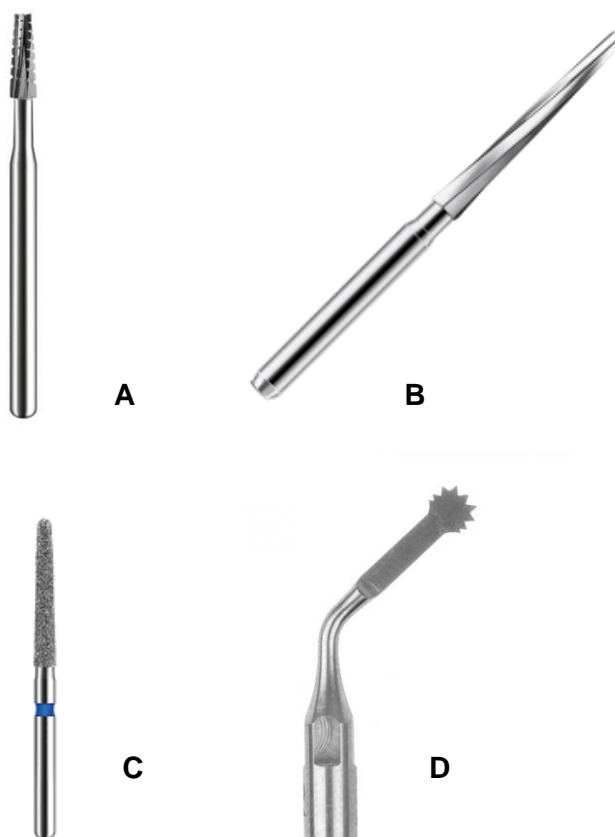
- a) Grupo 1 = broca Carbide 702 (Angelus Prima Dental LTDA)
- b) Grupo 2 = broca Carbide Zecrya (Angelus Prima Dental LTDA)
- c) Grupo 3 = ponta diamantada 4138 (KG Sorensen)
- d) Grupo 4 = ponta Ultrassônica OSTEO 1 (Helse Ultrasonic)

Os grupos de brocas e ponta diamantadas foram conduzidos utilizando a alta rotação NSK Pana-Max Plus e o grupo da ponta ultrassônica foi conduzido utilizando o piezoelétrico Helse Ultrasonic.

Cabe observar que consideramos neste caso específico que o aumento de temperatura é resultado de uma interação complexa de vários fatores (AUGUSTIN *et al.*, 2012 ; MÖHLHENRICH *et al.*, 2015 ; TEHEMAR, 1999), o desgaste da broca foi excluído como um fator contribuinte nesta investigação, e foi utilizado apenas brocas novas e não usadas. Cada broca nova era utilizada por 5 vezes e depois descartada.

Também se faz necessário observar que o pesquisador realizou odontosecções prévias com cada instrumentos para que houvesse a calibração da pressão exercida pela mão do pesquisador e constância na orientação da secção, em cada instrumento.

Figura 3 – A (broca Carbide 702), B (broca Carbide Zecrya) , C (ponta diamantada 4138) e D (ponta Ultrassônica OSTEO 1)



Fonte: Nota de rodapé¹

¹ Fonte: A – DENTAL E CIA. 2022 Disponível em: <<https://www.dentalecia.com.br>>. Acesso em: 22 dez 2022/ B- DENTAL SPEED. 2022 Disponível em: <<https://www.dentalspeed.com/modelo/broca-cirurgica>> Acesso em: 22 dez 2022/ C- DENTAL SPEED. 2022 Disponível em: <<https://www.dentalspeed.com/modelo/ponta-diamantada>> Acesso em: 22 dez 2022/ D – HELSE ULTRASONIC. 2022 Disponível em: <<https://www.helse.odo.br/loja/ponta-ultrassonica-osteo-1>> Acesso em: 22 dez 2022

Cada grupo continha 20 amostras (dentes suínos presentes nas hemimandíbulas) e o corte foi realizado a partir da exposição da furca na face vestibular do dente e foi finalizado na face lingual dividindo-o em porção mesial e distal (Figura 4, 5 e 6). Durante todo o processo de odontosecção foi usado o mecanismo de irrigação própria dos instrumentos, em todas as amostras.

Figura 4- odontosecção com a ponta ultrassônica OSTEO 1



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 5- odontosecção com ponta diamantada 4138



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 6- odontosecção com broca carbide Zecrya



Fonte: Elaborado pelo autor

4.5 COLETA DE DADOS

4.5.1 VARIAÇÃO DE TEMPERATURA

Para a coleta das variações de temperatura foram usados três aparelhos termopar tipo K associados aos respectivos multímetros com termômetro digital modelo *9kd-Temperatura Eda Profissional* (Figura 7), que foram conectados na cortical óssea onde foi realizada a perfuração para detecção de alterações de temperatura durante a secção do dente.

O funcionamento do termopar é baseado no efeito de Seebeck (GOUPIL *et al.*, 2016) e consiste na união entre dois metais diferentes, de forma que caso esses dois materiais apresentem temperaturas diferentes, surgirá uma diferença de potencial elétrico. Ao realizar a medição da tensão dessa diferença de potencial é possível determinar a temperatura da extremidade com a junção dos dois metais. O termopar tipo k é formado por fios de Cromel (90% Níquel e 10% Cromo), como termoelemento positivo, e Alumel (95% Níquel e 5% Alumínio), como termoelemento negativo.

Figura 7- termopar tipo K associado ao multímetro

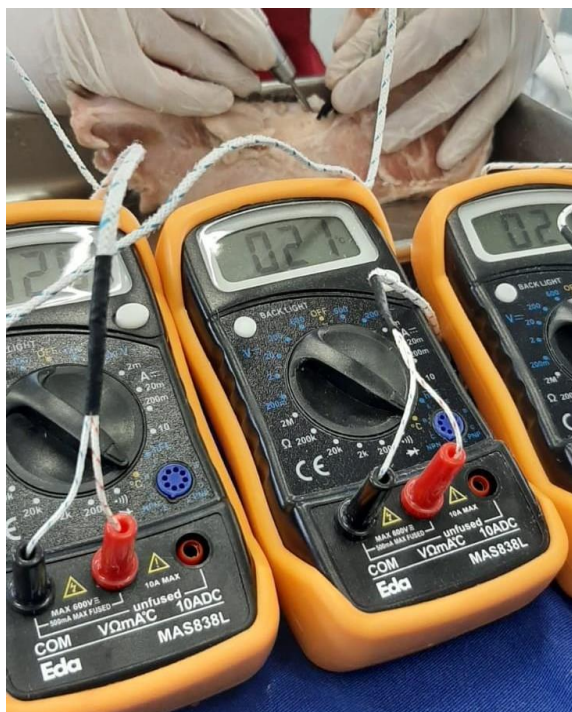


Fonte: ELETRÔNICA FARIA. 2022 Disponível em: <<https://www.eletronicafaria.com.br/multimetro/623-multimetro-digital-hm-2090-hikari.html>>. Acesso em: 22 dez 2022

A temperatura foi coletada a partir do registro da temperatura inicial (T_0) e da temperatura máxima (T_{max}) atingida durante a realização dos cortes nos três termômetros conectados (T_1 , T_2 e T_3) (Figura 8). A variação de temperatura média (ΔMT) será calculada a partir da média dos três termômetros após subtrair a temperatura inicial do valor da temperatura máxima, como exposto na formula abaixo. Os três aparelhos termopar tipo K foram associados aos respectivos termômetros digitais portáteis e fixados perpendicularmente em perfurações previamente criadas na cortical óssea próximo a mesial, a distal e ao centro dos dentes, os quais foram realizados a odontosecção.

$$T_{\Delta M} = (TX1 - T01) + (TX2 - T02) + (TX3 - T03) / 3$$

Figura 8- Coleta de temperatura durante a odontosecção



Fonte: Elaborado pelo autor

4.5.2 VARIAÇÃO DE TEMPO

Os dados referentes ao tempo foram obtidos a partir do uso de um cronômetro digital, instrumento mecânico de precisão, para medir intervalos de tempo com aproximação de décimo de segundo. A contagem foi iniciada com o início da realização do corte e desligado ao fim do procedimento, lembrando que o corte foi realizado de vestibular para a lingual e a furca como referência anatômica.

