

**UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

NEUROPRAXIA DE NERVO ALVEOLAR INFERIOR – ESTUDO *EX VIVO* DE ALTERAÇÕES TÉRMICAS DURANTE A FRESAGEM ÓSSEA

DISSERTAÇÃO

VERÔNICA DE MELLO SOARES FRAUCHES

2023

UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

NEUROPRAXIA DE NERVO ALVEOLAR INFERIOR – ESTUDO *EX VIVO* DE ALTERAÇÕES TÉRMICAS DURANTE A FRESAGEM ÓSSEA

VERÔNICA DE MELLO SOARES FRAUCHES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia (Área de Concentração: Implantodontia).

Orientador:
Prof. Dr. Fabiano Luiz Heggendorn

Co-orientador:
Prof. Dr. Flávio Rodrigues Ferreira Alves

**CATALOGAÇÃO NA FONTE UNIGRANRIO – NÚCLEO DE COORDENAÇÃO DE
BIBLIOTECAS**

F845n Frauches, Verônica de Mello Soares.

Neuropraxia de nervo alveolar inferior: estudo ex vivo de alterações térmicas durante a fresagem óssea / Verônica de Mello Soares Frauches. – Duque de Caxias, Rio de Janeiro. 2023.
85 f. il.

Orientador: Fabiano Luiz Heggendorn.

Coorientador: Flávio Rodrigues Ferreira Alves.

Dissertação (mestrado) – UNIGRANRIO, Escola de Ciência da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Rio de Janeiro, 2023.

1. Osteotomia. 2. Injúrias do nervo mandibular. 3. Lesões de nervo mentoniano. I. Heggendorn, Fabiano Luiz. II. Alves, Flávio Rodrigues Ferreira. III. Título. IV. UNIGRANRIO.

CDD: 617.6

NEUROPRAXIA DE NERVO ALVEOLAR INFERIOR – ESTUDO *EX VIVO* DE ALTERAÇÕES TÉRMICAS DURANTE A FRESAGEM ÓSSEA

VERÔNICA DE MELLO SOARES FRAUCHES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia (Área de Concentração: Implantodontia).

Aprovada em 29 de maio de 2023

Banca examinadora



Professor Dr. Fabiano Luiz Heggendorn
Universidade do Grande Rio - UNIGRANRIO
Programa de Pós-Graduação em Odontologia



Prof. Dr. Alexandre Marques Paes da Silva
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Prof. Dr. Víctor Talarico Leal Vieira
Universidade do Grande Rio - UNIGRANRIO
Programa de Pós-Graduação em Odontologia

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação primeiramente a Deus, por me permitir chegar até aqui. Ao meu marido Guilherme por estar ao meu lado e, a minha filha Mariana, que mesmo em minhas ausências, torceram tanto por essa conquista.

Obrigada por tanto!

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, à minha família, marido e filha por serem minha força, minha inspiração de cada dia.

Aos professores que tanto contribuíram para minha formação e pela riqueza de conhecimento durante o curso. Foi fantástico fazer parte dessa equipe maravilhosa. Pelo Professor Fabiano, muito mais que um orientador, um grande mestre, com toda sua dedicação, me guiou a todo momento.

Todos vocês merecem aplausos, por participarem comigo dessa grande conquista!

ÍNDICE

	RESUMO	VII
	ABSTRACT	IX
	LISTA DE FIGURAS	XI
	LISTA D ETABELAS	XIII
	LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS	XIV
1	INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA.....	01
2	JUSTIFICATIVA.....	13
3	OBJETIVOS.....	15
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	16
5	RESULTADOS.....	28
6	DISCUSSÃO.....	47
7	CONCLUSÕES.....	57
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	58
9	ANEXOS.....	66
10	APÊNDICE.....	69

RESUMO

Objetivo: O objetivo desse estudo foi mapear a termogênese produzida durante a osteotomia com brocas helicoidais entre o leito ósseo osteotomizado e as estruturas anatômicas, canal mandibular e forame mentoniano, em modelos animais *ex vivo* suínos. **Materiais e Métodos:** Através da instalação de quatro sensores termoelétricos (T1, T2, T3 e T4), conectados a uma unidade termopar foram mensuradas as variações térmicas geradas durante a osteotomia em duas etapas, com brocas de 2,3mm e 2,6mm a -1 mm, -2 mm e - 3 mm do grupo CM (Canal Mandibular) em 3 pontos de fresagem e do grupo do FM (Forame mentoniano) nas mesmas distâncias, mas em 2 pontos de fresagem, de 10 mandíbulas suínas *in vitro/ex vivo*, divididas em 20 corpos de prova, grupos anteriores (G.FM) e posteriores (G.CM), na preparação de leitos cirúrgicos para a instalação de implantes osseointegrados. **Resultados:** Os ensaios revelaram um aumento significativo na temperatura nas regiões iniciais de fresagem (T3). Na região central (T4), as médias de temperatura foram as menores encontradas em ambos os grupos, exceto a 3 mm (G.3CM), amostras com osteotomias mais distantes do CM. Comparando as 1ª e 2ª fresagens, a média de variação térmica reduziu na 2ª perfuração. A termogênese foi maior nos grupos de fresagem em menores distâncias do CM, -1 mm>-2 mm>-3 mm, confirmando uma variação térmica total $T_g/\Delta T$ maior nos grupos a - 1 mm do CM. Nos grupos G.FM, os sensores T1 dentro do CM, e T2 mais próximo do FM, os resultados diferiram nos sensores T2, por se aproximarem na cortical mais densa (T3), e apresentaram termogênese total $T_g/\Delta T$, maior no FM(T2) comparado com CM(T1). E quanto às distâncias de fresagens a 1mm (G.1FM), 2mm (G.2FM) e 3mm (G.3FM), se assemelham aos resultados dos grupos G.CM, seguindo a ordem G.1FM>G.2FM>G.3FM. **Conclusão:** As variações de temperaturas encontradas

revelaram diferença estatística significativa na 1° e na 2° fresagem do G.CM. Em todas as análises a 2° fresagem apresentou uma menor geração de calor quando comparada com a 1° fresagem. No G.CM a proximidade a 1 mm do CM demonstrou um maior aquecimento quando comparado a 2 e 3 mm, assim como no G.FM. Na Termogênese do total do CM indicou um maior aquecimento a – 1 mm enquanto no G.FM, a termogênese total demonstrou um aquecimento maior no ponto do forame mentoniano (T2) quando comparado ao canal mandibular a – 1 mm (T1). A densidade óssea foi diretamente proporcional ao aquecimento promovido nas estruturas ósseas.

Palavras-chave: Osteotomia; Injúrias do nervo mandibular; Lesões de nervo mentoniano.

ABSTRACT

Purpose: The purpose of this study was to map the thermogenesis produced during osteotomy with helical burs between the osteotomized bone bed and the anatomical structures, mandibular canal and mental foramen, in porcine ex vivo animal models.

Materials and Methods: By installing four thermoelectric sensors (T1, T2, T3 and T4), connected to a thermocouple unit, the thermal variations generated during two-step osteotomy with 2.3 mm and 2.6 mm burs at -1 mm were measured, -2 mm and -3 mm of the CM (Mandibular canal) group at 3 milling points and the FM (Mentonian foramen) group at the same distances but at 2 milling points, of 10 porcine mandibles in vitro/ex vivo, divided into 20 specimens, anterior (G. FM) and posterior (G.CM), in the preparation of surgical beds for osseointegrated implant installation. **Results:** The tests revealed a significant increase in temperature in the initial milling regions (T3). In the central region (T4), the mean temperatures were the lowest found in both groups, except at 3 mm (G.3CM), samples with osteotomies farthest from the CM. Comparing the 1st and 2nd milling, the mean thermal variation decreased in the 2nd drilling. Thermogenesis was higher in the milling groups at shorter distances from the CM, -1 mm > -2 mm > -3 mm, confirming a higher total thermal variation $Tg/\%CE\%94T$ in the groups at -1 mm from the CM. In the G.FM groups, the T1 sensors within the CM, and T2 closer to the FM, the results differed in the T2 sensors by getting closer in the denser cortical (T3), and showed total thermogenesis $Tg/\%CE\%94T$, greater in FM(T2) compared to CM(T1). And as for the milling distances at 1mm (G.1FM), 2mm (G.2FM) and 3mm (G.3FM), they resembled the results of the G.CM groups, following the order G.1FM > G.2FM > G.3FM. **Conclusion:** The temperature variations found revealed a statistically significant difference in the 1st and 2nd milling of the G.CM. In all analyses the 2nd milling showed less heat generation when compared to the 1st

milling. In the G.CM the proximity to 1 mm of the CM demonstrated greater heating when compared to 2 and 3 mm, as well as in the G.FM. Total thermogenesis of the CM indicated greater heating at - 1 mm while in the G.FM, total thermogenesis demonstrated greater heating at the point of the mental foramen (T2) when compared to the mandibular canal at - 1 mm (T1). The bone density was directly proportional to the heating promoted in the bone structures.

Keywords: Osteotomy; Mandibular nerve injuries; Mentonian nerve injuries.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Preparo dos corpos de prova <i>ex vivo</i>	17
Figura 2.	Escaneamento inicial das mandíbulas.....	18
Figura 3.	Guia cirúrgica em impressora 3D para inserção dos sensores termopares na face vestibular das mandíbulas suínas.....	19
Figura 4.	Micromotor e disco de lixa em mandril, utilizado nos corpos de prova.....	20
Figura 5.	Preparo dos CPs em sessão mandibular e sessão mentoniana do hemiarco e preenchimento dos alvéolos com espuma expansível.....	20
Figura 6.	Guia milimetrada confeccionada em fio e bilhas soldadas, utilizada nas radiografias digitais, e condução da ponta dos termopares nos canais, durante o ensaio.....	22
Figura 7.	Radiografia digital dos CPs com a guia milimetrada introduzida no canal mandibular. Confirmando o local exato de eleição da fresagem e localizando a distância de inserção dos sensores Termopares.....	22
Figura 8.	Ensaio de fresagem e avaliação térmica.....	23
Figura 9.	Sistema de avaliação térmica.....	25
Figura 10.	Imagem tomográfica, corte panorâmico.....	28
Figura 11.	Tomografia das mandíbulas suínas.....	29
Figura 12.	Tomografia de duas hemiarcadas.....	31
Figura 13.	Densidade de Hounsfield da espuma expansível.....	32
Figura 14.	Etapa de análise do percurso interno do sensor termopar.....	33

Figura 15.	Análise da região posterior da mandíbula.....	35
Figura 16.	Análise CPs CM em relação aos diferentes pontos de leitura térmica da região posterior da mandíbula.....	37
Figura 17.	Análise da região de forame mentoniano.....	39
Figura 18.	Análise CPs FM em relação aos diferentes pontos de leitura térmica da região da mandíbula.....	41
Figura 19.	Análise das distância de aquecimento do canal mandibular do hemiarco mandibular.....	43
Figura 20.	Distância tomográfica entre a região apical de fresagem e o CM.....	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Distribuição dos grupos do mapeamento térmico do canal mandibular.....	25
Tabela 2.	Distribuição dos grupos do mapeamento térmico do forame mentoniano.....	26
Tabela 3.	Análise quanto à altura do rebordo alveolar. Distribuição dos segmentos mandibulares e medidas de altura e de trabalho para a fresagem.....	30

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

CM	Canal Mandibular
CNPJ	Cadastro Nacional de Pessoa Jurídica
CPs	Corpos de Prova
EMG	Eletromiografia
EnoG	Eletroneurografia
FM	Forame mentoniano
G.1CM	Grupo 1 (canal mandibular)
G.1FM	Grupo 1(forame mentoniano)
G.2CM	Grupo 2 (canal mandibular)
G.2FM	Grupo 2 (forame mentoniano)
G.3CM	Grupo 3 (canal mandibular)
G.3FM	Grupo 3(forame mentoniano)
HU	Unidade de Hounsfield
IASP	Associação Internacional para o Estudo da Dor
Kg	Quilograma
min	Minuto
mm	Milimetro
MST	Teste de Estimulação Máxima
N	Newton
NAI	Nervo Alveolar Inferior
NET	Teste de Excitabilidade Nervosa
°C	Graus Celsius
RPM	Rotação por Minuto

PPGO	Programa de Pós-Graduação de Odontologia
STCV-1	Sensor Termopar Cortical Vestibular-1
STCV-2	Sensor Termopar Cortical Vestibular-2
$T_g/\Delta T$	Termogênese Total
V1	Oftálmico
V2	Maxilar
V3	Mandibular
W/mK	Watts por metro por Kelvin
ΔT	Variação Térmica

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

1.1 Neuropraxia

A neuropraxia é uma lesão decorrente da contusão nervosa com bloqueio fisiológico transitório. É caracterizada quando ocorre alteração da bainha de mielina, sem perda da continuidade do nervo, não ocorrendo a degeneração deste, onde seu mecanismo de lesão pode ocorrer por contusão ou compressão. A neuropraxia pode apresentar-se como perda sensitiva, sensações anormais ou dor. Alguns dos sintomas podem se desenvolver tardiamente após a lesão, e outros podem se recuperar em algumas horas (SIQUEIRA *et al.*, 2011).

Segundo ALALI *et al.* (2021), as neuropatias orofaciais podem ocorrer de 5 a 12% após procedimentos cirúrgicos orais e maxilofaciais. Nos pós-operatórios de cirurgias ortognáticas esta incidência é de 83% dos casos, enquanto na extração de terceiros molares incide em 1,5%. Outras causas como trauma, tumores locais, cirurgia paraendodôntica e pré-protética também são relatadas como indutoras de danos ao nervo alveolar inferior.

A característica da dor neuropática é diferente da dor inflamatória pós-operatória, ou seja, não seguem os padrões de dor típica. A dor neuropática em qualidade lembra agulhadas, pontadas, ardência e queimação (FINNERUP *et al.*, 2021).

Os traumas podem ser diretos ou indiretos nos nervos. Quando ocorre lesão direta do implante sobre o canal mandibular e logo após o procedimento, a remoção do implante e novos procedimentos cirúrgicos e invasivos não são indicados, sob o risco de lesionar ainda mais estas fibras. Existe também uma redução do comprometimento neurosensorial após cirurgia oral com dispositivos piezoelétricos

em comparação aos instrumentos convencionais. Diminuindo de forma considerável os riscos de parestesias e lesões nervosas (ZANDI *et al.* 2021).

A lesão do nervo alveolar inferior (NAI) manifesta-se de forma diferente entre os pacientes afetados, incluindo alteração na sensibilidade do lábio inferior, região de mento, gengiva vestibular mandibular e dentes. Essas sensações alteradas incluem parestesia, anestesia, disestesia, hiperalgesia, alodinia, hipoestesia ou hiperestesia, como classificado pela Associação Internacional para o Estudo da Dor (IASP) (ALALI *et al.*, 2021).

Os autores relatam sensações que podem ser temporárias ou permanentes, dependendo do procedimento realizado e seus riscos pertinentes. No entanto, foi demonstrado que cerca de 90% dos danos do NAI são transitórios e regredem dentro de oito semanas, mas deve ser considerado permanente se o dano persistir por mais de seis meses (ALALI *et al.*, 2021).

KASAPOGLU *et al.* (2022) relataram uma parestesia transitória após extravasamento de material endodôntico dentro do canal mandibular, durante uma cirurgia pararendodôntica. Reforçando mais um fator causal de parestesia de NAI. A característica reabsorvível do biomaterial possibilitou após 6 meses a remissão da parestesia.

1.2 Fisiopatologia da lesão neural

A neuropraxia é resultado de uma compressão do fluxo de axoplasma ao axônio distal, promovendo uma anóxia local por compressão dos vasos sanguíneos. Logo em seguida ao fenômeno traumático, ocorre um adelgaçamento da fibra nervosa com desmielinização focal, diminuição axoplasmática intensa e localizada. A condução nervosa está preservada acima e abaixo do local da lesão, não ocorrendo

degeneração Walleriana, decomposição química da bainha de mielina em material lipídico e fragmentação das neurofibrilas. Uma vez removido o processo compressivo, ocorre remielinização, reaparecendo a condução em dias ou semanas, com função nervosa condutiva normal. Neste tipo de lesão, o teste de excitabilidade nervosa (NET), o teste de estimulação máxima (MST) e a eletroneurografia (EnoG) estão normais, e a eletromiografia (EMG) falha ao mostrar potências de ação voluntários, já que estes não ultrapassam o bloqueio (GYUTON & HALL, 2006).