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística dos resultados de todas as amostras foi utilizada a análise de variância com dois critérios e para a variável tempo utilizaremos a análise de covariância (Ancova) e nível de significância de 5%. Os testes de Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov e Anderson-Darling constataram a homogeneidade e distribuição normal dos dados obtidos.

Todos os testes foram realizados com o programa *Jamovi 2021*, *R Core Team 2021* e *Lenth 2020*.

5 RESULTADOS

Para avaliar a variação de temperatura durante a odontosecção em diferentes instrumentos, foram coletadas as temperaturas iniciais (T_0) e temperatura máxima (T_{max}) durante o procedimento (Anova), usando três sensores termopares, evidenciando-se as alterações estatisticamente significantes ($P < 0,05$). Quando utilizado a covariável tempo para correção (Ancova), vemos que ainda se evidencia alterações estatísticas significativas ($P < 0,05$) como pode ser observado na tabela 1.

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

	P
Instrumento	0,002
Tempo	<,001

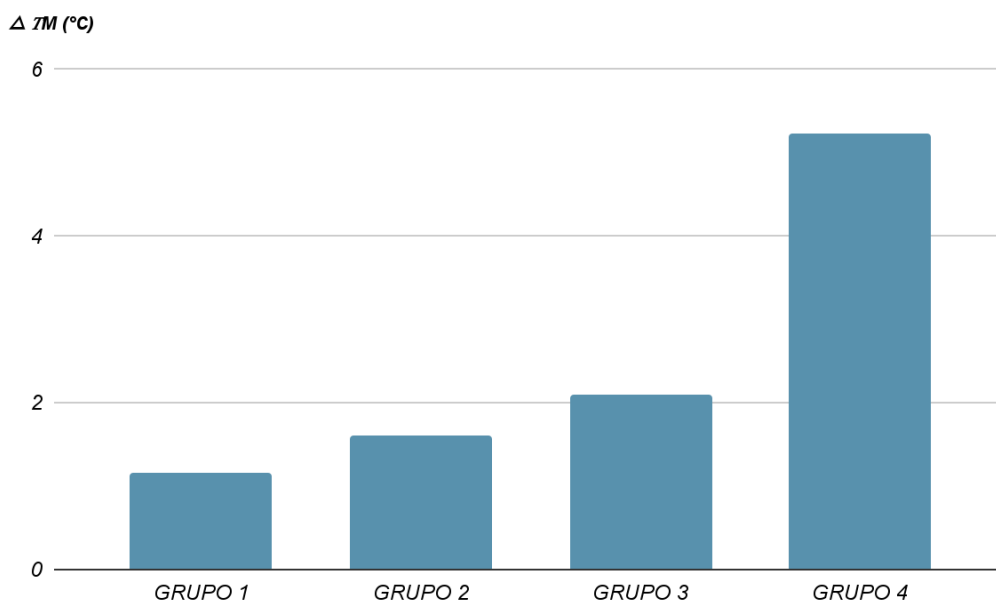
*ANCOVA

A tabela 2 e o gráfico 1 mostram a variação média de temperatura de cada um dos grupos, evidenciando que a ponta ultrassônica teve a maior discrepância quando comparada com os instrumentos cortantes de alta rotação, e dentre esses instrumentos, a ponta diamantada possui a maior variação.

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

Instrumento	T_0	T_{max}	ΔTM	Desvio padrão
Grupo 1 (Broca Carbide 702)	21,65	22,80	1,15	0,501
Grupo 2 (Broca Carbide Zecrya)	20,95	22,55	1,60	0,672
Grupo 3 (Ponta diamantada 4138)	21,05	23,15	2,10	0,962
Grupo 4 (Ponta Ultrassônica OSTEO 1)	23,22	28,45	5,23	1,82

Gráfico 1: Média da variação da temperatura



Os testes Post Hoc revelaram que dentre os quatros grupos, o Grupo 4 (Ponta Ultrassônica OSTEO 1) apresentou diferença estatística significativa, quando comparado aos outros três grupos. As demais comparações não apresentaram diferença significativa (Tabela 3).

Tabela 3: Diferenças das médias de temperatura entre os grupos

Instrumento	P
Grupo 1 x Grupo 2	0,425
Grupo 1 x Grupo 3	0,239
Grupo 1 x Grupo 4	0,036
Grupo 2 x Grupo 3	0,978
Grupo 2 x Grupo 4	0,018
Grupo 3 x Grupo 4	0,010

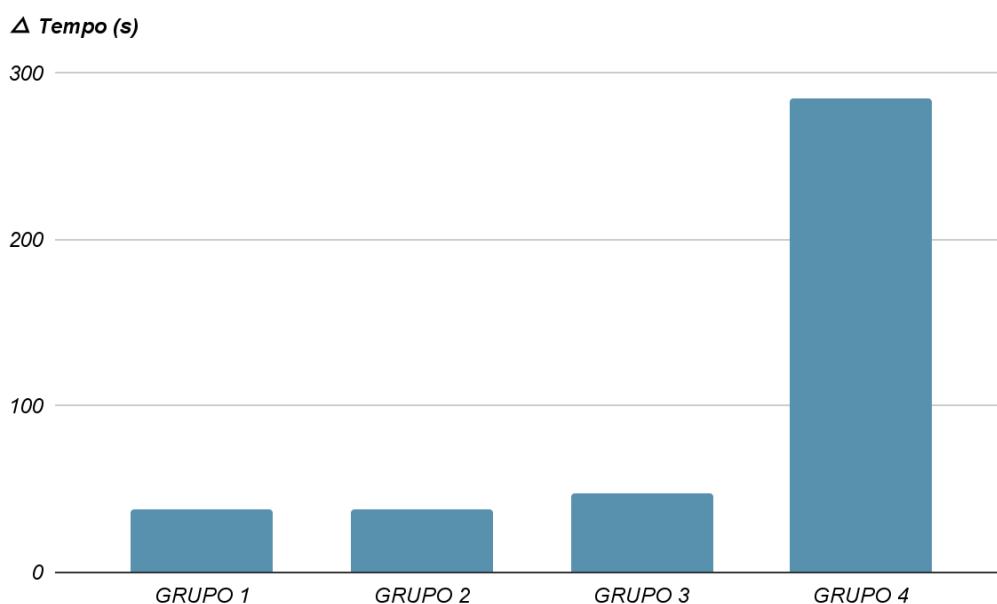
Resultados

Para análise da variável tempo, a tabela 4 elucida a análise descritiva de cada grupo, evidenciando que o grupo das pontas ultrassônicas obteve maiores valores máximos e dentre os grupos usados com a alta rotação não houve grandes diferenças. O gráfico 2 ilustra a média de tempo entre os grupos.

Tabela 4: Dados descritivos da variante tempo em segundos

Instrumento	Max	Min	Média	Desvio padrão
Grupo 1 (Broca Carbide 702)	47	33	38,4	3,75
Grupo 2 (Broca Carbide Zecrya)	49	29	37,9	6,84
Grupo 3 (Ponta diamantada 4138)	55	43	48	3,38
Grupo 4 (Ponta Ultrassônica OSTEO 1)	380	241	285,1	29,38

Gráfico 2: Média da variação do tempo



Para confirmar a diferença entre grupos em relação ao tempo, foi realizado o teste Kruskal-Wallis que obteve $p < 0,001$ e com isso executou-se o teste de comparação múltipla entre os grupos. Foi observado diferença entre todos os grupos, exceto entre os grupos 1 (broca Carbide 702) e 2 (broca Carbide Zecrya), exemplificados na tabela 5.

Tabela 5: Diferenças as médias de tempo entre os grupos

Instrumento	P
Grupo 1 x Grupo 2	0,970
Grupo 1 x Grupo 3	<0,001
Grupo 1 x Grupo 4	<0,001
Grupo 2 x Grupo 3	<0,001
Grupo 2 x Grupo 4	<0,001
Grupo 3 x Grupo 4	<0,001

*Dwass-Steel-Critchlow-Fligner Tests

6 DISCUSSÃO

A exodontia de dentes impactados é um procedimento comumente executado pelos cirurgiões dentistas, sua dificuldade exige do profissional o conhecimento de técnicas como a osteotomia e odontosecção, facilitando a luxação e exéreses desses dentes.

A odontosecção de 3º molar inferior é necessária quando a linha de trajetória dos dentes se torna angulada e vai de encontro com o ângulo da mandíbula ou ao segundo molar. Essa técnica separa o dente em partes facilitando a remoção de cada fragmento. Segundo, Badenoch-Jones et al. (2016), a odontosecção diminui a resistência óssea, o tempo de cirurgia, o trauma cirúrgico e lesões em dentes vizinhos.

No geral, a osteotomia e odontosecção são feitas usando brocas e pontas diamantadas, e mais recentemente tem se utilizado o motor ultrassônico uma vez que esse promove desgaste seletivo, cortes mais precisos e gera menos calor durante o procedimento. Em uma revisão sistemática, Badenoch-Jones e colaboradoras (2016) afirmam que as sequelas pós-operatórias (dor, trismo, edema facial e parestesia) de dentes impactados podem ser reduzidas quando utilizado dispositivo piezoelétrico em vez de brocas rotativas convencionais.

No entanto, Menziletoglo et al (2019), em seu estudo clínico prospectivo conclui que embora o uso do piezoelétrico seja uma forma segura de realizar as osteotomias e odontosecção durante a exodontia de terceiros molares impactados, a relação de morbidade pós-operatória e qualidade de vida dos pacientes, não apresentou vantagem sobre os instrumentos rotatórios convencionais. Ademais, a piezocirurgia levou mais tempo para completar a osteotomia do que a técnica com a alta rotação.

Em se tratando da variação de temperatura é evidente a necessidade de irrigação tanto no uso das brocas quanto no uso do piezoelétrico, evitando o superaquecimento do leito cirúrgico. A presença da irrigação evita reação inflamatória em torno do osso e cicatrização tardia (FISTER & GROSS, 1980).

Strbac et al. (2013) investigou os efeitos térmicos de diferentes métodos de irrigação durante a perfuração e concluiu que a irrigação externa mostrou temperaturas significativamente mais altas quando comparada com a irrigação interna. Entretanto Nunes *et al.* (2013) conclui em sua revisão de literatura que não

existe diferença entre irrigação interna ou externa, mas assim concorda que é imprescindível o uso da irrigação durante os procedimentos de perfuração.

Gabrić *et al.* (2021) avaliou as alterações térmicas do tecido ósseo após osteotomias realizadas por ablação com laser Er:YAG, cirurgia piezoelétrica e broca cirúrgica usando uma câmera termográfica infravermelha. Para estipular o valor da variação de temperatura (ΔT), utilizou a fórmula $\Delta T = T_{\max} - T_{\text{base}}$, onde subtraiu o valor da temperatura basal do valor máximo atingido. O estudo mostrou que a variação de temperatura foi semelhante entre o laser Er:YAG usado no modo de contato, a piezocirurgia e uso das brocas.

Diante do exposto, o presente estudo teve como objetivo avaliar a variação de temperatura e tempo durante o processo de odontosecção em diferentes instrumentos, e, em um primeiro momento a pesquisa foi desenvolvida em peças anatômicas de origem suína para futuros estudos em pacientes. A escolha do modelo experimental em espécies suínas, sucedeu em razão da semelhança do metabolismo e da estrutura biológica com a espécie humana.

Em 2005, Zimmermann *et al.*, usou minipigs como modelo para distração mandibular, já que a anatomia mandibular, função da articulação temporomandibular, padrão de mastigação e taxa de remodelação óssea eram semelhantes aos humanos. Segundo ele, a deposição de matriz óssea e formação de um novo tecido ocorre de forma similar em todas as espécies. Atkinson *et al.* (1977) estudou a estrutura cortical da mandíbula de porco após a inserção de implantes metálicos no osso alveolar, e sugeriu que morfologicamente e histologicamente, humanos e suínos, apresentam densidade e metabolismo ósseo semelhante.

Para medir a temperatura durante o processo de secção dos dentes, o estudo em questão fez uso de termopares tipo K associados a um multímetro. Nesse método é necessária a perfuração das corticais para conectar o aparelho à amostra. Outro método de avaliação seria através do uso da termografia infravermelha que avalia a temperatura de um corpo por meio de uma escala de cores, sem a necessidade de contato direto com a amostra.

Soldatos e colaboradores (2022) estudaram as mudanças de temperaturas, em tíbias frescas de cadáveres humanos, durante os preparos de osteotomias usando duas brocas de sistemas de implantes retos e dois cônicos, irrigação externa e rotações variáveis. A variação de temperatura foi avaliada utilizando termopares do

tipo K que captavam o valor da temperatura. Semelhante a Soldatos (2022), Sharawy *et al.* (2002) também utilizou termopares para verificar a variação de temperatura durante a perfuração de implantes.

Outros estudos utilizaram o método de termografia infravermelha afirmando que seria um sistema rápido, relativamente econômico, fácil de usar e que permite a detecção de temperatura de uma área em vez de um único ponto validando esse método, (NERO *et al.*, 2012; LAJOLO *et al.*, 2018). Entretanto, não existem muitos estudos que utilizaram dois métodos ou fizeram comparação comprovando qual o melhor a ser utilizado.

No meio acadêmico é evidente que o aumento da temperatura, durante os processos de exodontia e instalação de implantes, está diretamente relacionado com o tempo de duração do procedimento. Essa relação, descrita por Erikson *et al.* (1984) onde o limite de temperatura que o tecido ósseo pode alcançar está entre 44°C e 47°C por um minuto, é consequência da pressão exercida pelo dentista, o desenho e capacidade de corte da broca, da técnica de desgaste contínua ou intermitente, da velocidade de perfuração, da densidade óssea e técnica de irrigação.