Na neuropraxia as lesões traumáticas do nervo são mais leves, a alteração patológica presente é uma desmielinização das fibras nervosas. Este fenômeno leva à perda da condutividade, mas sem qualquer degeneração dos axônios. Clinicamente, pode haver paralisia motora completa na região do nervo atingido com perda de sensibilidade ou não. A condução de estímulos elétricos dos músculos paralisados é praticamente normal, há uma resposta a estes estímulos tanto para o de longa como para o de curta duração, corrente. A recuperação é espontânea num espaço de dias ou semanas, não apresentando consequência anatômica na inervação (GYUTON & HALL, 2006).

1.3 Lesão do nervo alveolar

O NAI é o terceiro ramo do nervo trigêmeo, de grande importância no tratamento dentário, devido a sua proximidade com a região apical das raízes dentárias. O nervo trigêmeo é o quinto e maior nervo craniano. Consiste em três ramos principais: oftálmico (V1), maxilar (V2) e mandibular (V3). O ramo mandibular é o maior e inerva os lábios, mento, dentes, tecidos moles circundantes, mandíbula e ouvido externo. Ao contrário das fibras sensoriais, as fibras motoras do nervo mandibular geralmente não são danificadas durante a cirurgia de colocação do implante porque

elas se separam do nervo V3 antes de deixar o forame oval (KUMAR *et al.*, 2020). Ramificando-se do nervo trigêmeo, o NAI entra no canal mandibular e segue até os molares inferiores. Saindo no forame mentoniano da mandíbula, controla a sensação dos dentes inferiores, lábios, queixo e bochecha (GREEG & GIGLIO, 2018).

SEDDON (1943) classificou as lesões nervosas com base na gravidade da lesão como neuropraxia, axonotmese e neurotmeese. A neuropraxia é a classificação mais branda de lesão nervosa periférica, caracterizada por uma perda da função sensorial devido ao bloqueio da condução nervosa, geralmente com duração média de 6 a 8 semanas com posterior recuperação total.

A lesão do NAI é a complicação cirúrgica mais prevalente na cirurgia oral e maxilo-facial. A mais relevante, a parestesia, pode ocorrer após vários procedimentos odontológicos como injeções anestésicas simples, procedimentos cirúrgicos, e tratamento endodôntico, podendo manifestar-se como sensação nos lábios, epiderme extraoral da mucosa jugal e mento, língua, mucosa jugal e dentes (AHMAD *et al.*, 2018). A colocação de implantes, assim como a cirurgia ortognática, também podem acarretar na lesão do NAI, tanto por laceração, compressão, corte, neurotoxicidade, aquecimento ou esmagamento (GHASEM *et al.*, 2022).

A fresagem óssea em implantodontia é um evento que demanda muito cuidado no que diz respeito ao controle da elevação da temperatura. CHAVITI & JUODZBALYS (2014) relataram as alterações térmicas induzidas durante as osteotomias, realizadas na preparação do local para implantes, em blocos ósseos *in vitro* utilizando termopares.

A perfuração do leito ósseo envolve o controle delicado de instrumentos com numerosas estruturas adjacentes ao osso, incluindo tecidos moles, nervos, músculos da pele, estruturas vasculares e o próprio osso cortical. O cirurgião deve ser capaz de interromper rapidamente qualquer avanço da broca para evitar qualquer uma dessas

lesões. A localização anatômica e doenças sistêmicas devem ser avaliadas criteriosamente. Algumas condições alteram a densidade óssea intraoral, como osteoporose, tumores primário e secundário, hiperparatireoidismo, que podem modificar as propriedades mecânicas do osso, interferindo nos procedimentos cirúrgicos (MEDIOUNI *et al.*, 2017).

CHEN *et al.* (2018) relataram que a densidade mineral óssea e a espessura do osso cortical são fatores importantes na elevação de térmica local. A maior temperatura óssea e a região de necrose máxima foram encontradas próximo à junção dos ossos corticais e esponjosos. Aumentar a velocidade de perfuração ou a força de alimentação podem causar a elevação da temperatura óssea e a faixa de risco de necrose térmica.

1.4 Aquecimento de fresagem e osseointegração

Durante o momento da fresagem na instalação dos implantes dentários alguns critérios devem observados para que aconteça a osseointegração. O aquecimento da broca, força excessiva e frequência aplicada, falta de irrigação e baixa qualidade óssea, podem alterar esse resultado (SANTOS *et al.*, 2010).

A alta fricção durante a perfuração, rosqueamento e inserção do dispositivo de fixação pode levar a lesões no tecido ósseo induzidas pelo calor. Conseqüentemente, o superaquecimento poderia induzir a necrose do tecido ósseo, inibir a microcirculação e ativar os macrófagos da medula óssea, comprometendo a capacidade regenerativa do osso. Além disso, essas lesões teciduais induzidas pelo calor colocam em risco a cicatrização primária e a osseointegração (BENCA *et al.*, 2021).

A fresagem óssea em implantodontia é um evento que demanda muito cuidado no que diz respeito ao controle da elevação da temperatura. Deve ser seguido o protocolo cirúrgico básico de fresagem óssea com irrigação para prevenir o aquecimento ósseo maior que 47 °C. O superaquecimento poderá causar necrose óssea irreversível e, conseqüentemente, o encapsulamento do implante por tecido fibroso (ERIKSSON & ALBREKTSSON, 1982). Se este limite térmico ultrapassar 1 mm pode ocorrer a necrose óssea, e atingindo 50°C por 1 min ocorre uma alteração na regeneração osteoblástica (BENCA *et al.*, 2021).

Através da instalação de termopares, podem ser mensuradas as temperaturas máximas atingidas no osso medular e no osso cortical durante osteotomias para instalação de implantes osseointegrados (SANTOS *et al.*, 2010).

A estabilidade mecânica inicial dos implantes dentais é uma das condições indispensáveis para se alcançar a osseointegração, porém, fatores biológicos devem ser observados e respeitados durante a preparação do local do implante (YOSHIDA *et al.*, 2009). Neste contexto, a estabilidade biológica tem interferência direta no nesse processo e pode ser comprometida se houver um aquecimento ósseo durante a fresagem que promova a desnaturação da fosfatase alcalina, resultando em necrose óssea (ALBREKTSSON *et al.*, 1982).

Segundo TRISIE *et al.* (2014), o limite de temperatura que o tecido ósseo pode alcançar está entre 44 °C e 47 °C por um minuto. Vários fatores influenciam no aumento da temperatura durante o preparo do leito cirúrgico para a colocação do implante, tais como, a carga utilizada pelo operador, a velocidade rotacional, o desenho e o diâmetro da broca, o desgaste das brocas devido a inúmeras utilizações, movimentos constantes ou intermitentes utilizados durante a osteotomia, o tecido ósseo mais ou menos corticalizado e o tempo gasto para a perfuração.

CHACON *et al.* (2006) citaram que para amenizar esses fatores, técnicas de irrigação são utilizadas para controle do calor gerado durante as perfurações, como a técnica de irrigação externa, onde o irrigante, água ou soro fisiológico, é dispensado na cortical óssea durante a osteotomia promovendo a refrigeração externamente ao osso e à fresa. Outra técnica pesquisada e utilizada desde a década de 80, para minimizar o aumento da temperatura durante as perfurações ósseas, é a de irrigação interna, onde o material irrigante percorre o interior da broca através de um orifício (NERO *et al.*, 2012).

Alguns métodos são conhecidos e utilizados para medir a temperatura óssea durante a osteotomia, tais como, a termografia infravermelha, que é um método indireto capaz de mensurar a temperatura da superfície de um corpo através de uma escala de cores, ou através de termopares instalados diretamente próximos ao local da perfuração. Através da instalação de termopares, podem ser mensuradas as temperaturas máximas atingidas no osso medular e no osso cortical durante a osteotomia para instalação de implantes osseointegrados (SANTOS *et al.*, 2010).

1.5 Aquecimento de fresagem na lesão nervosa

Existem poucos estudos que comprovam a capacidade do aquecimento das brocas durante a perfuração, na instalação de implantes, causando alguma lesão ao nervo alveolar inferior.

GREGORY *et al.* (2001) ao estudarem a cirurgia otológica de perfuração de mastóide, relataram uma possível lesão ao nervo facial durante os procedimentos cirúrgicos, mas nenhum estudo demonstrou lesão térmica real do nervo. No entanto, abordou a magnitude da mudança térmica que o corte e as brocas diamantadas produzem durante a perfuração do mastóide. Os dados deste estudo indicaram que a

termogênese varia de acordo com o design da broca, tamanho, pressão e velocidade de rotação e relatando a necessidade de irrigação contínua para evitar lesão térmica ao osso e tecido nervoso.

SENER *et al.* (2008) relataram que o calor danifica o tecido nervoso pela coagulação de proteínas e/ou inativação de sistemas enzimáticos. Em mamíferos, a função do nervo demonstrou ser permanente e prejudicada por temperaturas de 41 °C a 45 °C, ocasionando colapso em temperaturas acima de 45 °C. O trauma térmico durante a preparação do local de implantação é um fator importante, que influencia a sobrevida dos implantes e a osseointegração, podendo ocorrer uma necrose óssea em temperatura excedente à 47 °C durante 1 min (ERIKSSON & ALBERKSSON, 1983).

A alteração térmica do osso a uma distância de 1 a 2 mm da superfície de perfuração mostrou ser maior com brocas diamantadas do que com brocas de corte. As temperaturas produzidas são altas o suficiente para induzir danos irreversíveis ao tecido nervoso se nenhuma irrigação for usada (ERIKSSON & ALBERKSSON, 1983). Portanto, a lesão óssea térmica deve ser minimizada durante qualquer procedimento. As mudanças de temperatura durante a perfuração são de grande interesse para os implantodontistas e foram examinados em vários estudos *in vivo* e *in vitro* (BENINGTON *et al.*, 2002). Entretanto, a maioria desses estudos se concentrou em ossos longos, diferenciando-se do tipo ósseo envolvido na prática na clínica odontológica (ERIKSSON *et al.*, 1984).

1.6 Aquecimento de fresagem e densidade óssea

Durante a fresagem óssea, a geração de calor friccional pode contribuir para a osteonecrose térmica, quando o osso mantém uma temperatura de 47° Celsius (C)

por um período superior a 60 segundos ou 50°C por 30 segundos. A temperatura limite para essa necrose óssea imediata devido ao calor aplicado é de 70 °C. O osso cortical atingirá temperaturas acima de 100°C no ambiente cirúrgico se nenhuma medida de refrigeração for aplicada. Assim, o resultado é a reabsorção óssea ao redor do parafuso com a formação de tecido fibroso na interface óssea e subsequente perda precoce do implante (WOODS *et al.*, 2022).

Muitos fatores estão envolvidos nas mudanças térmicas durante a fresagem óssea: velocidade de rotação, carga ou pressão, técnica de perfuração, profundidade de perfuração, irrigação, material, desenho e desgaste das brocas e características do osso (MIRA *et al.*, 2020).

Perfuração a baixa velocidade sem irrigação parece ser comparável à perfuração com rotação maior e irrigação, na preparação de osteotomias de implantes dentários. Porém em algumas situações, a perfuração de baixa velocidade sem irrigação pode oferecer vantagens (MORASCHINI *et al.*, 2015).

Segundo MOHLHENRICH *et al.* (2016), o método de irrigação é entre os parâmetros mais investigados para controlar o calor gerado durante a preparação da perfuração óssea. O resfriamento pode ser interno, externo ou uma combinação dos dois. Em geral, o maior aumento de temperatura média acontece durante a fresagem sem qualquer refrigeração.

Nos últimos anos, sistemas avançados de resfriamento a água têm sido bastante eficazes na redução do armazenamento de calor durante a perfuração do implante (KNIHRA *et al.* 2020).

A estrutura óssea pode ser correlacionada ao aumento da temperatura. O osso medular, devido à sua maior vascularização, tem melhor capacidade de dissipar o calor, enquanto temperaturas mais altas são alcançadas durante a perfuração em corticais densas devido à maior resistência ao corte e capacidade reduzida para

dissipação de calor (GEHRKE *et al.*, 2020). O osso cortical normalmente tem um alto valor de densidade, da ordem de 100%, porque a maior parte da região de interesse é ocupada por matriz mineralizada. Por incluir cavidades medulares, o osso trabecular normalmente tem nessa relação, valor mais baixo, da ordem de 50-70% nos maxilares. Esta heterogeneidade estrutural afeta tanto a geração quanto a dissipação de calor durante a perfuração, trazendo diferentes resultados no aquecimento durante a fresagem (AGHVAMI *et al.*, 2018).

Analisando os tipos de osso, tipo I e tipo IV, e as relações com aquecimento durante a fresagem, SALOMÓ-COLL *et al.* (2021) demonstraram que a temperatura média máxima atingida foi praticamente idêntica em ambos os tipos ósseos, $23,73 \pm 2,28$ °C no osso cortical e $23,74 \pm 2,03$ °C no osso esponjoso. Da mesma forma, CHEN *et al.* (2018), encontraram resultados semelhantes, onde a temperatura óssea aumentou com a densidade mineral óssea e a espessura do osso cortical. A maior temperatura óssea e a região de necrose máxima foram encontradas próximo à junção dos ossos corticais e esponjosos.

YAO & CHEN (2022), em recente artigo, relataram a importância de reduzir o impacto do calor produzido durante a perfuração, concluindo que perfurar em velocidades mais altas produz menos calor quando comparado a velocidades mais baixas.

1.7 Relação de aquecimento ósseo e brocas de fresagem

Na perfuração óssea, a maior parte da energia mecânica é convertida em energia térmica. O calor é acumulado no furo de perfuração devido à baixa condutividade térmica do osso (AKHBAR *et al.*, 2021).

Esse coeficiente de condutividade térmica do osso humano está entre 0,38 e 2,3 W/mK. Devido a esse baixo valor, o calor permanece no local da perfuração durante a perfuração do osso e leva ao aumento da temperatura e a mudanças na natureza da fosfatase alcalina no tecido ósseo. Isso fornece condições para necrose térmica, morte de células ósseas, diminuição da resistência mecânica do local da perfuração, possíveis danos aos nervos e vasos periféricos no local da perfuração e complicações pós-operatórias (GHOLAMPOUR *et al.*, 2019).

Durante a fresagem, a estrutura óssea é rompida e exposta a altas temperaturas. Limites de calor extremo inibem o fluxo sanguíneo para as células ósseas e limitam a formação do coágulo. Assim, o processo de neoformação óssea é substituído por uma osteonecrose térmica, expondo o osso a infecção, absorção, perda do implante e injúrias aos tecidos moles circundantes (AUGUSTIN *et al.*, 2012). Compreender as complicações devido aos problemas mecânicos ou efeitos térmicos, tem sido o objetivo de diversos estudos sobre perfurações ósseas, desde o final dos anos 1950. Força de fresagem, temperatura, a influência da estrutura das brocas, geometria da aresta das ferramentas de corte e parâmetros de corte são os principais critérios observados nos dias atuais (CHANG *et al.*, 2019).

Vários modelos mecânicos para previsão da temperatura foram estabelecidos a fim de fornecer informações adicionais como geometria da broca, tipos de arestas e força de perfuração. Tiveram influência significativa ao comparar com velocidade e taxa de avanço durante a fresagem, critérios também observados na alteração de temperatura (AKHBAR *et al.*, 2021).