Karaca, Aksakal e Köm (2011) investigaram, através de um estudo *in vitro*, a influência dos parâmetros de perfuração ortopédica na temperatura e histopatologia da tíbia bovina. Foi considerado densidade mineral óssea, o sexo do osso, o ângulo da ponta da broca, a velocidade da broca, a força da broca e a taxa de avanço. A temperatura do osso foi medida por termopares múltiplos. Observou-se que a temperatura aumentou com o aumento da velocidade de perfuração do ângulo da ponta da broca e da densidade mineral óssea, e diminuiu com altas taxas de avanço e forças de perfuração aplicadas.

Em nosso estudo foram comparadas 3 brocas entre si e com a ponta piezoelétrica. Os grupos 1 (Carbide 702) e 2 (Carbide Zekrya) apresentaram variação de temperatura similares, 1,15 °C e 1,60°C respectivamente e tempo sem diferença estatística significativa. O grupo 3 (Ponta diamantada), quando comparado com 1 e 2, apresentou uma variação maior na temperatura de 2,10 °C e demorou 10 segundos a mais, pois não possuía hastes cortantes e sim grânulos diamantados que promovem o desgaste ósseo e conseqüentemente o aumento da temperatura.

Augustin e colaboradores (2012) fizeram uma revisão da literatura comparando os fatores responsáveis pelo aumento de temperatura e conseqüente necrose óssea

durante a perfuração. Em seus achados concluiu que brocas com menores diâmetros, ângulo de perfuração mais obtuso e mais hastes cortantes tendem a ser mais rápidas e, portanto, gerar menos calor. Outro ponto discutido foi o potencial de desgaste da broca, que após uso repetido e vários processos de autoclavagem a broca perde seu potencial de corte aumentando a temperatura.

Para preservar a integridade do trabalho evitando que o desgaste da broca não influenciasse na análise da variação de temperatura interferindo nos resultados, concordando com os resultados de Augustin, esse estudo optou pela substituição das brocas a cada 5 osteotomias.

Em contrapartida, Ercoli *et al.* (2004) avaliou a produção de calor em brocas diversas de perfuração de implante. Avaliou a temperatura durante osteotomias em costelas bovinas, usando 7 brocas de marcas diferentes. Concluiu-se que o desenho, o material e propriedades mecânicas da broca afetam a eficiência do corte. Afirmou que a presença de irrigação é crucial para não atingir temperaturas altas durante o procedimento. Além disso, declarou que perfurações contínuas e profundas geram calor exacerbado prejudicando o tecido ósseo, e que as brocas podem ser usadas várias vezes sem resultar em temperaturas ósseas potencialmente prejudiciais.

Em um estudo mais recente, Tur *et al.* (2020) avaliou o efeito térmico de brocas de cerâmica e metal. Para isso foram feitas 320 osteotomias usando brocas à base de dióxido de zircônio e de aço inoxidável, com diâmetros, e métodos de resfriamento diferentes. Concluiu que brocas de aço, mesmo com diâmetros variados, resultaram em temperaturas significativamente mais baixas, ficando abaixo do limite de temperatura crítica definido de 47°C, enquanto brocas de cerâmica atingiram ou excederam o limite de temperatura prejudicial, independentemente de irrigação.

Dentre os resultados deste estudo ficou claro que a maior discrepância ocorreu quando comparamos os instrumentos de alta com a ponta ultrassônica ou grupo 4. Em nossos resultados ficou claro que a ponta piezoelétrica possui um tempo de corte muito maior, o que influenciou diretamente no aumento do calor. Em relação ao grupo 2 a o piezoelétrico teve o triplo da variação na temperatura e demorou sete vezes mais quando analisado o tempo.

Contudo, devemos levar em consideração que o estudo em questão avaliou o procedimento de odontosecção, e que os tecidos dentários se apresentam muito mais

mineralizados que o tecido ósseo, o que justifica uma variação maior de tempo quando comparado com os outros trabalhos.

Vale ressaltar que a maioria das pesquisas com piezoelétrico avaliam tempo e temperatura em osteotomia e perfuração de implantes, e as pesquisas envolvendo a odontosecção piezoelétrica é escassa. Portanto esse trabalho teve como parâmetro literário os estudos que reproduziam o corte ou fresagem óssea.

Heinemann *et al.* (2011) comparou os efeitos térmicos das osteotomias feitas por aparelhos piezoelétricos com brocas convencionais. Em seus resultados, evidenciou que o calor médio gerado pela broca de alta rotação variou 1,54–2,29 °C e , assim como nosso estudo, o piezoelétrico apresentou uma variação maior atingindo 18,17 °C. Noetzel *et al.* (2019) comparou a velocidade da osteotomia, a geração de calor e a influência da estrutura óssea entre diferentes pontas piezoelétricas e contrastar os resultados com grupo controle de sistema rotatório comum, em costelas suínas. Constatou-se que os métodos convencionais geram menos calor em menos tempo em comparação com as pontas ultrassônicas. Lajolo *et al.* (2018) também comparou os efeitos térmicos da piezocirurgia com as brocas rotativas convencionais em costelas suínas. Concluiu que dispositivo piezoelétrico resultou em temperaturas significativamente mais altas do que a perfuração convencional. Tais estudos são reafirmados por nossos resultados.

Entretanto, Rashad *et al.* (2015), afirma em seu estudo que as osteotomias ultrassônica e sônica geram menos calor do que a osteotomia convencional, confrontando os dados dos estudos de Heinemann *et al.* (2011) e da pesquisa em questão.

Contudo temos que ter em mente que as pesquisas em geral têm como intuito o bem-estar do paciente. Dentre os achados literários vemos que as cirurgias de terceiros molares realizadas com o piezoelétrico apresentaram um pós-operatório mais confortável, entretanto, o tempo cirúrgico se mostra maior.

É importante salientar que as osteotomias em pacientes são realizadas com irrigação constante e, portanto, a temperatura não atinge valores críticos maiores que 47°C.

Basheer *et al.* (2017) comparou os resultados de pós-operatórios de exodontias realizadas com piezoelétrico e brocas rotativas. Em seus resultados mostrou que a piezocirurgia durava um tempo maior, entretanto a dor, o trismo e o edema eram

menores nesses pacientes. Em uma revisão de literatura Jiang e colaboradores (2015) compararam a piezocirurgia com as técnicas de osteotomia rotatória, no que diz respeito ao tempo cirúrgico e à gravidade das sequelas pós-operatórias. Concluiu-se que a piezocirurgia possui um tempo cirúrgico mais longo, mas os pacientes apresentam menos edema pós-operatório, indicando que é uma técnica alternativa promissora para extração de terceiros molares inclusos.

Em contrapartida, Qiao et al. (2021) avaliou a relação entre tempo e gravidade pós-operatória em um estudo observacional retrospectivo. Avaliou 321 procedimentos cirúrgicos, e concluiu que o tempo cirúrgico influencia significativamente na gravidade dos sintomas pós-operatórios.

Nosso estudo relaciona tempo e aumento de temperatura em peças anatômicas, onde o grupo 4, com média de 4 minutos de duração, atinge temperatura máxima de 28,45°C e uma variação de 5°C. Enquanto o grupo 2 atinge temperatura máxima de 22 °C variando 1,6°C em um período de 38 segundos. Portanto se faz necessário, o desenvolvimento de pesquisas com espécimes vivas para avaliarmos a relação de tempo, temperatura e sintomas pós operatórios.

Em vista do exposto entende-se que o uso do aparelho piezoelétrico durante a odontosecção demanda mais estudos uma vez que promove melhor qualidade de vida pós-operatório, mas possui uma variação de temperatura maior do que os aparelhos rotatórios comuns. Cumpre destacar que esse estudo reafirma a necessidade do uso da irrigação durante qualquer procedimento operatório, pois esse mecanismo impede que a temperatura do sitio cirúrgico ultrapasse o valor ideal de 47°C estipulado por Augustin em 2008.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia e resultados apresentados podemos concluir que:

1. A ponta ultrassônica produz uma maior variação de temperatura em comparação com as brocas de alta rotação utilizadas neste estudo;
2. O tempo necessário para realizar a odontosecção foi menor utilizando as brocas do que o piezoelétrico;
3. Em relação às brocas de alta rotação, as carbides se mostraram mais eficiente em comparação com as pontas diamantadas;
4. Considerando o tempo do procedimento e variação da temperatura, entende-se que as brocas de alta rotação carbide apresentaram-se como uma boa opção para a realização de odontosecção.

REFERÊNCIAS

ADEYEMO, W. L. Do pathologies associated with impacted lower third molars justify prophylactic removal? A critical review of the literature. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology**, v. 102, n. 4, p. 448-452, Oct. 2006.

AL-DELAYME, R.M.A. Randomized clinical study comparing Piezoelectric Surgery with conventional rotatory osteotomy in mandibular third molars surgeries. **The Saudi Dental Journal**, v. 33, n. 1, p. 11-21, 2019.

AL-MORAISSEI, E. A.; ELMANSI, Y. A.; AL-SHARAEI, Y. A.; AIRMALI, A. E.; AIKHUTARI, A. S. Does the piezoelectric surgical technique produce fewer postoperative sequelae after lower third molar surgery than conventional rotary instruments? A systematic review and meta-analysis. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 45, n. 3, p. 383-391, Mar. 2016.

ALI AKHBAR, M.F.; YUSOFF, A.R. Drilling of bone: Effect of drill bit geometries on thermal osteonecrosis risk regions. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 233, n. 2, p. 207-218, 2019.

AMARAL, L. F.; SILVA, A.C.; MARIANO R.C. Explorando o volume 3D em TCFC frente aos elementos dentais ectópicos: relato de casos. **Revista Brasileira de Odontologia**, Rio de Janeiro, v. 71, n. 2, p. 148-151, 2015.

ATKINSON, P. J.; POWELL, K.; WOODHEAD, C. Cortical structure of the pig mandible after the insertion of metallic implants into alveolar bone. **Arch. Oral Biol.**, v. 22, n. 6, p. 383-391, 1977.

AUGUSTIN, G.; ZIGMAN, T.; DAVILA, S.; UDILLJAK, T.; STAROVESKI, T.; BREZAK, D.; BABIC, S. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. **Clinical biomechanics**, v. 27, n. 4, p. 313-325, 2012.

AUGUSTIN, G.; DAVILA, S.; MIHOCI, K.; UDILJAK, T.; VEDRINA, D.S.; ANTABAK, A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. **Archives of orthopaedic and trauma surgery**, v. 128, n. 1, p. 71-77, 2008.

BADENOCH-JONES, E. K.; DAVID, M.; LINCOLN, T. Piezoelectric compared with conventional rotary osteotomy for the prevention of postoperative sequelae and complications after surgical extraction of mandibular third molars: a systematic review and meta-analysis. **British Journal of oral and Maxillofacial Surgery**, v. 54, n. 10, p. 1066-1079, Dec. 2016.

BANKS, K.A. Summary of the third molar clinical trials: report of the AAOMS taskforce for third molar summary. **J.Oral Maxillofac.Surg**, v 70, n.9, p. 2238-48, Jun. 2012.

BAQAIN, Z. H. et al. Frequency Estimates and Risk Factors for Postoperative Morbidity After Third Molar Removal: A Prospective Cohort Study. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 66, n. 11, p. 2276-2283, Nov. 2008.

- BASHEER, S. A.; GOUIND, R. J.; DANIEL, A.; SAM, G.; ADARSH, V. J.; RAO, A. Comparative Study of Piezoelectric and Rotary Osteotomy Technique for Third Molar Impaction. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, v. 18, n. 1, p. 60-64, Jan. 2017.
- BELLO, S.A.; ADEYEMO, W.L.; BAMGBOSE, B.O.; OBI, E.V.; ADEYINKA, A.A. Effect of age, impaction types and operative time on inflammatory tissue reactions following lower third molar surgery. **Head & face medicine**, v. 7, n. 1, p. 1-8, 2011.
- BHATI, B.; KUKREJA, P.; KUMAR, S.; RATHI, V. C.; SINGH, K.; BANSAL, S. Piezosurgery versus rotatory osteotomy in mandibular impacted third molar extraction. **Annals of Maxillofacial Surgery**, v. 7, n. 1, p. 5, 2020.
- BOULOUX, G. F. *et al.* What is the Risk of Future Extraction of Asymptomatic Third Molars? A Systematic Review. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 73, n. 5, p. 806-811, May 2015.
- BOULOUX, G. F.; STEED, M. B.; PERCIACCANTE, V. J. Complications of Third Molar Surgery. **Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America**, v. 19, n. 1, p. 117-128, Feb. 2007.
- BRAUER, H. U. Unusual complications associated with third molar surgery: A systematic review. **Quintessence International**, v. 40, n. 7, p. 565-572, Jul-Aug 2009.
- BRISMAN, D.L. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 11, n. 1, 1996.
- CANTEROA, J.L.; TARDÍO, M.M.; CANTELI, J.A.; MARCOS, M.; MIGUÉLEZ, M.H. Dry drilling of alloy Ti-6Al-4V. **International Journal of Machine Tools and Manufacture**, v. 45, n. 11, p. 1246-1255, 2005.
- CHEN, Y.C.; HSIAO, C.K.; TU, Y.K. Assessment of heat generation and risk of thermal necrosis during bone burring by means of three-dimensional dynamic elastoplastic finite element modelling. **Medical Engineering & Physics**, v. 81, p. 1-12, 2020.
- CHIAPASCO, M.; CRESCENTINI, M.; ROMANONI, G. Germectomy or delayed removal of mandibular impacted 3rd molars - the relationship between age and incidence of complications. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 53, n. 4, p. 418-422, Apr 1995.
- CHIAPASCO, M.; DE CICCIO, L.; MARRONE, G. Side effects and complications associated with third molar surgery. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology**, v. 76, n. 4, p. 412-420, 1993.
- CHUANG, S. K. *et al.* Age as a risk factor for third molar surgery complications. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 65, n. 9, p. 1685-1692, Sep. 2007.

DE CARVALHO, R. W. F.; VASCONCELOS, B. C. Pernambuco index: predictability of the complexity of surgery for impacted lower third molars. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 47, n. 2, p. 234-240, Feb. 2018.

DUARTE, B.G. et al. Alterações patológicas e fraturas do ângulo mandibular justificam a extração profilática de terceiros molares inferiores. **Rev Odontol UNESP**, v. 40, n. 2, p. 96-102, Mar- Abr. 2011.