O desgaste das brocas utilizadas na osteotomia deve ser avaliado e observado durante a perfuração, fato esse que determina a troca das brocas a cada 20 perfurações, visto que o processo de esterilização, bem como o número de osteotomias realizadas, desempenham um papel importante no desgaste da aresta

de corte e no desempenho das fresas (ALEVIZAKOS *et al.*, 2021). SOLDATOS *et al.* (2022), em estudo com tíbias humanas, utilizaram novas brocas helicoidais no início do experimento e foram descartadas após 20 osteotomias. A relação de maior geração de calor e o desgaste da broca foi encontrada com no mínimo 25 perfurações. Em contrapartida, OLIVEIRA *et al.* (2022), relatam que as brocas podem ser utilizadas até 50 vezes sem produzir temperaturas prejudiciais ao tecido ósseo ou sinais severos de desgaste e deformação.

2. JUSTIFICATIVA

A fresagem óssea ou osteotomia realizada durante a instalação de implantes osseointegrados demanda cuidado no controle da elevação da temperatura. Esta elevação de temperatura transoperatória pode levar a uma lesão no nervo alveolar inferior por dano térmico, mesmo sem contato direto ou visível, como as parestesias (MENORCA *et al.*, 2013).

O conhecimento fisiológico, já existente, possibilita sugerir que a proximidade da instrumentação no nervo alveolar inferior pode levar a danos temporários, reversíveis, ou permanentes, irreversíveis. Entretanto a literatura sobre o tema, da temperatura no canal mandibular ou do nervo alveolar inferior durante a osteotomia para instalação de implantes osseointegrados, é escassa não existindo referências sólidas sobre tais correlações (BERNABEU-MIRA *et al.*, 2021).

A fim de evitar a lesão do NAI após a colocação do implante, vários autores sugeriram que, se mantida, uma zona de segurança de 2 mm, os resultados são satisfatórios (VASQUEZ *et al.*, 2008). FROUM *et al.* (2021), porém, avaliaram a instalação de implantes mais próximos do NAI sem resultar em complicações neurológicas pós-operatórias e sugeriram um novo conceito de distância de segurança. As medidas foram obtidas por meio de cortes transversais usando o *software* Simplant. Em pacientes sem distúrbios neurológicos, uma distância média de +0,75 mm foi observada da porção mais próxima do implante ao feixe nervoso. Nos casos em que não foi observada transecção direta e/ou compressão do nervo, os pacientes não apresentaram distúrbios neurossensoriais.

Mesmo com as recentes informações, é de grande importância respeitar a medida de segurança em relação a posição do canal mandibular, já relatada em vários artigos como ideal, desde os estudos mais antigos (BARTILING *et al.*, 1999).

Em adição, o modelo suíno representa um grande modelo experimental, útil para a pesquisa biomédica por possuir muita semelhança anatômica e fisiológica com o corpo humano. A densidade óssea do osso alveolar do modelo suíno é relatada como muito semelhante à densidade óssea humana o que pode auxiliar na determinação da correlação entre a termogênese, o aquecimento do nervo alveolar inferior e a densidade óssea local.

3. OBJETIVOS

O objetivo do presente estudo *in vitro* foi o de mapear a termogênese produzida durante a osteotomia com brocas helicoidais entre o leito ósseo osteotomizado e as estruturas anatômicas, canal mandibular e forame mentoniano, em modelos animais *ex vivo* suínos.

3.1 Objetivos específicos

1. Determinar a distribuição da variação térmica gerada durante a fresagem em mandíbulas de modelos animais *ex vivo* suínos;
2. Determinar a variação térmica e a temperatura máxima alcançadas durante a fresagem em mandíbulas de modelos animais *ex vivo* suínos;
3. Correlacionar a densidade óssea marginal do local osteotomizado, através da densidade de Hounsfield, com os parâmetros térmicos obtidos e com a distância do canal mandibular e do forame mentoniano.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi submetido ao comitê de ética e pesquisa da universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), sob o número 045/2021.

Para este estudo foram utilizadas 10 mandíbulas suínas. As mandíbulas foram fornecidas pelo abatedouro animal Açougue Vinhosa (CNPJ 05. 690718/ 0001-70, Rua Benedito Nicolau 127- Vinhosa- Itaperuna RJ) e os animais não foram sacrificados para este ensaio, sendo estas mandíbulas obtidas de um abatedouro específico da indústria alimentícia, sendo cedidos após a linha de produção de abate da empresa.

O delineamento do estudo foi desenvolvido a fim de minimizar o uso de modelos animais. Visando a obtenção de mandíbulas suínas, não utilizadas no comércio alimentício. Este estudo demonstrou a preocupação em tentar utilizar modelos animais *ex vivo* que seriam descartados por estas indústrias.

As mandíbulas foram congeladas e armazenadas no biorrepositório, localizado no laboratório de biomateriais do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UNIGRANRIO (PPGO), criado com a finalidade de armazenar as mandíbulas obtidas durante o projeto de pesquisa. As mandíbulas foram congeladas até o momento de uso, ficando em temperatura ambiente até alcançar a temperatura ambiente para a realização dos ensaios. Finalizado os ensaios, as mandíbulas foram descartadas em lixo infectante específico, no laboratório de biomateriais do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO).

4.1 Preparo dos corpos de prova

Inicialmente, cada mandíbula foi dividida em hemiarcos seguindo para a remoção dos tecidos moles e dos elementos dentários. Fios ortodônticos foram inseridos no interior do canal mandibular possibilitando demarcar a trajetória até as diferentes saídas foraminais nas mandíbulas suínas, seguindo para posterior análise em tomógrafo *Eaglev-bean Dabi Atlante* (Voxel 0,3; Fov 13/16; Kv 85; Ma 5), realizado na Clínica Odontoekhne (Radiologia Odontológica- Unidade Tijuca) (Figura 1).

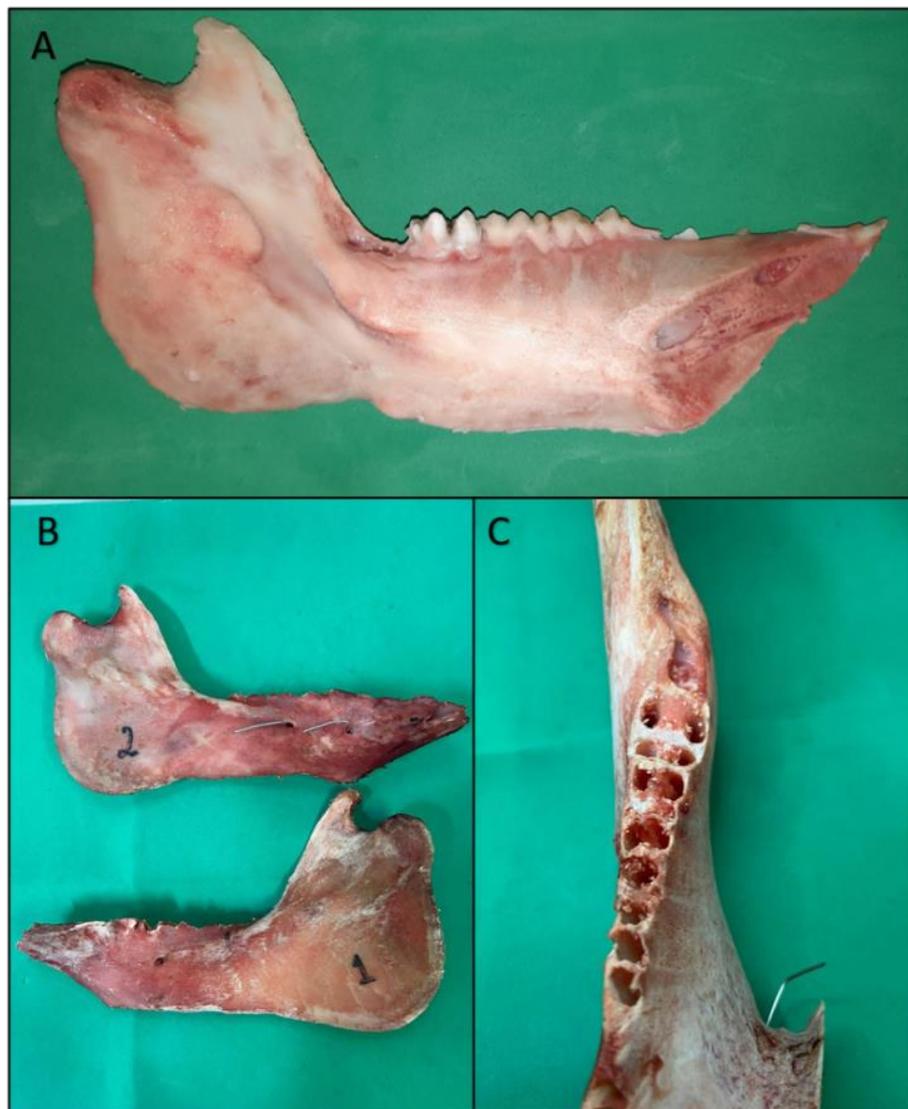


Figura 1. Preparo dos corpos de prova *ex vivo*

Nota: Anatomia do hemiarco da mandíbula suína (A), seguida inserção de fios ortodônticos no canal mandibular (B) e extração dos elementos dentários (C).

Para a aquisição das imagens tomográficas, as mandíbulas foram estabilizadas em tripé fotográfico e em uma estrutura desenvolvida em cera utilidade para não interferir na aquisição das imagens (Figura 2).

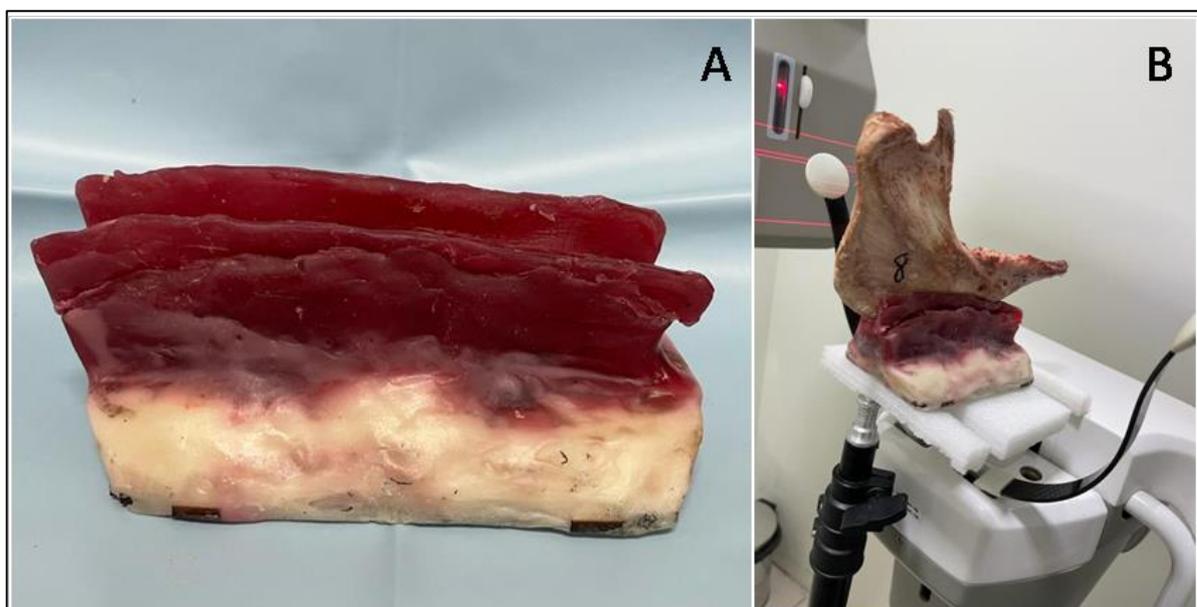


Figura 2. Escaneamento inicial das mandíbulas

Nota: Dispositivo para estabilização das mandíbulas (A) e momento de escaneamento no tomógrafo Eaglev-bean Dabi Atlante (B).

Após a aquisição das imagens tomográficas, cada mandíbula foi reconstruída volumetricamente e analisada no *software Blue Sky Plan 4* (mdi Europa GmbH), para avaliar tridimensionalmente o melhor ponto de eleição para a realização da fresagem óssea.

Em paralelo foi confeccionada uma guia cirúrgica em impressora 3D para inserção dos sensores termopares na face vestibular das mandíbulas suínas. Foram utilizados dois pontos de leitura na guia cirúrgica, sendo o primeiro ponto de leitura do sensor termopar na cortical vestibular (T3) a 5 mm da área de inserção da broca tipo fresa, no cume alveolar da cortical alveolar, e segundo ponto, T4, a 10 mm do mesmo leito de fresagem (Figura 3), ficando estes pontos a 2 mm da face mesial do longo eixo vertical de perfuração.

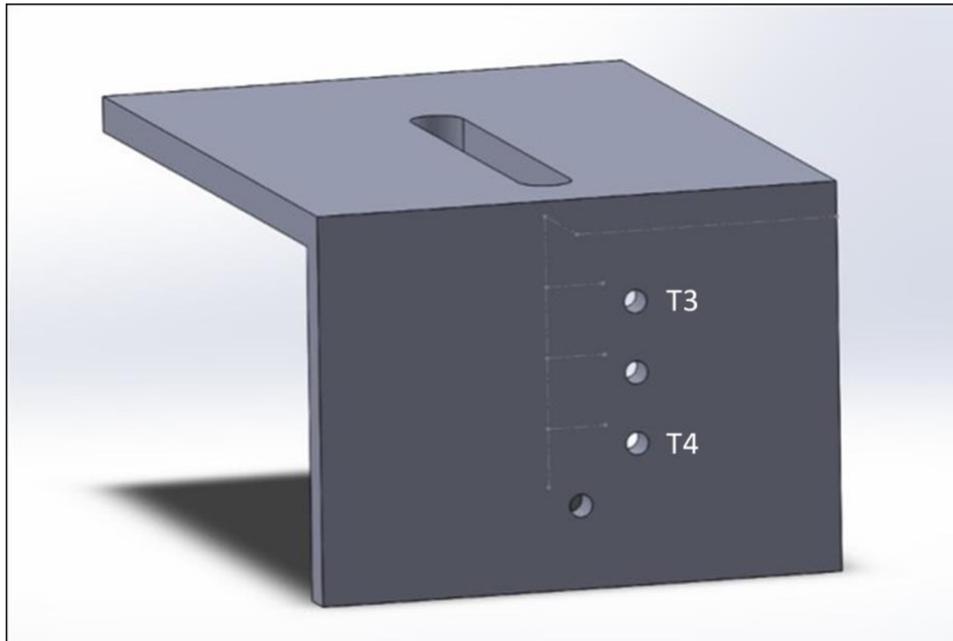


Figura 3. Guia cirúrgica em impressora 3D para inserção dos sensores termopares na face vestibular das mandíbulas suínas

Nota: Primeiro ponto de leitura do sensor termopar na cortical vestibular (T3), a 5 mm da área de fresagem, e segundo ponto de leitura (T4), a 10 mm da área de fresagem

Após a análise tomográfica entre a distância vertical do rebordo alveolar remanescente e o canal mandibular, foi realizado o seccionamento transversal das hemiarcadas mandibulares, com o auxílio de disco de corte de Carborundum acoplado em micromotor cirúrgico, separando-os em: (A) sessão mandibular, na região de molares contendo o canal mandibular (G.CM) e (B) sessão mentoniana, incluindo pré-molares e caninos, contendo as saídas foraminais e o canal mandibular (G.FM) (Figura 4).

Os corpos de prova (CPs) foram preparados seguindo a metodologia:

1– Mínima planificação do rebordo alveolar com o auxílio de disco de corte de carborundum acoplado em micromotor cirúrgico (Figuras 4 e 5);



Figura 4. Micromotor e disco de lixa em mandril, utilizado nos corpos de prova. Foram seccionadas em regiões anteriores e posteriores



Figura 5. Preparo dos CPs em sessão mandibular e sessão mentoniana do hemiarco e preenchimento dos alvéolos com espuma expansível

2 – Preservação dos tecidos moles nas regiões intracanal mandibular e intraforaminal, a fim de manter o isolamento térmico realizado pelos tecidos intraósseos e de preservar a condição de hidratação durante a fresagem;

3- Preenchimento das lacunas ósseas e dos alvéolos, após as extrações dentárias, com material expansivo de poliuretano (Espuma Expansiva Econômica, Fischer Brasil Indústria e Comércio Ltda. Barueri/SP) (composição química da espuma de poliuretano: misturas isométricas de diisocianato de tolueno (TDI) e oligômeros de hidroxila (polióis) garantindo a obliteração dos espaços anteriormente ocupados pelas raízes dentárias e regularizando o rebordo alveolar de cada CP para a etapa de fresagem óssea (Figura 5).