ERCOLI, C.; FUNKENBUSCH, P.D; LEE, H.J.; MOSS, M.; GRASER, G.N. I The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 19, n. 3, 2004.

ERIKSSON, A.R.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 50, n. 1, p. 101-107, 1983.

ERIKSSON, R.A. & ALBREKTSSON, T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in rabbits using the bone growth chamber. **Journal of Oral and Maxillofacial surgery**, v. 42, n. 11, p. 705-711, 1984.

FABRIS, V.; DA SILVEIRA, A.; OLIVEIRA, G.; MANFRO, R.; MALMANN, F. Fibrina rica em plaquetas e piezocirúrgico em comparação com instrumento rotatório convencional e coágulo em cirurgia de terceiros molares inferiores impactados: relato de caso. **Revista da Faculdade de Odontologia - UPF**, v. 22, n. 2, Dez. 2017.

FARDIN, A.C; JARDIM, E.C.; PEREIRA, F.C. GUSKUMA, M.H.; ARANEGA, A.M.; GARCIA JÚNIOR, I.R. Enxerto ósseo em odontologia: revisão de literatura **Innovations Implant Journal**, v. 5, n. 3, p. 48-52, 2010.

FARISH, S.E.; BOULOUX, G.F. General technique of third molar removal. **Oral and Maxillofacial Surgery Clinics**, v. 19, n. 1, p. 23-43, 2007.

FISTER, J.; GROSS, B.D. A histologic evaluation of bone response to bur cutting with and without water coolant. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 49, n. 2, p. 105-111, 1980.

GABRIĆ, D.; AUMILER, D.; VULETIĆ, M.; ET AL. Thermal Evaluation by Infrared Thermography Measurement of Osteotomies Performed with Er: YAG Laser, Piezosurgery and Surgical Drill—An Animal Study. **Materials**, v. 14, n. 11, p. 3051, 2021.

GEHRKE, S.A.; NETO, HENRIQUE L.; MARDEGAN, F.E.C. Investigation of the effect of movement and irrigation systems on temperature in the conventional drilling of cortical bone. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 51, n. 8, p. 953-957, 2013.

GLOWACKI, J. et al. Distraction osteogenesis of the porcine mandible:

- histomorphometric evaluation of bone. **Plast. Reconstr. Surg.**, v. 113, n. 2, p. 566-573, Feb. 2004.
- GONDIM, A.L.M. **Efeito da laserterapia na biomodulação da osteogênese em defeitos críticos confeccionados em calota craniana de ratos**. 2007. 117f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia, Porto Alegre, 2007.
- GOYAL, M.; MARYA, K.; JHAMB, A.; CHAWLA, S.; SONOO, P.R.; SINGH, V. Comparative evaluation of surgical outcome after removal of impacted mandibular third molars using a Piezotome or a conventional handpiece: a prospective study. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 50, n. 6, p. 556-561, 2012.
- GOUPIL, C.; OUERDANE, H.; ZABROCKI, K.; SEIFERT, W.; HINSCHKE, N.F.; MÜLLER, E. (2016). «Thermodynamics and thermoelectricity». In: Goupil, Christophe. *Continuum Theory and Modeling of Thermoelectric Elements*. **New York: Wiley-VCH**. p. 2–3.
- GUIMARÃES, S. C. **A patologia básica da cavidade bucal**. 3. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara, 1982.
- HAUG, R.H.; ABDOL-MAJID, J.; BLAKLEY, G.H.; WHITE, R.P. Evidence based decision making: the third molar. **Dental Clinics of North America**, v. 53, n. 1, p. 77-96, 2009.
- HAUG, R. H. et al. The American association of oral and maxillofacial surgeons age-related third molar study. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 63, n. 8, p. 1106-1114, Aug. 2005.
- HEINEMANN, F.; HASAN, I.; KUNERT-KEIL, C.; ET AL. Experimental and histological investigations of the bone using two different oscillating osteotomy techniques compared with conventional rotary osteotomy. **Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger**, v. 194, n. 2, p. 165-170, 2012.
- HUANG, I. Y. et al. Surgical management of accidentally displaced mandibular third molar into the pterygomandibular space: a case report. **Kaohsiung Journal of Medical Sciences**, v. 23, n. 7, p. 370-374, Jul. 2007.
- HUANG, I. Y.; WU, C. W.; WORTHINGTON, P. The displaced lower third molar: A literature review and suggestions for management. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 65, n. 6, p. 1186-1190, Jun. 2007.
- HUPP, J.R.; ELLIS, E.; TUCKER, M.R. **Cirurgia oral e maxilofacial contemporânea**. Rio de Janeiro: Editora Elsevier; 2009.
- IIZUKA, T.; TANNER, S.; BERTHOLD, H. Mandibular fractures following third molar extraction - A retrospective clinical and radiological study. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 26, n. 5, p. 338-343, Oct. 1997.

- JERJES, W.; EL-MAAYTAH, M.; SWINSON, B.; BANU, B.; UPILE, T.; D'SA, S.; AL-KHAWALDE, M.; CHAIB, B.; HOPPER, C. Experience versus complication rate in third molar surgery. **Head & Face Medicine**, v. 2, n. 1, p. 1-7, 2006.
- JIANG, Q.; QIU, Y.; YANG, C.; YANG, J.; CHEN, M.; ZHANG, Z. Piezoelectric Versus Conventional Rotary Techniques for Impacted Third Molar Extraction: A Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. **Medicine**, v. 94, n. 41, 2015.
- KARACA, F.; AKSAKAL, B.; KOM, M. Influence of orthopedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study. **Medical engineering & physics**, v. 33, n. 10, p. 1221-1227, 2011.
- KIM, S. J. et al. Surgical removal of asymptomatic impacted third molars: Considerations for orthodontists and oral surgeons. **Seminars in Orthodontics**, v. 22, n. 1, p. 75-83, Mar. 2016.
- KIM, J.Y.; YONG, H.S.; PARK, K.H.; HUH, J.K. Modified difficult index adding extremely difficult for fully impacted mandibular third molar extraction. **J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg**, v. 45, n. 6, p. 309-315, 2019.
- KRAUSE, W.R. Orthogonal bone cutting: saw design and operating characteristics. **J Biomech Eng**, v. 109, n.3, p. 263-71, Aug. 2019.
- LABANCA, M.; AZZOLA, F.; VINCI, R.; RODELLA, L.F. Piezoelectric surgery: twenty years of use. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 46, n. 4, p. 265-269, 2008.
- LAJOLO, C.; VALENTE, N.A.; ROMANDINI, W.G.; PETRUZZI, M.; VERDUGO, F.; D'ADDONA, A. Bone heat generated using conventional implant drills versus piezosurgery unit during apical cortical plate perforation. **Journal of Periodontology**, v. 89, n. 6, p. 661-668, 2018.
- LECLERCQ, P.; ZENATI, C.; DOHAN, D.M. Ultrasonic bone cut part 2: State-of-the-art technologies and common applications. **Journal of oral and maxillofacial surgery**, v. 66, n. 1, p. 177-182, 2008.
- Lenth, R. (2020). emmeans: Estimated Marginal Means, aka Least-Squares Means. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=emmeans>.
- MAGESTY, R. A.; GALVÃO, E. L.; MARTINS, C. C.; SANTOS, C. R. R.; FALCI, S. G. M. Rotary instrument or piezoelectric for the removal of third molars: a meta-analysis. **Journal of maxillofacial and oral surgery**, v. 16, n. 1, p. 13-21, 2017.
- MARQUETI, A. C. **Lesão periapical induzida experimentalmente: estudo histopatológico em suínos**. 2003. 77 f. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2003.
- MENZILETOGLU, D. A.; BASTURK, F.; ISIK, B. K.; ESEN, A. A prospective split-mouth clinical study: comparison of piezosurgery and conventional rotary instruments

- in impacted third molar surgery. **Oral and Maxillofacial Surgery.**, v. 24, n. 1, p. 51-55, 2020.
- MISTRY, F. K.; HEGDE N. D.; HEGDE, M. N. Postsurgical consequences in lower third molar surgical extraction using micromotor and piezosurgery. **Ann Maxillofac Surg.**, v. 6, p. 251-259, 2016.
- MÖHLHENRICH, S.C.; MODABBER, A.; STEINER, T.; MITCHELL, D.A.; HÖLZLE, F. Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. **Br J Oral Maxillofac Surg**, v. 53, n. 8, p. 679-689, 2015.
- MUNHOZ, F.C.; TRENTO, C.L.; LOUZADA, M.J.Q.; COCLETE, G.A.; CASTRO, A.L. Densitometria óssea em mandíbula de suínos submetidos a enxerto ósseo autógeno, homogêneo e heterogêneo. **Braz Oral Res**, v. 21, n.1, p. 272, 2007.
- NERO, A.L.; GEHRKE, A.S.; BORTOLI, J.R.N.; ZANATA, L.C. Temperatura durante a fresagem óssea. Estudo comparativo das técnicas de irrigação. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v. 66, n. 2, p. 147-150, 2012.
- NOETZEL, N.; FIENITZ, T.; KREPPEL, M.; ZIRK, M.; SAFI, A.F.; ROTHAMEL, D. Osteotomy speed, heat development, and bone structure influence by various piezoelectric systems—an in vitro study. **Clinical oral investigations**, v. 23, n. 11, p. 4029-4041, 2019.
- NUNES, J.K.; SCHWARTZ, H.O.; BOARO, L.C.; SENDYK, W.R.; BRAND, W.C. Influência da Irrigação na Osseointegração: Revisão da Literatura. **Journal of Health Sciences**, v. 16, n. 2, 2014.
- PELL, G.J.; GREGORY, B.T. Impacted mandibular third molars classification and modified technique for removal. **Dental Dig.**, n. 39, p. 330-338, 1933.
- PEREIRA, C.C. **Avaliação comparativa da viabilidade celular imediata após osteotomia para implantes com fresas e piezocirurgia em tíbias de coelhos: análise imunoistoquímica.** 75 p [master's thesis].Araçatuba: Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista; 2010.
- PETERSON, L.J.; ELLIS, E.; HUPP, J.R.; TUCKER, M. **Con-temporary Oral & Maxillofacial Surgery.** 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005.
- PETERSON, L.J. Postoperative patient management. **Contemporary oral and maxillofacial surgery**, v. 3, p. 251, 1998.
- PHILLIPS,C.; WHITE, R.P.; SHUGARS, D.A.; ZHOU, X. Risk factors associated with prolonged recovery and delayed healing after third molar surgery. **J Oral Maxillofac Surg.** 2003 Dec;61(12):1436-48.
- PIERSANTI, L.; DILORENZO, M.; MONACO, G.; MARCHETTI, C. Piezosurgery or conventional rotatory instruments for inferior third molar extractions? **J Oral Maxillofac Surg**, v. 61, n. 12, p. 1436-1448, 2003.

- POGREL, M. A. What Is the Effect of Timing of Removal on the Incidence and Severity of Complications?. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 70, n. 9, p. S37-S40, Sep. 2012.
- POGREL, M.A.; KAHNBERG, K.E.; ANDERSON, L. **Cirurgia bucomaxilofacial**. Rio de Janeiro: Santos, 2016.
- POWELL, K.; ATKINSON, P. J.; WOODHEAD, C. Cortical bone structure of the pig mandible. **Arch. Oral Biol.**, v. 18, n. 2, p. 171-180, Feb. 1973.
- 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**, v. 10, p. 4080-4089, 2021.
- R Core Team (2021). R: A Language and environment for statistical computing. (Version 4.0) [Computer software]. Retrieved from <https://cran.r-project.org>. (R packages retrieved from MRAN snapshot 2021-04-01).
- R Core Team (2021). R: A Language and environment for statistical computing. (Version 4.0) [Computer software]. Retrieved from <https://cran.r-project.org>. (R packages retrieved from MRAN snapshot 2021-04-01).
- 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**, v. 13, n. 3, p. e234, 2021.
- RASHAD, A.; SADR-ESHKEVARI, P.; HEILAND, M.; SMEETS, R.; HANKEN, H.; GRÖBE, A. et al. Intraosseous heat generation during sonic, ultrasonic and conventional osteotomy. **J Craniomaxillofacial Surg**, v. 43, n. 7, p. 1072-1077, 2015.
- RECCHIONI, C. B.; MALLET, R. G. A. **Fraturas de maxila. Prática em cirurgia bucomaxilofacial**. 1a ed. Belo Horizonte: Nativa Editoração., 2017.
- RIBEIRO JUNIOR, P.D; BARLETO, C.V; RIBEIRO, D.A; MATSUMOTO, M.A. Evaluation of different rotary devices on bone repair in rabbits. **Brazilian dental journal**, v. 18, p. 215-219, 2007.
- ROBIONY, M.; POLINI, F.; COSTA, F.; VERCELLOTTI, T.; POLITI, M. Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 62, n. 6, p. 759-761, 2004.
- RUGA, E.; AMERIO, E.; CARBONE, V.; VOLANTE, M.; GANDOLFO, S. Physics and Histologic Evaluation of Rotary, Ultrasonic, and Sonic Instruments. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 28, n. 7, p. 609-614, 2017.
- RUNDLE, C.H.; WANG, H.; YU, H.; CHADWICK, R.B.; DAVIS, E.I.; WERGEDAL, J.E.; et al. Microarray analysis of gene expression during the inflammation and

endochondral bone formation stages of rat femur fracture repair. **Bone**, v. 38, n. 4, p. 521-529, 2006.

SAMPIERI, Marcelo Bonifacio da Silva. **Análise radiográfica dos tipos de retenção e raízes incidentes em terceiros molares inferiores retidos**. 2011. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

SANTOS TL, SANTOS E JL , LINS RBE, ARAÚJO LF , MESQUITA BS , SOBREIRA T. Qualidade de vida de pacientes submetidos à exodontia de terceiros molares. **Revista de Odontologia da UNESP**, v. 44, p. 6-11, 2015.

SCARANO, A.; PIATTELLI, A.; ASSENZA, B.; CARINCI, F.; DI DONATO, L.; ROMANI, G.L.; MERLA, A. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 13, n. 4, p. 319-323, 2011.

SCHLEE, M.; STEIGMANN, M. Piezosurgery: Basics and possibilities. **Implant dentistry**, v. 15, n. 4, p. 334-340, 2006.

SCHMACHTENBERG, G.R. Estudo comparativo entre métodos de produção de pontas diamantadas: revisão de literatura. 2015. 28p.