Os CPs foram acondicionados em temperatura ambiente por 48 horas para a secagem da espuma expansível. Decorrido este período os CPs foram congelados até o momento de uso.

4 – Posteriormente, foram eleitas e demarcadas, com a fixação no cume alveolar de ± 2 mm de fio metálico, três regiões para as osteotomias (fresagens) nos CPs G.CM e duas regiões para as osteotomias nos CPs G.FM. Cada região de eleição para a perfuração foi analisada e comparada com as imagens tomográficas prévias, sendo delimitada uma distância mínima de ± 3 mm entre os pontos de eleição para a fresagem. Para os CPs da sessão foraminal, as áreas para fresagem foram as mais próximas possíveis das saídas foraminais, sendo restringida essa proximidade pela localização do canal mandibular.

4.2 Guia metálica milimetrada

A fim de determinar o posicionamento ideal dos sensores Termopar na região intracanal mandibular do G.CM (sensor termopar T1 e T2) e intracanal mandibular (sensor termopar T1) e forame mentoniano (sensor termopar T2) do G.FM, em relação ao local de fresagem, foi confeccionada uma guia metálica milimetrada em fio de aço e bilhas soldadas, com distância de 1 cm entre cada bilha, introduzida no canal mandibular e no forame mentoniano de cada CP, sendo então realizada uma tomada radiográfica em filme digital Oclusal (Heliodent Plus DS Sirona). Além de determinar a medida de inserção intraóssea do sensor Termopar, esta guia foi desenvolvida para auxiliar na inserção intraóssea do sensor Termopar. Esta etapa também auxiliou na confirmação das áreas de eleição para fresagem em relação ao canal mandibular e/ou a saída foraminal (Figuras 6 e 7).

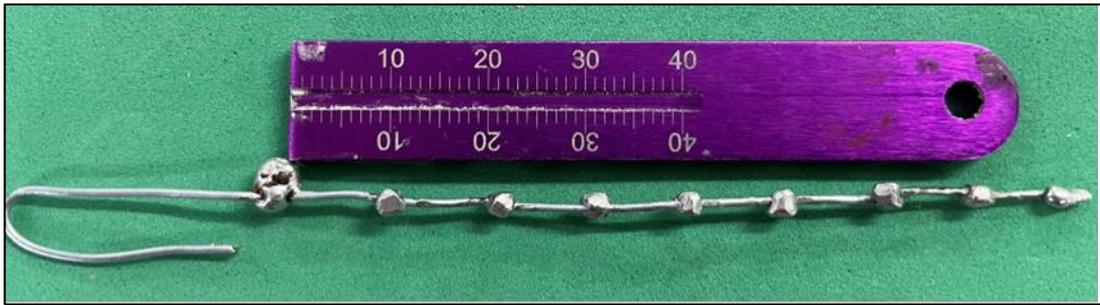


Figura 6. Guia milimetrada confeccionada em fio e bilhas soldadas, utilizada nas radiografias digitais, e condução da ponta dos termopares nos canais, durante o ensaio

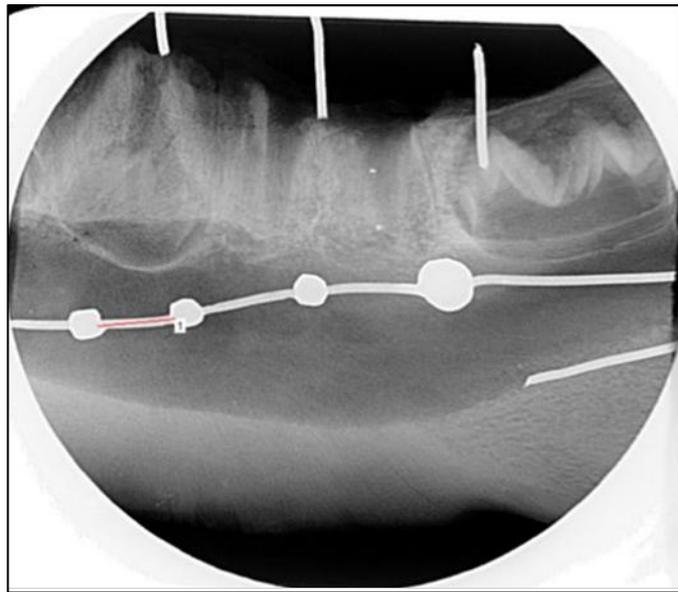


Figura 7. Radiografia digital dos CPs com a guia milimetrada introduzida no canal mandibular. Confirmando o local exato de eleição da fresagem e localizando a distância de inserção dos sensores Termopares

Realizadas as tomadas radiográficas digitais, com as demarcações das áreas de eleição para as fresagens associadas a inserção da guia milimetrada metálica, estas imagens foram analisadas no *software Gnatus HandyDentist 3.05.00*, sendo tomadas as medições para a inserção do termopar e entre as distâncias da área de seleção de fresagem, canal mandibular ou forame mentoniano e guia milimetrada metálica.

4.3 Osteotomia

A profundidade das perfurações foi limitada pela distância do canal mandibular ao cume ósseo alveolar. As perfurações foram realizadas a uma velocidade rotacional de 1.200 RPM a 35 N com carga de 2 kg e seguindo a sequência de fresagem com brocas helicoidais, tipo lança, de 2.3 mm de diâmetro, e sequencialmente broca cilíndrica helicoidal 2,6 mm de diâmetro. A cada conjunto de 20 perfurações, as brocas foram descartadas e trocadas por novas brocas.

Foi utilizado um contra ângulo cirúrgico, marca Gnatus, com redução de 16:1, adaptado e fixado em uma máquina de ensaio universal (EMIC DL 200MF, Emic-Instron, São José dos Pinhais, BR), com carga de 2 kg/força intercalada com picos de retorno de 2 mm e avanço de 4 mm até alcançar a profundidade estipulada em cada CP (Figura 8).

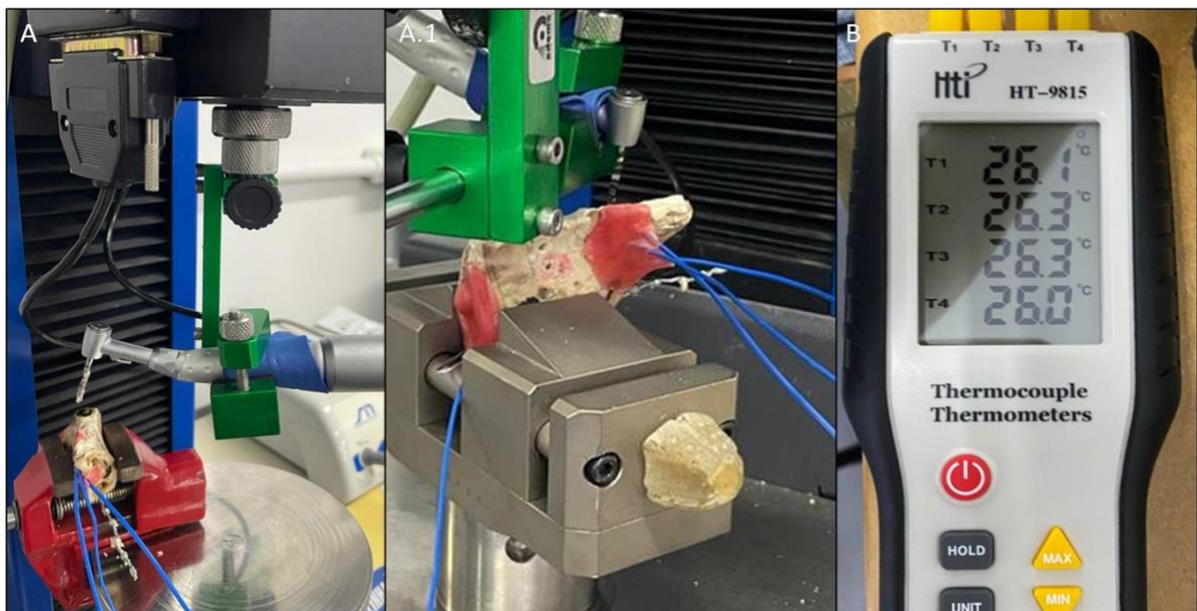


Figura 8. Ensaio de fresagem e avaliação térmica.

Nota: Termopar HT-9815 utilizado nos ensaios (B), e sensores adaptados ao corpo de prova, durante a fresagem no EMIC (A e A.1).

A temperatura foi determinada pela técnica de instalação de pares termoeletricos sensíveis ao calor conectados a uma unidade termopar. Foi utilizado o

aparelho termopar tipo K (HT -9815, Lefavor, Guangdong, CN) com quatro saídas. Dois sensores termopares foram instalados na cortical vestibular, orientados pela guia cirúrgica nos pontos T3 e T4, onde foi realizada uma osteotomia guiada com uma broca tipo fresa helicoidal 1.0x15 (S.I.N. Implant System, São Paulo, Brasil) a ± 1 mm de profundidade nas corticais ósseas, a fim de ancorar a ponta dos sensores termopares na região cortical óssea.

As leituras foram registradas em escala Celsius ($^{\circ}\text{C}$), sendo determinadas quatro áreas de leitura para cada grupo CM e FM.

a) G.CM – Dois sensores posicionados na região intracanal mandibular (T1 e T2), de forma bilateral, um pela entrada mesial e outro pela distal do canal mandibular de cada CP;

b) G.FM – Um sensor posicionado na região intracanal mandibular (T1) e outro a ± 1 mm na região interna do forame mentoniano (T2) e

c) Para os dois grupos (G.CM e G.FM), os sensores termopares T3 e T4 foram guiados pelo furo T3 e T4 da guia cirúrgica, respectivamente.

Antes do início de cada fresagem, foi registrada a temperatura inicial de cada ponto de leitura. Posteriormente, durante o tempo de duração das fresagens, os picos térmicos foram registrados, sendo aguardada, após a finalização da primeira fresagem com a broca tipo lança 2.3 mm ($1^{\circ}\Delta\text{T}$), a estabilização térmica, para seguir para fresagem, no mesmo leito cirúrgico, com a broca helicoidal 2.6 mm ($2^{\circ}\Delta\text{T}$).

Previamente ao ensaio, as saídas mesiais e distais dos canais mandibulares de cada CP foi selada com cera rosa e os pontos de leitura T3 e T4 protegidos externamente com cera rosa, objetivando o selamento térmico e físico dos CPs (Figura 9).

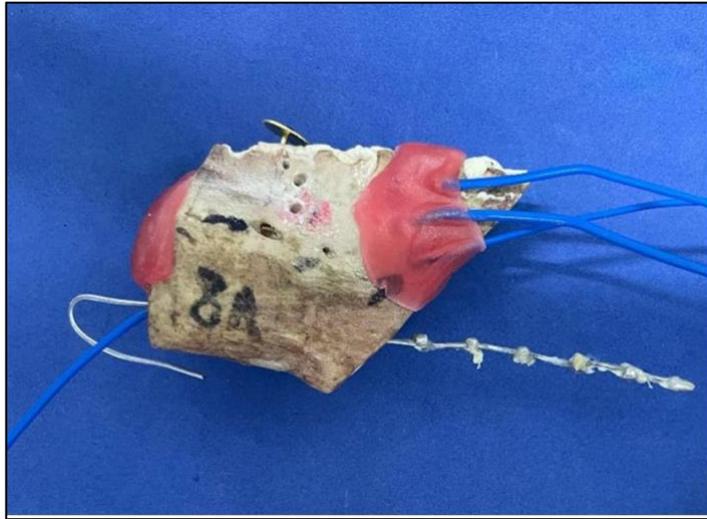


Figura 9. Sistema de avaliação térmica e brocas utilizadas durante a fresagem (Corpo de prova com sensores térmicos instalados previamente às fresagens)

4.4 Mapeamento térmico- Canal Mandibular (CM)

Nesta etapa foram utilizadas as seções posteriores dos CPs (G.CM), correspondente as peças anatômicas detentoras exclusivamente de canais mandibulares.

A partir da associação das análises tomográficas iniciais com os RX digitais, com as guias metálicas milimetradas, foram determinados os seguintes distanciamentos entre a região apical osteotomizada e o canal mandibular em cada grupo (Tabela 1):

G.1CM: Distanciamento de fresagem a 1 mm do canal mandibular;

G.2CM: Distanciamento de fresagem a 2 mm do canal mandibular e

G.3CM: Distanciamento de fresagem a 3 mm do canal mandibular.

Tabela 1. Distribuição dos grupos do mapeamento térmico do canal mandibular

Grupos	Distanciamento de fresagem	Grupo amostral	Nº de Cps utilizados
G.1CM	1 mm do CM	9	3
G.2CM	2 mm do CM	9	3
G.3CM	3 mm do CM	9	3

Os ensaios foram realizados em triplicata com três experimentos independentes para cada condição.

4.5 Mapeamento térmico- Forame Mentoniano (FM)

Nesta condição de análise foram utilizadas as secções anteriores dos hemiarcos mandibulares (G.FM), correspondentes a peça anatômica detentora do forame mentoniano. Os grupos foram analisados nas seguintes condições (Tabela. 2):

G.1FM: Distanciamento de fresagem a 1 mm do forame mentoniano;

G.2FM: Distanciamento de fresagem a 2 mm do forame mentoniano e

G.3FM: Distanciamento de fresagem a 3 mm do forame mentoniano.

Tabela 2. Distribuição dos grupos do mapeamento térmico do forame mentoniano

Grupos	Distanciamento de fresagem	Grupo amostral	Nº de Cps utilizados
G.1FM	1 mm do FM	6	3
G.2FM	2 mm do FM	6	3
G.3FM	3 mm do FM	6	3

Os ensaios foram realizados em duplicatas, devido a necessidade da existência do forame mentoniano em cada peça anatômica, com três experimentos independentes para cada condição.

4.6 Análise tomográfica

Após os ensaios de fresagem, todos os CPs foram analisados no Tomógrafo Dabi Atlanti, analisando a distância final do ponto apical de fresagem com o CM e a densidade Hounsfield do osso circunjacente a região onde foram realizadas as análises térmicas.

A partir da densidade de Hounsfield foi possível determinar o tipo de osso encontrado em cada ponto de leitura, sendo correlacionada com a termogênese verificada durante os ensaios.

4.7 Análise estatística

Os dados foram analisados através do *software GraphPad Prisma 5.01* (Graph Pad Software Inc), onde foram tratados através do método da análise de variância (One-Way - ANOVA) e complementados pelo post-test de Tukey, com nível de significância de 5% ($p < 0,05$). Para testar a homoscedasticidade, se as variâncias foram homogêneas, foi utilizado o teste de *Bartlett*.

5. RESULTADOS

5.1 Mandíbulas suínas

As tomografias realizadas nas mandíbulas suínas revelaram uma estrutura óssea interna complexa para os ensaios de fresagem, possuindo dentes inclusos, molares posteriores e caninos, e um canal mandibular extremamente dilatado, com presença de septos em algumas regiões, se relacionando internamente com a região apical de diversos dentes, apresentando, em alguns dentes, uma comunicação do osso alveolar apical com a parede superior do canal mandibular. Em adição, ainda apresentavam diferentes saídas foraminais, vestibulares e linguais (Figuras 10 e 11 e Anexo 1).