SEZEK, S. & AKSAKAL.; BUNYAMIN & KARACA.; FARUK. Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis: A FEM modelling and in vitro experiments. **Computational Materials Science**, v. 60, p. 13-18, 2012.

SILVA, L.D.; REIS, E.N.; BONARDI, J.P.; LIMA, V.N.; ARANEGA, A.M.; 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**, v. 25, n. 4, p. e461, 2020.

SINGH, P.; AJMERA, D. H.; XIAO, S. S.; YANG, X. Z.; LIU, X.; PENG, B. Analysis of potential dynamic concealed factors in the difficulty of lower third molar extraction. **Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal**, v. 21, n. 6, p. e713, 2016.

SHARAWY, M. et al. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. **J. Oral Maxillofac Surg**, v. 60, n. 10, p.1160-1169, Oct. 2002.

SOARES-SANTOS, K. S.; ALBUQUERQUE, R. B.; CALDAS, L. T. S.; SOARES, M. S.; SOARES, M. S.; MACÊDO, L. F. C. Impactação bilateral de caninos superiores: relato de caso. **Revista da ACBO**, v. 27, n. 1, p. 32-35, 2017.

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**, v. 15, n. 7, p. 2369, 2022.

STACCHI, C.; BERTON, F.; TURCO, G.; FRANCO, M.; NAVARRA, C.O.; ANDOLSEK, F.; MAGLIONE, M.; DI LENARDA, R. Micromorphometric analysis of

bone blocks harvested with eight different ultrasonic and sonic devices for osseous surgery. **J Craniomaxillofacial Surg**, v. 44, n. 9, p. 1143-1151, 2016.

STRBAC, G.D.; 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. **Clinical oral implants research**, v. 25, n. 5, p. 622-631, 2014.

STELZLE, F.; FRENKEL, C.; RIEMANN, M.; KNIPFER, C.; STOCKMANN, P.; NKENKE, E. The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation - an experimental ex vivo comparison between piezosurgery and conventional drilling. **Clin Oral Implants Res**, v. 25, n. 2, p. e140-e148, 2014.

SUSARLA, S.M.; BLAESER, B.F.; MAGALNICK, D. Third molar surgery and associated complications. **Oral Maxillofac Surg Clin North Am**, v. 15, n. 2, p. 177-186, 2003.

SYNAN, W.; STEIN, K. Management of Impacted Third Molars. **Oral Maxillofac Surg Clin North Am**, v. 32, n. 4, p. 519-559, 2020.

TANG, H.; DENG, W.; SUN, Z.; 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. **Clinical Biomechanics**, v. 70, p. 249-256, 2019.

TEHEMAR, S.H. Factors affecting heat generation during implant site preparation: A review of biologic observations and future considerations. **Int J Oral Maxillofacial Implants**, v. 14, n. 1, p. 127-136, 1999.

The jamovi project (2021). jamovi. (Version 2.2) [Computer Software]. Retrieved from <https://www.jamovi.org>.

THOMAS, A.; CADE, D.C. Paresthesia of the Inferior Alveolar Nerve following the Extraction of the Mandibular Third Molars: A Literature Review of its Causes, Treatment, and Prognosis, **Military medicine**, v. 157, n. 8, p. 389-392, 1992.

TIMON, C.; KEADY, C. Thermal Osteonecrosis Caused by Bone Drilling in Orthopedic Surgery: A Literature Review. **Cureus**, v. 11, n. 7, 2019.

TOLEDO, H.J.B. **Osteotomia com brocas de alta e baixa rotação, com e sem refrigeração líquida: estudo histopatológico duplo cego em suínos**. 82f. Dissertação de Mestrado - Faculdade de Odontologia de Araçatuba. Universidade Estadual Paulista - Unesp. Araçatuba. 2004.

TROULIS, M. et al. Effects of latency and rate on bone formation in a porcine mandibular distraction model. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 58, n. 5, p. 507- 513, May. 2000.

TRENTO, C.L. **Densitometria óssea em mandíbula de suínos submetidos a enxerto ósseo autógeno, homogêneo e heterogêneo**. 116 f. Tese (doutorado) -

Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, 2006. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11449/102344>>.

TUR, D.; GIANNIS, K.; UNGER, E.; MITTLBÖCK, M.; RAUSCH-FAN, X.; STRBAC, G.D. Thermal effects of various drill materials during implant site preparation-Ceramic vs. stainless steel drills: A comparative in vitro study in a standardised bovine bone model. **Clinical Oral Implants Research**, v. 32, n. 2, p. 154-166, 2021.

VERCELLOTTI, T. Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. **Minerva stomatologica**, v. 53, n. 5, p. 207-214, 2004.

VICENTINI, E.L.; PÁDUA, J.M.; FREITAS, K.V. Análise de 290 prontuários de pacientes submetidos à exodontia de terceiros molares inferiores semiirrompidos e não irrompidos. **Rev AORP**, 2008.

WAGNER, K. W. et al. Pathological mandibular fractures following third molar removal. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 34, n. 7, p. 722-726, Oct 2005.

WINTER, G.B. Impacted mandibular third molar. **St. Louis: American Medical Book**; 1926.

WOLDENBERG, Y.; GATOT, I.; BODNER, L. Iatrogenic mandibular fracture associated with third molar removal: Can it be prevented? **Med. oral patol. oral cir.bucal**, v. 12, n. 1, p. 70-72, Jan. 2007.

XAVIER, C.R.G.; RIBEIRO, E.D.; ROCHA, J.F.; DUARTE, B.G.; JÚNIOR, O.F.; SANT'ANA, E.; GONÇALES, E.S. Avaliação das posições dos terceiros molares impactados de acordo com as classificações de Winter e Pell & Gregory em radiografias panorâmicas. **Camaragibe**, v. 2, n. 10, p. 83-90, 2010.

ZIMMERMANN, C. E. et al. Histology of the porcine mandibular distraction wound. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 34, n. 4, p. 411-419, Jun. 2005.

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 PAR
REGISTRO DE PROTOCOLOS EFETUADOS CO
CADÁVERES, OU PARTE DELES, EM ENSINO E/O
PESQUISA**

Uso exclusivo da CEUA/FOB/USP

Reg. Nº **010/2022**

Recebido em: **21/11/2022**

Maristela Petenuci Ferrari

Secretária da CEUA – SRTE 53052

Finalidade: Pesquisa
Período: Novembro/2022 a Dezembro/2022
Título da pesquisa: Análise de comparação de tempo e variação de temperatura durante a odontosecção com instrumentos rotatório e piezoelétrico
Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Eduardo Sanches Gonçales
Pesquisador Executor: Isadora Molina Sanches
Colaboradores: -
Nota Fiscal/Termo de Doação Termo de Doação - Reg. CEUA nº 007/2022 - Prof. Dr. Osny Ferreira Junior **Total adquirido:** 50 hemi-mandíbulas suínas
Nº Lote / Data do Abate 005489 / 12/08/2022 (Frigorífico Fribordogue Ltda - CNPJ 64.510.894/0001-42
Nº utilizados / Nº de grupos: 80 dentes - 4 grupos

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 | Bauru-SP | CEP 17012-901 | C.P. 73

www.fob.usp.br

14. 3235-8356

ceua@fob.usp.br

fobuspoficial

@fobuspbauru

fobuspoficial

@fobuspoficial