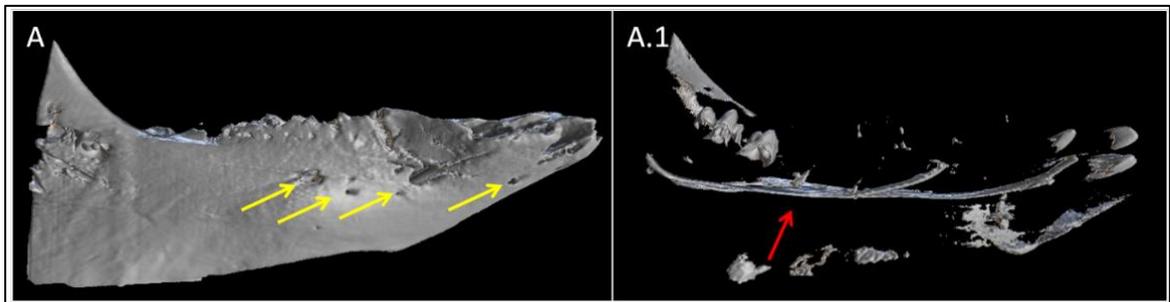


Figura 10. Imagem tomográfica, corte panorâmico

Nota: Setas amarelas indicando as diferentes saídas foraminais (A) e a inserção do fio metálico (seta vermelha) demonstrando a trajetória do canal mandibular com as diferentes saídas foraminais

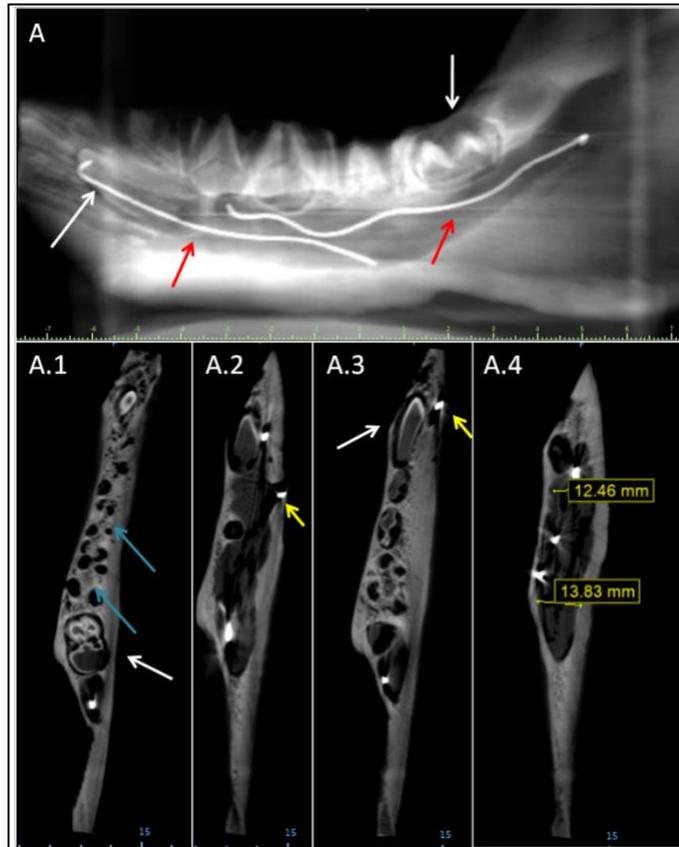


Figura 11. Tomografia das mandíbulas suínas

Nota: Demarcação através do fio metálico das diferentes trajetórias do CM (seta vermelha) e a presença de dentes inclusos (setas brocas) na imagem do corte panorâmico (A). Imagens axiais demonstrando algumas regiões de eleição para as fresagens (setas azuis) e a presença de dente incluído (seta branca) (A.1 e A.3), saídas foraminais (setas amarelas A.2 e A.3) e medida transversal internas do CM (A.4).

A partir das tomografias, foi possível eleger as áreas para a realização das fresagens, determinando a altura e a posição ideal para o maior contato com a estrutura óssea remanescente. As áreas de eleição para a realização das fresagens foram as áreas de remanescente do processo alveolar interradicular e as áreas de cume ósseo do processo alveolar interdentário, pois a presença de um canal mandibular dilatado limitou uma possível osteotomia do alvéolo remanescente, o que poderia levar uma reduzida altura óssea para os ensaios de fresagens.

Cada segmento mandibular foi denominado em relação a sua região, CM e FM, e cada área eleita foi medida e ajustada para a adequação da altura de trabalho de fresagem do grupo a que seria incluída (Tabela 3, Figura 12 e Anexo 2).

Tabela 3. Análise quanto à altura do rebordo alveolar. Distribuição dos segmentos mandibulares e medidas de altura e de trabalho para a fresagem

Segmento mandibular	GRUPO	Altura do Rebordo alveolar remanescente (mm)
G.3CM (a 3 mm do Cm)	CP.A1 posterior	20,22
		18,98
		24,18
	CP.A2 posterior	19,92
		23,71
		22,05
	CP.A3 posterior	19,39
		20,89
		22,40
G.1CM (a 1 mm do Cm)	CP.A4 posterior	16,28
		17,80
		19,83
	CP.A6 posterior	20,74
		20,74
	CP.A7 posterior	13,47
		17,09
G.2CM (a 2 mm do Cm)	CP.A8 posterior	17,07
		19,51
		17,87
	CP.A9 posterior	18,56
		19,17
		18,49
	CP A10 Posterior	20,37
		19,67
		16,19
G.3FM (a 3 mm do Cm)	CP.9A Anterior	18,20
		18,95
	CP 4A anterior	20,22
		21,38
	CP 3A anterior	20,68
G.2FM (a 2 mm do Cm)	CP.8A anterior	21,87
		18
	CP 7A anterior	20,41
		26,98
	CP 1A anterior	18,13
		25,94
G.1FM (a 1 mm do Cm)	CP 6A Anterior	20
		20,21
	CP 2A anterior	20
		18
	CP 10A anterior	22
	21,58	
	26,54	
	26	
	20	

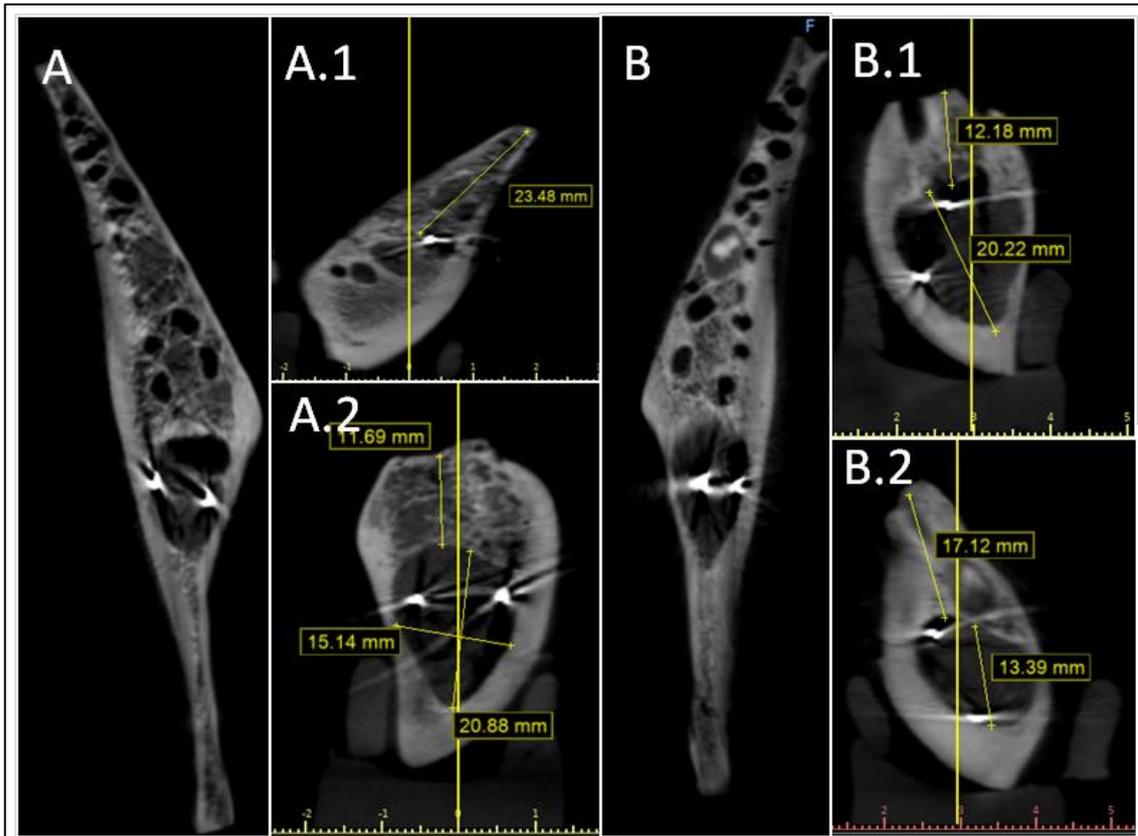


Figura 12. Tomografia de duas hemiarcadas

Nota: Demonstração do processo alveolar remanescente (A e B) e eleição das áreas de fresagens, relacionando as medidas de altura do processo alveolar Interradicular no primeiro molar inferior (B1) e na região de caninos (B.2). Já a imagem A.2 demonstra a eleição da região no do processo alveolar interdentário, entre os molares (A.2) e entre os dentes anteriores (A.1).

A fim de manter o máximo de estrutura óssea nos CPs e não permitir áreas vazias durante a fresagem, que permitissem a perda de energia térmica, produzida durante o atrito nas paredes ósseas, os alvéolos remanescentes foram preenchidos com espuma expansível a fim de garantir o total atrito das brocas nas paredes dos leitos ósseos.

Na análise tomográfica final, realizada após o ensaio de fresagem, foram eleitas 11 regiões de depósito com a espuma expansível, revelando uma média de - 687,77 HU ($\pm 295,24$). Neste conjunto, a maior HU encontrada foi - 118 HU e a menor - 996 HU. Também foi possível visualizar uma expansão parcial da espuma para as regiões intraósseas, variando o nível de penetração em cada CP (Figura 13).

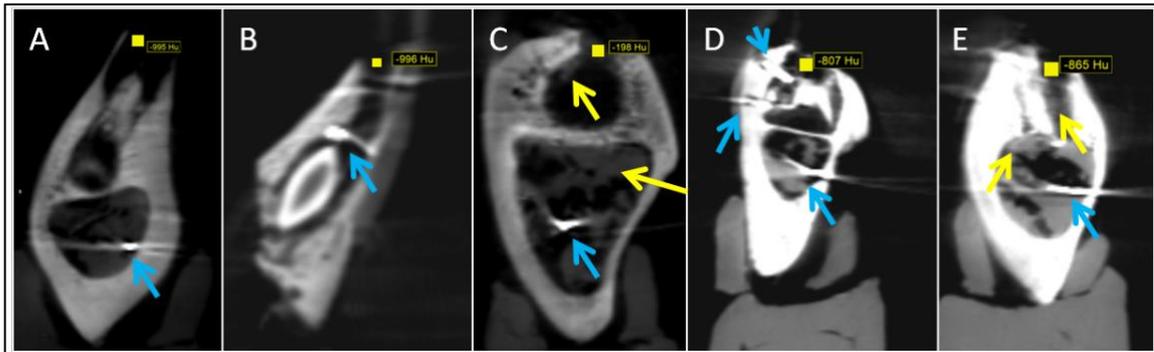


Figura 13. Densidade de Hounsfield da espuma expansível

Nota: Parcial penetrabilidade da espuma expansível dentro dos CPs (setas amarelas), selando as regiões de comunicação com o meio externo (A, B, C, D, E). As setas azuis indicam as regiões de passagem dos termopares, dentro do CM (A, B, C, D e D) e nos pontos T3 e T4 (D), demarcadas por fio metálico durante as tomografias.

5.2 Percurso do sensor termopar no canal mandibular

A tomada radiográfica oclusal digital, com a guia metálica milimetrada inserida internamente no canal mandibular, permitiu confirmar as medidas de trabalho de fresagem e o real percurso interno dos sensores Termopar dentro do canal mandibular. As medidas de altura obtidas nesta etapa foram correlacionadas com os dados de medida de trabalho de fresagem obtidas das tomografias. Ao final, foram realizados pequenos ajustes na altura de trabalho em alguns CPs, a fim de obter a melhor relação trabalho com o canal mandibular (Figura 14).

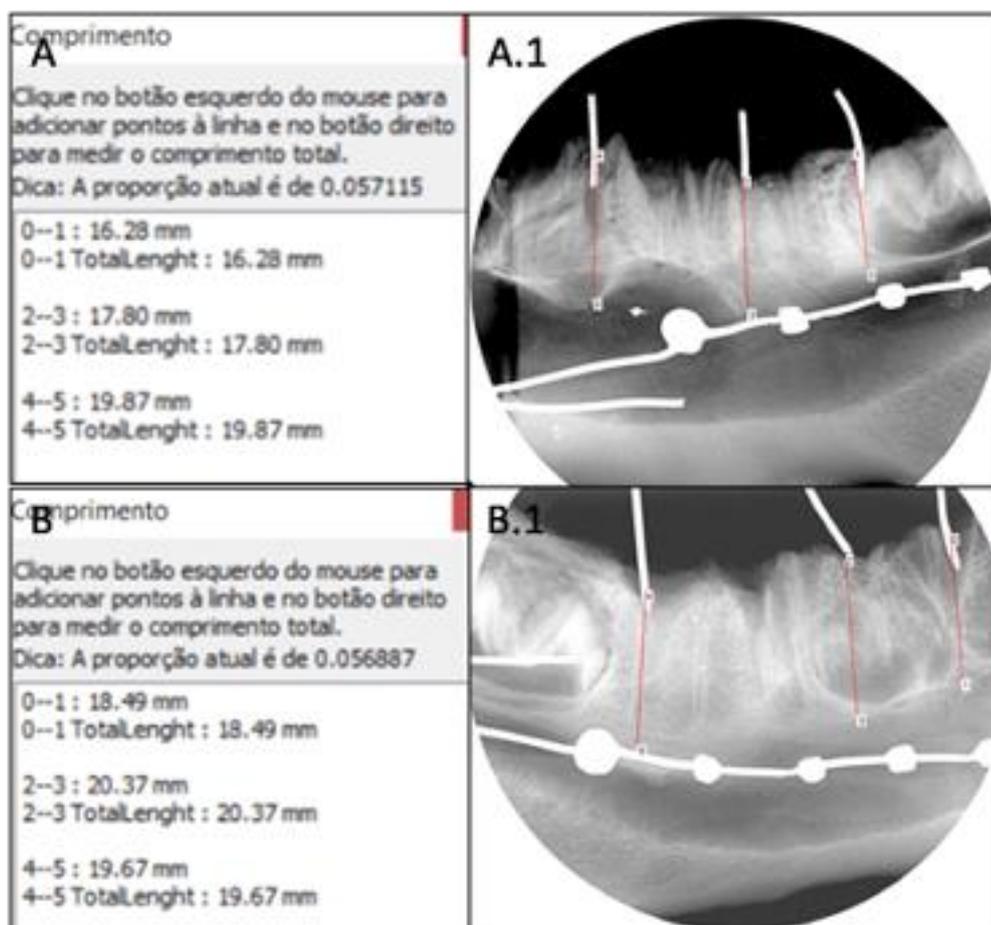


Figura 14. Etapa de análise do percurso interno do sensor termopar
 Nota: Medidas obtidas entre o teto do canal mandibular (A e B) e a imagem radiográfica da sessão radicular com os marcadores onde seriam realizadas as fresagens (A.1 e B.1).

5.3 Termogênese- região posterior da mandíbula

Para a determinação da variação térmica (ΔT) foi realizada a diferença entre a temperatura final (T_f) e a inicial (T_i) em cada ponto de fresagem, sendo obtida a variação térmica na 1ª Fresagem ($1^\circ/\Delta T$) e na 2ª Fresagem ($2^\circ/\Delta T$). Já a termogênese total ($T_g/\Delta T$), de todo o ato cirúrgico, foi estabelecida através da diferença entre a T_f da $2^\circ/\Delta T$ e a T_i da $1^\circ/\Delta T$.

Os dados foram analisados através do *software GraphPad Prisma 5.01* (Graph Pad Software Inc), onde foram tratados através do método da análise de variância (*One-Way - ANOVA*) e complementados pelo *post-test de Tukey*, com nível

de significância de 5% ($p < 0,05$). Para testar a homoscedasticidade, se as variâncias foram homogêneas, foi utilizado o teste de *Bartlett*.

A análise da ΔT , em relação aos pontos de leitura térmica, revelou diferença estatística significativa na $1^\circ/\Delta T$ ($P < 0.0001$) e na $2^\circ/\Delta T$ ($P = 0.0007$) enquanto na $T_g/\Delta T$ ($P = 0.6401$) não houve diferença estatística. A maior ΔT foi verificada no ponto G.2CM-T3 ($1^\circ/\Delta T 12,17 \pm 15,14$ °C; $2^\circ/\Delta T 9,93 \pm 14,19$ °C e $T_g/\Delta T 10,24 \pm 15,31$ °C), área de leitura na cortical óssea mais próxima ao ponto de penetração da fresagem. Já análise estatística *post-test de Tukey* revelou diferença significativa entre G.2CM-T3 e os grupos G.3CM-T1/T2 ($1^\circ/\Delta T 0,37 \pm 0,58$ °C; $2^\circ/\Delta T 0,17 \pm 0,18$ °C e $T_g/\Delta T 0,46 \pm 0,90$ °C), G.3CM-T3 ($1^\circ/\Delta T 1,48 \pm 2,19$ °C; $2^\circ/\Delta T 0,42 \pm 1,05$ °C e $T_g/\Delta T 1,26 \pm 2,28$ °C), G.3CM-T4 ($1^\circ/\Delta T 0,41 \pm 1,84$ °C; $2^\circ/\Delta T 0,54 \pm 1,97$ °C e $T_g/\Delta T 0,54 \pm 3,15$ °C), G.1CM-T1/T2 ($1^\circ/\Delta T 0,62 \pm 0,63$ °C; $2^\circ/\Delta T 0,12 \pm 0,13$ °C e $T_g/\Delta T 0,75 \pm 0,73$ °C), G.1CM-T3 ($1^\circ/\Delta T 0,72 \pm 1,45$ °C; $2^\circ/\Delta T 0,55 \pm 1,34$ °C e $T_g/\Delta T 0,64 \pm 1,47$ °C), G.1CM-T4 ($1^\circ/\Delta T -0,37 \pm 0,46$ °C; $2^\circ/\Delta T 0,04 \pm 0,46$ °C e $T_g/\Delta T -0,51 \pm 0,39$ °C) e G.2CM-T1/T2 ($1^\circ/\Delta T 0,37 \pm 0,40$ °C; $2^\circ/\Delta T 0,22 \pm 0,25$ °C e $T_g/\Delta T 0,62 \pm 0,53$ °C) e entre o G.2CM-T4 ($1^\circ/\Delta T 0,32 \pm 1,40$ °C; $2^\circ/\Delta T 0,93 \pm 1,56$ °C e $T_g/\Delta T 0,71 \pm 2,32$ °C) e G.2CM-T3 (Figura 15).

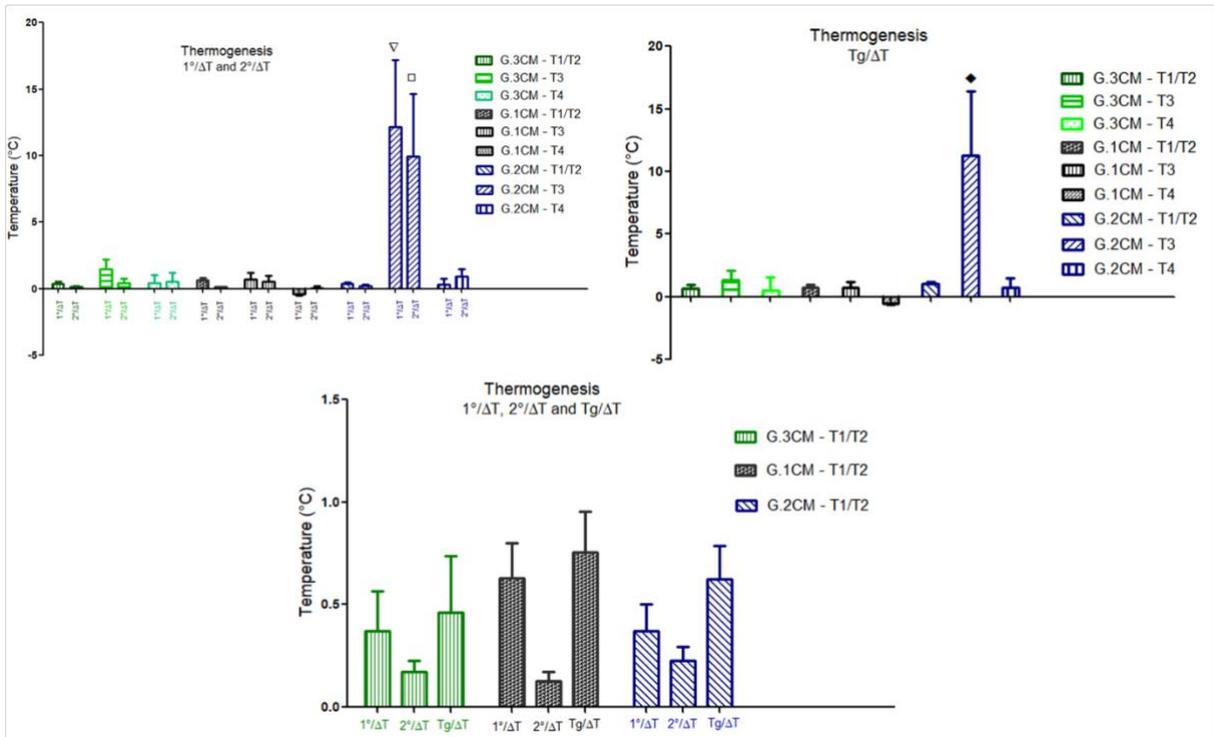


Figura 15. Análise da região posterior da mandíbula

Nota: Gráficos da ΔT da 1° Fresagem ($1^\circ/\Delta T$), da 2° Fresagem ($2^\circ/\Delta T$) e da termogênese total ($Tg/\Delta T$), de todo o ato cirúrgico.

Verificou-se uma redução da ΔT na segunda fresagem quando comparada com a primeira fresagem nos mesmos pontos de leitura T3 e T1/T2. Entretanto em todas as amostras do ponto T4 houve um aumento, não significativo, na $2^\circ/\Delta T$ quando comparada com a $1^\circ/\Delta T$. Ainda foi verificada uma maior ΔT na $Tg/\Delta T$ quando comparada com a $1^\circ/\Delta T$ e a $2^\circ/\Delta T$ nos grupos G.3CM-T1/T2; G.1CM-T1/T2 e G.2CM-T1/T2; G.3CM-T4 (com valor igual ao do $2^\circ/\Delta T$), sendo os três primeiros grupos, os grupos referentes a ΔT na região intracanal mandibular (Figura 15). Tal análise sugeriu um acúmulo energético na região intracanal mandibular durante todo o procedimento de fresagem ($Tg/\Delta T$), não ocorrendo nos demais pontos de análises, T3 e T4.

A análise isolada entre as diferentes distâncias de fresagens e a região do canal mandibular, não revelou diferença estatística, sendo, entretanto, a maior ΔT encontrada no $1^\circ/\Delta T$ no G.1CM-T1/T2 ($0,62 \pm 0,63$ °C), seguida pelo G.3CM-T1/T2 ($0,37 \pm 0,58$ °C) e G.2CM-T1/T2 ($0,37 \pm 0,40$ °C). Já no $2^\circ/\Delta T$ a maior ΔT foi na G.2CM-

T1/T2 ($0,22 \pm 0,25$ °C), seguida pelo G.3CM-T1/T2 ($0,17 \pm 0,18$ °C) e G.1CM-T1/T2 ($0,12 \pm 0,13$ °C), enquanto na avaliação total do procedimento, na Tg/ ΔT (P = 0.4951, Teste de Bartlett P = 0.1208), o G.1CM-T1/T2 ($0,75 \pm 0,73$ °C) se manteve como o grupo com maior aquecimento, seguido pelo G.2CM-T1/T2 ($0,62 \pm 0,53$ °C) e G.3CM-T1/T2 ($0,46 \pm 0,90$ °C) (Figura 15).

Considerando ainda a densidade óssea de cada CP, foi realizada a análise estatística entre os diferentes pontos de leitura térmica em cada CP. No CP G.3CM, a análise de variância *One-Way ANOVA*, complementada pelo *post-test de Tukey* não revelou diferença estatística ($1^\circ/\Delta T$ P = 0.3160; $2^\circ/\Delta T$ P = 0.8256 e Tg/ ΔT P = 0.6714). Entretanto, o teste de *Bartlett* revelou uma diferença estatística na $1^\circ/\Delta T$ de P = 0.0040; na $2^\circ/\Delta T$ de P < 0.0001 e na Tg/ ΔT de P = 0.0048. Na análise do $1^\circ/\Delta T$ o ponto de leitura com maior ΔT foi o G.3CM-T3 ($1,48 \pm 2,19$ °C), seguido pelo G.3CM-T4 ($0,41 \pm 1,84$ °C) e G.3CM-T1/T2 ($0,37 \pm 0,58$ °C), enquanto no $2^\circ/\Delta T$ o maior foi o G.3CM-T4 ($0,54 \pm 1,97$ °C) seguido pelo G.3CM-T3 ($0,42 \pm 1,05$ °C) e G.3CM-T1/T2 ($0,17 \pm 0,18$ °C). Já na Tg/ ΔT a maior ΔT foi no G.3CM-T3 ($1,26 \pm 2,28$ °C), seguido pelo G.3CM-T4 ($0,54 \pm 3,15$ °C) e G.3CM-T1/T2 ($0,46 \pm 0,90$ °C) (Figura 16).

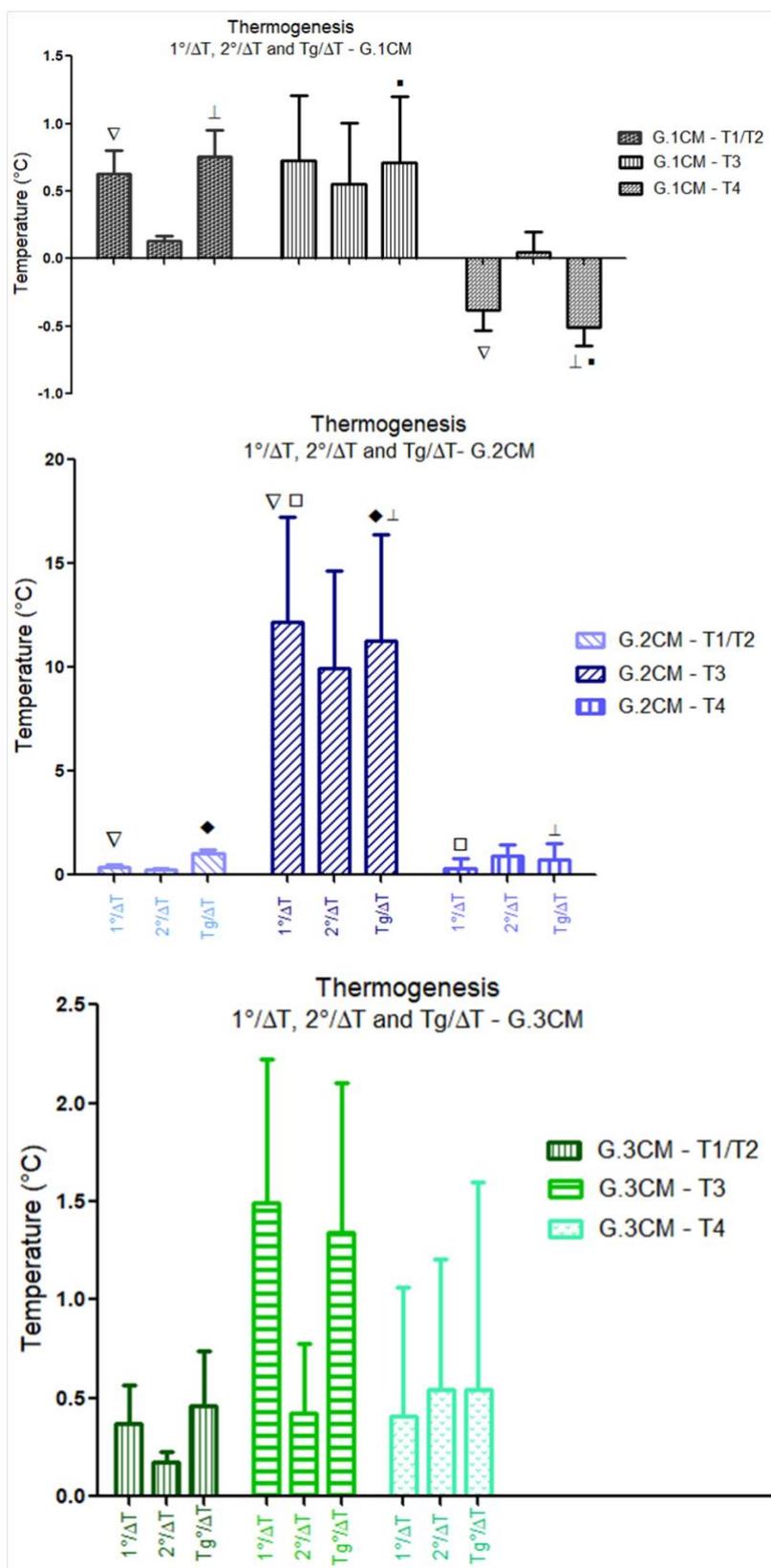


Figura 16. Análise CPs CM em relação aos diferentes pontos de leitura térmica da região posterior da mandíbula
 Nota: Δ, □ : Diferença estatística entre grupos.

O CP G.1CM revelou no $1^\circ/\Delta T$ uma diferença estatística de $P = 0.0359$ (Teste de *Bartlett*, $P = 0,0040$) e a análise estatística *post-test de Tukey* revelou diferença entre G.1CM-T3 ($0,72 \pm 1,45$ °C) e G.1CM-T4 ($-0,37 \pm 0,46$ °C). Já no $2^\circ/\Delta T$ não houve diferença estatística entre os grupos ($P = 0.3821$). Entretanto o teste de *Bartlett* indicou uma diferença estatística de $P < 0,0001$ (Figura 16). Ao considerar a variação térmica de todo o procedimento, a $T_g/\Delta T$ apresentou diferença estatística ($P = 0.0089$) (Teste de *Bartlett*, $P = 0,0012$), a comparação entre os grupos demonstrou diferença estatística entre o grupo G.1CM-T1/T2 ($0,65 \pm 0,90$ °C) e G.1CM T4 ($-0,51 \pm 0,39$ °C) e entre G.1CM-T3 ($0,64 \pm 1,47$ °C) e G.1CM-T4 (Figura 16).

O G.2CM revelou diferença estatística no $1^\circ/\Delta T$ de $P = 0.0113$ (teste de *Bartlett*, $P < 0,001$) e uma diferença significativa entre os grupos G.2CM-T1/T2 ($0,37 \pm 0,40$ °C) e G.2CM-T3 ($12,17 \pm 15,14$ °C) e entre o G.2CM-T4 ($0,32 \pm 1,40$ °C) e G.2CM-T3. Já no $2^\circ/\Delta T$, houve uma diferença significativa de $P = 0.0348$ (teste de *Bartlett*, $P < 0,001$), sem diferença entre os grupos. Na $T_g/\Delta T$ houve uma diferença estatística ($P = 0.0269$) (Teste de *Bartlett*, $P < 0,0001$), com diferença significativa entre os grupos G.2CM-T3 ($10,24 \pm 15,31$ °C) e G.2CM-T4 ($0,71 \pm 2,32$ °C) e entre o G.2CM-T3 ($10,24 \pm 15,31$ °C) e G.2CM-T1/T2 ($0,62 \pm 0,53$ °C) (Figura. 16).

5.4 Termogênese- região de forame mentoniano

Em relação aos pontos de leitura térmica, a análise estatística da ΔT revelou uma diferença significativa na $1^\circ/\Delta T$ ($P < 0.0001$), $2^\circ/\Delta T$ ($P < 0.0001$) e na $T_g/\Delta T$ ($P < 0.0006$) ($1^\circ/\Delta T$, $2^\circ/\Delta T$ e $T_g/\Delta T$: teste de *Bartlett*, $P < 0,0001$). A maior ΔT foi no G.3FM-T3 ($1^\circ/\Delta T$ $10,68 \pm 9,47$ °C; $2^\circ/\Delta T$ $7,40 \pm 6,34$ °C e $T_g/\Delta T$ $8,20 \pm 7,63$ °C), seguido pelo G.2FM-T3 ($1^\circ/\Delta T$ $7,52 \pm 8,46$ °C; $2^\circ/\Delta T$ $6,53 \pm 6,83$ °C e $T_g/\Delta T$ $6,73 \pm 8,17$ °C) e G.1FM-T3 ($1^\circ/\Delta T$ $6,58 \pm 5,86$ °C; $2^\circ/\Delta T$ $3,45 \pm 4,18$ °C e $T_g/\Delta T$ $3,48 \pm 4,30$ °C), todos

A análise isolada entre as diferentes distâncias de fresagens e a região do canal mandibular, não revelou diferença estatística ($1^\circ/\Delta T$ P = 0.4503; $2^\circ/\Delta T$ P = 0.7681 e $T_g/\Delta T$ P = 0.5314) (teste de *Bartlett*, $1^\circ/\Delta T$ P < 0,001; $2^\circ/\Delta T$ P = 0.0087 e $T_g/\Delta T$ P = 0.0362). A maior ΔT encontrada no $1^\circ/\Delta T$, $2^\circ/\Delta T$ no $T_g/\Delta T$ foi no G.1FM-T1 ($1^\circ/\Delta T$ $1,22 \pm 2,78$ °C; $2^\circ/\Delta T$ $0,65 \pm 1,60$ °C e $T_g/\Delta T$ $0,43 \pm 2,21$ °C), seguida pela G.3FM-T1 ($1^\circ/\Delta T$ $0,43 \pm 0,49$ °C; $2^\circ/\Delta T$ $0,33 \pm 0,30$ °C e $T_g/\Delta T$ $0,67 \pm 0,88$ °C) e G.2FM-T1 ($1^\circ/\Delta T$ $0,00 \pm 0,37$ °C; $2^\circ/\Delta T$ $0,20 \pm 0,96$ °C e $T_g/\Delta T$ $-0,25 \pm 0,74$ °C) (Figura 17).

A análise associada do forame mentoniano com o canal mandibular não revelou diferença significativa ($1^\circ/\Delta T$ P = 0.627; $2^\circ/\Delta T$ P = 0,7745 e $T_g/\Delta T$ P = 0.50525) (teste de *Bartlett*, $1^\circ/\Delta T$ P < 0,0001; $2^\circ/\Delta T$ P = 0,0017 e $T_g/\Delta T$ P = 0,1139). Indicando, entretanto, um maior aquecimento do canal mandibular quando comparado com a região de leitura do forame mentoniano, no G.1FM e G.3FM no $1^\circ/\Delta T$ e no G.1FM e G.2FM no $2^\circ/\Delta T$, enquanto a análise do $T_g/\Delta T$ revelou um maior aquecimento da região de forame mentoniano (T2) quando comparada com a região do canal mandibular (T1) nos três grupos (Figura 17).

Considerando ainda a densidade óssea de cada CP, foi realizada a análise estatística entre os diferentes pontos de leitura térmica em cada CP. No CP G.3FM, a análise revelou uma diferença significativa ($1^\circ/\Delta T$ P = 0.0024; $2^\circ/\Delta T$ P = 0.0020 e $T_g/\Delta T$ P = 0.0046) (teste de *Bartlett*, $1^\circ/\Delta T$, $2^\circ/\Delta T$ e $T_g/\Delta T$ P < 0,0001), entre o G.3FM-T3 e os demais pontos nesta amostra no $1^\circ/\Delta T$, $2^\circ/\Delta T$ e no $T_g/\Delta T$ (Figura 18).

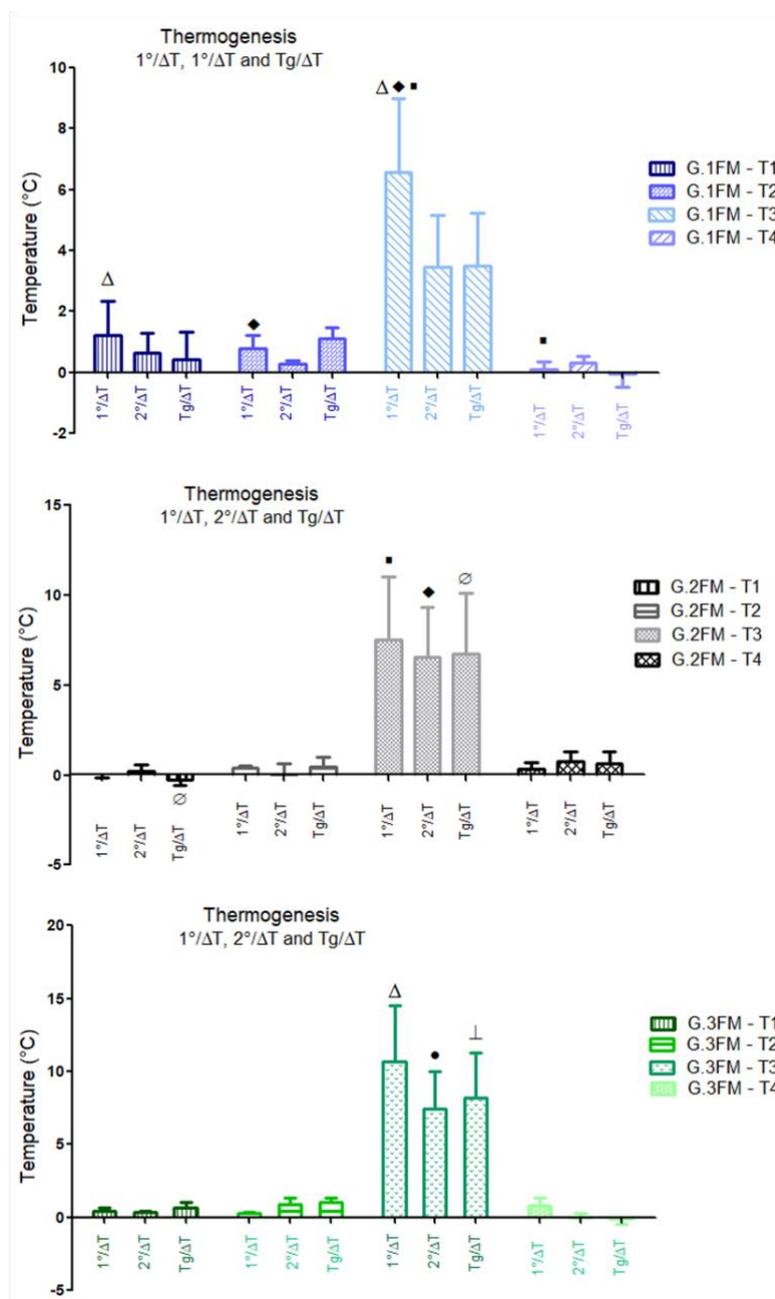


Figura 18. Análise CPs FM em relação aos diferentes pontos de leitura térmica da região da mandíbula

No CP G.1FM, a análise estatística revelou uma diferença significativa no $1^\circ/\Delta T$ ($P = 0.0107$) (teste de *Bartlett*, $P < 0,001$), entre G.1FM–T3 e os demais pontos nesta amostra. Já na $2^\circ/\Delta T$ e na $Tg/\Delta T$ não houve diferença significativa ($2^\circ/\Delta T P = 0.706$ e $Tg/\Delta T P = 0.1056$) (teste de *Bartlett*, $2^\circ/\Delta T P < 0,0001$ e $Tg/\Delta T P = 0.0038$) entre os pontos de leitura térmica (Figura 18).

No CP G.2FM, a análise estatística revelou uma diferença significativa ($1^\circ/\Delta T$ $P = 0.0160$; $2^\circ/\Delta T$ $P = 0.0136$ e $Tg/\Delta T$ $P = 0.0334$) (teste de *Bartlett*, $1^\circ/\Delta T$, $2^\circ/\Delta T$ e $Tg/\Delta T$ $P < 0,0001$) entre G.2FM–T3 e os demais pontos de leitura térmica no $1^\circ/\Delta T$ e $2^\circ/\Delta T$. Já no $Tg/\Delta T$ a diferença significativa foi entre o G.2FM–T3 e G.2FM–T1 (Figura 18).

5.5 Termogênese- canal mandibular

Analisando os dados em conjunto das fresagens, no hemiarco mandibular, incluindo a Região de Forame mentoniano e a região posterior da mandíbula, a 1 mm, 2 mm e 3 mm do canal mandibular, não houve diferença significativa no aquecimento durante a primeira fresagem ($1^\circ\Delta T$ $P = 0,2523$) (teste de *Bartlett*, $P < 0,0001$), segunda fresagem ($2^\circ\Delta T$ $P = 0,8894$) (teste de *Bartlett*, $P < 0,1239$) e da termogênese total ($Tg/\Delta T$ $P = 0.6207$) (teste de *Bartlett*, $P < 0,0308$). Entretanto, os dados sugeriram haver uma relação direta de maior aquecimento ($1^\circ\Delta T$) quando mais próximo ao canal mandibular na primeira fresagem, decaindo a temperatura na segunda perfuração de fresagem ($2^\circ\Delta T$) quando distantes a 1 mm (Média: $1^\circ\Delta T$ 0.86 °C e $2^\circ\Delta T$ 0.33 °C) e 3 mm (Média: $1^\circ\Delta T$ 0.39 °C e $2^\circ\Delta T$ 0.36 °C) do CM ou mesmo se mantendo estável a 2 mm ($1^\circ\Delta T$ 0.22 °C e $2^\circ\Delta T$ 0.21 °C). Já ao considerar a termogênese total do procedimento, os dados sugeriram um maior aquecimento a 1 mm do canal ($Tg/\Delta T$ 0.62 °C) quando comparado a 3 mm ($Tg/\Delta T$ 0.54 °C) e a 2 mm ($Tg/\Delta T$ 0.27 °C) (Figura 19).

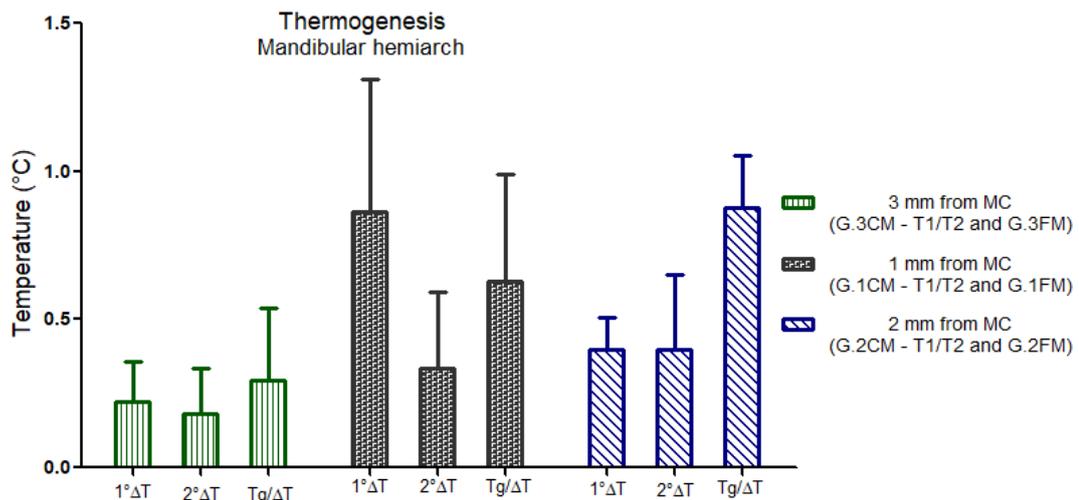


Figura 19. Análise das distância de aquecimento do canal mandibular do hemiarco mandibular

5.6 Tomografia final

Após os ensaios de fresagem com os sensores termopares, os CPs foram escaneados no tomógrafo computadorizado para a verificação da distância entre o ponto mais apical do leito fresado e o CM. Para o G.CM e G.FM, foi revelada no ensaio a 1 mm de distância uma média da distância tomográfica (MDT) de 1.060 mm e 1.253 mm, respectivamente. Já para o ensaio de 2 mm de distância a MDT foi de 2.151 mm e 2.166 mm e para o de 3 mm de distância a MDT foi de 3.552 mm e 2.570 mm, para o G.CM e G.FM, respectivamente (Figura 20).

Para o G.CM as distâncias finais foram próximas às determinadas nas análises termodinâmicas. Já o G.FM a 3 mm de distância de trabalho do CM revelou uma MDT um pouco abaixo da determinada, o que pode ter influenciado nos resultados térmicos apresentados, porém as demais medidas estabelecidas, de 1 mm e 2 mm se aproximaram com as medidas determinadas de fresagem (Figura 20).

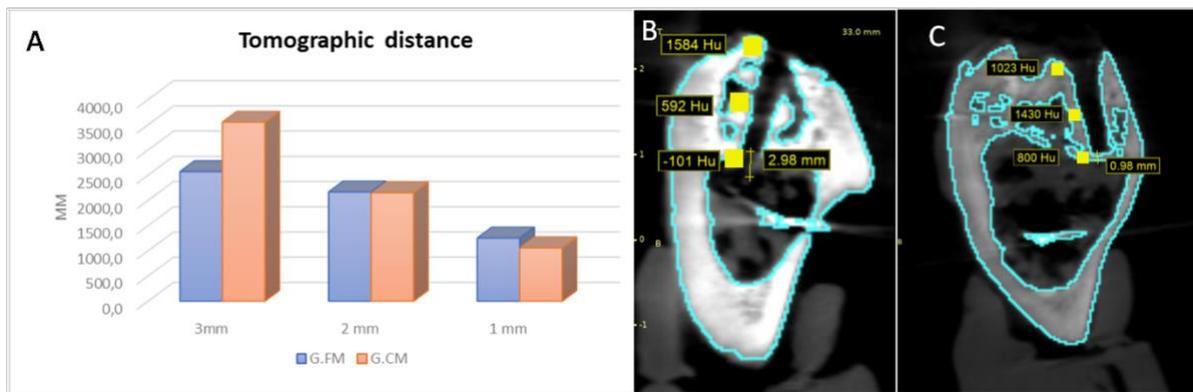


Figura 20. Distância tomográfica entre a região apical de fresagem e o CM
 Nota: Gráfico com as médias das distâncias tomográficas (A) a 1, 2 e 3 mm do CM. Imagens tomográficas com distância próxima a 3 mm (B) e a 1 mm (C) da região apical do leito fresado com o CM. Nas imagens B e C ainda se indica a Hu dos diferentes níveis de altura da fresagem: coronal, médio e apical.

A Densidade óssea foi analisada através da ferramenta da unidade de Hounsfield, na margem coronal, média e apical de cada leito fresado, possibilitando enquadrar o tipo ósseo como Tipo I, II, III e IV. No G.CM e G.FM a média da HU na região coronal foi 998,22 (G.CM) e 428,166 HU (G.FM), no terço médio do leito foi de 1033,11 (G.CM) e 592,83 (G.FM) HU e no terço apical de 425,92 (G.CM) e 1244,33 (G.FM) HU (Figura 20). HUANG *et al.* (2022) definiram em cada tipo de osso faixas específicas de valores de HU e quantificação numérica dos dados relacionando para cada tipo de osso: tipo 1 = 2000 a 800 (predominantemente cortical); tipo 2 = 800 a -200 (uma camada cortical com núcleo central trabecular denso); tipo 3 = -200 a -500 (cortical fina e trabecular denso) e tipo 4 = -500 a -900 (cortical fina e trabeculado de baixa densidade).

Correlacionando os dados, e considerando que nossas amostras são em região anterior e posterior de mandíbula, foi possível enquadrá-las como osso tipo 2 e tipo 1, respectivamente. Os valores em HU nos grupos G.CM em região coronal e média, apresentaram altas densidades, dentro dos limites estabelecidos (2000 a 800 HU) pelos autores. Porém na região apical, os CPs do grupo G.CM apresentaram médias inferiores (425 HU) aos grupos G.FM (1244 HU), que sendo tipo ósseo 2,

normalmente encontra-se menor densidade. Ainda na região apical há diferença também nos valores dos dois grupos G.CM (425 HU) e G.FM (1244 HU), em relação aos valores encontrados no estudo de HUANG *et al.* (2022), que estabeleceram valores de 2000 a 800 HU em região de osso tipo 1 (G.CM), e 800 a -200 para osso tipo 2 (G.FM).

SHAPURIAN *et al.* (2006) relacionaram maior valor unitário/médio de densidade de 559 ± 208 HU em região mandibular anterior (Tipo 2), seguido por 517 ± 177 HU para a maxila anterior (Tipo 3), 333 ± 199 HU em maxila posterior (Tipo 4) e 321 ± 132 HU para mandíbula posterior (Tipo 1). Usando esses parâmetros para estabelecer uma relação na escala HU nos diferentes tipos de osso, em resumo, o osso cortical muito denso (Tipo 1) possui valores > 600 HU, o osso cortical-esponjoso denso (Tipo 2) entre 400 e 600 HU e osso cortical esponjoso de baixa densidade (Tipo 3 e 4) < 200 HU.

Da mesma forma, em relação ao nosso estudo, os valores de HU encontrados nas regiões apicais e médias das fresagens, estão dentro da média de densidade estabelecidas por SHAPURIAN *et al.* (2006), nos 2 grupos G.CM e G.FM. Também na região apical, a densidade do G.CM (425 HU) se apresentou como um osso tipo 2 (400-600 HU) e o grupo G.FM (1244 HU) com uma densidade muito superior, o que pode ser explicado pela presença da cortical na região do forame mentoniano.

Comparando SHAPURIAN *et al.* (2006) e Huang *et al.* (2022), os valores de densidade em HU para cada tipo de osso, foram coerentes, porém o segundo foi mais detalhado, incluindo os 4 tipos ósseos, tendo maiores valores em média (entre 2000 HU e -900 HU). SHAPURIAN *et al.* (2006) relataram menor densidade em região posterior de mandíbula (321 a -132 HU), que deveria ter valores de HU maiores, por ser área de predomínio de osso tipo 2. HUANG *et al.* (2022), no entanto, utilizaram

menos parâmetros de comparação entre os tipos ósseos, limitando a relação das análises dos resultados.

A densidade óssea foi correlacionada com a condição de aquecimento durante a fresagem. Segundo VELASCO *et al.* (2023), realizando fresagem óssea em costelas suínas, encontraram uma densidade medular maior em grupo de osso tipo 1 (2950 a -750 HU), seguida de grupo ósseo tipo 2 (1490 a -280 HU) e grupos de osso tipo 4 e 5 (880 a -1160 HU). Já a análise térmica revelou alteração somente nos dois primeiros grupos, não revelando alteração térmica no último grupo. Esta análise sugere uma relação da densidade óssea com a alteração térmica apresentada nos pontos de leitura. Ao comparar as distâncias dos grupos de osso mais cortical, onde ocorreu maior variação de temperatura durante a osteotomia, com os grupos de osso medular mais denso, sem variação térmica, corrobora a influência da densidade óssea no aquecimento durante a fresagem.

6. DISCUSSÃO

6.1 Modelo suíno *ex vivo*

Bilateralmente o corpo mandibular suíno apresenta de 3 a 5 foraminas mental, na superfície lateral da mandíbula, um contraste com o corpo humano, que possui somente um par de forame mentoniano. Em adição, as raízes dentárias estão em íntimo contato com o canal alveolar inferior neste modelo de estudo, gerando dificuldades adicionais nos estudos de implantodontia (ŠTEMBIREK *et al.*, 2012; CORTE *et al.*, 2017). Anatomicamente, esse modelo animal, possui um par de forames mentais situados dorsalmente no ângulo mandibular, por onde o feixe vasculonervoso caminha em seu trajeto de inserção para alcançar a mandíbula (ŠTEMBIREK *et al.*, 2012; CORTE *et al.*, 2017).

Em um estudo morfométrico do canal mandibular de modelos suínos, usando tomografia, onde relataram uma variedade volumétrica no canal mandibular quando comparada entre os modelos animais. Os autores identificaram um aumento no volume, no comprimento e na profundidade do canal mandibular com o avanço da idade, não havendo influência da massa corporal com tais parâmetros no canal mandibular. Devido a tais variações os autores indicaram o uso de tomografia para a triagem prévia dos modelos animais. Os autores também estudaram a espessura óssea inferior, abaixo do canal mandibular, não havendo alterações correlacionadas com o peso e com a idade modelo animal (CORTE *et al.*, 2017).

Logo, essas características podem influenciar nos estudos sobre implantodontia *in vivo*, devido à aproximação do feixe neurovascular com as raízes dentárias, reduzindo o espaço disponível para implantação dentária e comprometendo a integridade do feixe neurovascular alveolar inferior (CORTE *et al.*, 2017). As análises

tomográficas prévias destes modelos animais *ex vivo*, demonstradas neste trabalho, vão de encontro com os dados acima, demonstrando uma íntima relação das raízes dentárias com o CM, além de indicar um CM dilatado, indicando a necessidade de um preenchimento deste alvéolo após a realização da extração dentária devido a comunicação direta entre as raízes e o CM.

6.2 Espuma de poliuretano em modelos de implantodontia

O poliuretano é um material ideal para o teste comparativo do comportamento do implante dentário, está disponível em diferentes microestruturas e densidades e são capazes de simular o osso esponjoso e cortical humano, proporcionando assim uma padronização dos procedimentos sem a heterogenicidade anatômica e estrutural do osso nativo (COMUZZI *et al.*, 2021). Vários estudos recentes utilizam o poliuretano em blocos, e densidades diferentes, simulando o comportamento do tecido ósseo, durante o preparo e instalação de implantes (ROMEIO *et al.*, 2022; ROMANOS *et al.*, 2020). O material expansível possui características que simulam uma estrutura óssea porosa, garantindo ainda a obliteração dos espaços anteriormente ocupados pelas raízes dentárias e propiciando um isolamento térmico a fim de evitar a perda de energia térmica via rebordo alveolar. Vários estudos são realizados utilizando matriz de poliuretano, devido as suas propriedades biológicas no campo da engenharia dos tecidos ósseos (MOHLHENRICH *et al.*, 2017; ROMEIO *et al.*, 2022; CHEN *et al.*, 2018). Comparativamente, os blocos rígidos sólidos de poliuretano representam um ótimo modelo de estudo *in vitro* para implantes dentários, pois sua composição é caracterizada por cadeias lineares simétricas de monômeros de sequências de hexametileno produzindo um processo de autopolimerização (COMUZZI *et al.*, 2021). Mohlhenrich *et al.* (2017) colocaram em questão a qualidade dos ensaios em osso

bovino e suíno, que normalmente são estudos em osso D3 e D4. No entanto em maxila e mandíbula humanas, diferentes densidades são encontradas (D1 e D2), limitando os critérios de avaliação científica. Porém por ser um modelo *ex vivo*, a presença de células ósseas é um diferencial importante em relação aos blocos de poliuretano que são sintéticos, e simulam as propriedades da estrutura óssea humana.

A análise tomográfica final das regiões de depósito com a espuma expansível revelou uma média de - 687,77 HU (\pm 295,24), podendo ser incluído como um osso tipo 4 (-500 a -900 HU) (Huang *et al.*, 2022). A maior HU encontrada foi - 118 HU e a menor - 996 HU, podendo ser enquadrados como um osso tipo 3 (-200 a -500 HU) e 4 (Huang *et al.*, 2022). Logo o efeito desejado de isolamento térmico com mínima resistência mecânica durante a fresagem foi alcançada com o uso de tal dispositivo nas mandíbulas suínas.

6.3 Densidade e aquecimento ósseo

Os resultados encontrados durante as fresagens ósseas nos CPs confirmaram a relação de maior densidade óssea e maior força de perfuração das brocas, gerando maior liberação de calor. O osso cortical sendo mais mineralizado, tem baixa capacidade de difusão de calor, em contrapartida o osso medular, com a presença de trabéculas ósseas, dissipa o aquecimento durante a fresagem. Dessa forma, os dados encontrados corroboraram com o trabalho de Aghvami *et al.*, (2018), onde relataram que osso cortical normalmente tem um alto valor de densidade, com uma estrutura ocupada quase totalmente de matriz mineralizada. Por incluir cavidades medulares, o osso trabecular normalmente tem nessa relação de densidade valores mais baixos, ocupando cerca de 50-70% nos maxilares. Esta heterogeneidade

estrutural afeta tanto a geração quanto a dissipação de calor durante a perfuração, trazendo diferentes resultados no aquecimento durante a fresagem.

Reforçando as análises realizadas em relação à densidade/aquecimento ósseo, NERO *et al.* (2012) encontraram em ensaios com fêmur bovino, comparando fresagens em tipos ósseos diferentes sob irrigação. A média do aumento da temperatura no tecido ósseo cortical variou de 42,29% a 48,52%. A técnica de irrigação externa apresentou um aumento da temperatura no osso cortical 6,23% maior em comparação com a dupla irrigação. Já no tecido ósseo medular, em média, verificou-se aumento de 5,17% a 7,41 % nas osteotomias realizadas com somente a irrigação externa, apresentando uma variação bastante pequena no aumento da temperatura e pouca diferença entre os grupos.

6.4 Termogênese

A utilização dos termopares é de grande relevância ao aferir a temperatura durante a fresagem, como relatado por VALENTE *et al.* (2017), ao utilizarem modelos *ex vivo* em costelas suínas, analisaram os efeitos termodinâmicos em implantes irradiados com lasers de diodo com termopares ligados a diferentes níveis de altura, sobre a superfície óssea de modelos suínos *ex vivo*, relatando características semelhantes ao modelo humano.

As condições dos CPs, do estudo apresentado aqui, se assemelharam extremamente com o modelo de estudo de VALENTE *et al.* (2017), porém os pontos de leitura térmica utilizados foram duas perfurações laterais, uma central e outra na margem inferior. Os autores utilizaram três termopares posicionados: coronalmente, na interface entre o osso/implante, na região central e na região apical, na superfície do implante, rastreando o aquecimento em torno dos implantes já instalados,

enquanto no trabalho aqui exposto, o rastreamento da variação térmica se concentrou no CM e em pontos próximos às áreas de fresagens.

As menores variações térmicas encontradas por VALENTE *et al.* (2017) foram no ponto de leitura central do implante (0.4 e 1.0 °C). O fato dessas áreas centrais nunca superarem as variações térmicas das regiões de leitura apicais e coronais é relatado como algo encorajador a ser melhor compreendido. Nas nossas análises durante a $1^\circ/\Delta T$ os pontos de leitura central (T4) também apresentaram as menores variações térmicas em dois dos três grupos analisados (G.1CM e G.2CM), quando comparados com os demais pontos de análises, e uma pequena superioridade de variação térmica no G.3CM quando comparado ao ponto de leitura G.3CM-T1/T2. Entretanto, essa análise se inverte quando analisamos o $2^\circ/\Delta T$, permanecendo somente no G.1CM a menor variação térmica no ponto central de fresagem (T4). Já ao analisar a termogênese total, $T_g/\Delta T$, o ponto T4 permaneceu sendo inferior às demais leituras no G.1CM e G.2CM e no G.3FM e G.1FM.

O limite crítico de temperatura de 47 °C não deve exceder por mais de 1 min a fim de evitar a osteonecrose. Já o estresse térmico a 50 °C por 1 min ou a 47 °C por 5 min dificulta a regeneração osteoblástica e causa reabsorção ou dano ósseo, alterando conversão em adipócitos, deixando de formar tecido mineralizado (BENCA *et al.*, 2021). Um aumento > 10 °C, acima da temperatura corporal deve ser considerado como causador de lesão óssea, comprometendo a regeneração (VALENTE *et al.*, 2017; LEJA *et al.*, 2013). A maior variação térmica encontrada acima de 10 C° foram nos corpos de prova do Grupo FM, CPs 9 e 10, e sempre nos pontos próximos ao início da perfuração (sensor T3), e no grupo CM, também nos corpos de prova CPs 9 e 10, próximos à cortical inicial das fresagens.

Nos grupos analisados, a média de aquecimento na primeira fresagem, $1^\circ/\Delta T$, foi maior a 1 mm do canal mandibular ($1^\circ/\Delta T$ G.1FM/G.1CM) quando comparados a 2

e 3 mm tanto nos CPs do G.FM (G.2FM e G.3FM T1/T2), quanto no G.CM (G.3CM e G.2CM T1/T2). Porém nos grupos de G.3CM e G.2CM, a 3 mm e 2 mm de distância do CM, respectivamente, as variações térmicas ($1^\circ\Delta T$) foram semelhantes. Na segunda fresagem, a 1 mm do CM (G.1CM T1/T2) a variação térmica foi menor quando comparada aos demais grupos G.2CM e G.3CM T1/T2. As temperaturas foram maiores a 2 mm do CM (G.2CM T1/T2), seguido do grupo a 3 mm no CM (G.3CM T1/T2).

A termogênese resultante quando a 1 mm do CM (G.1CM), revelou maior aquecimento na fresagem inicial da broca ($1^\circ\Delta T$), causado pelo maior atrito no osso medular, reduzindo essa variação térmica na segunda perfuração ($2^\circ\Delta T$). Com o leito ósseo já preparado, ocorre uma menor força vertical acarretando uma redução na geração de calor. Dessa forma, os dados sugeriram uma correspondência direta de um menor aquecimento na região próxima ao canal mandibular durante a segunda fresagem. Esta análise é reforçada por AGHVAMI *et al.* (2018) que demonstraram picos de temperatura nas áreas próximas aos pontos de perfuração com maior densidade óssea, assim como CHEN *et al.* (2018) que citaram maior temperatura óssea e a região de necrose máxima encontrada próxima à junção dos ossos corticais e esponjosos, ou seja, início da osteotomia.

Analisando a termogênese total das perfurações em si, percebe-se maior variação térmica a 1 mm do CM (G.1CM T1/T2), seguida por um aumento do aquecimento a 2 mm e 3 mm do CM (G.2CM e G.3CM T1/T2). Tais dados refletem que uma maior proximidade do canal mandibular durante a fresagem pode representar um aumento de temperatura na região intracanal mandibular.

Semelhante aos resultados de GOMES *et al.* (2023), nos grupos com maior densidade óssea medular foi possível verificar que os intervalos de variações térmicas menores ficaram restritos aos maiores distanciamentos de fresagem ($+0,4^\circ\text{C}$ a $+0,8^\circ\text{C}$

ΔT , distância de 54,2 pixel) enquanto um distanciamento menor representou um aumento no intervalo de variação térmica (+0,8°C a +1.1°C ΔT , distância de 10.1 pixel). Já VELASCO *et al.* (2023) revelaram alteração térmica somente nos dois primeiros corpos de prova (G1 - cortical e G4 - medular denso), não revelando alteração térmica no grupo medular. Os dois estudos sugeriram uma relação diretamente inversa entre densidade óssea e alteração térmica.

Em nossos resultados, a maior variação térmica, analisando os sensores isoladamente, foi nos pontos mais próximos ao início da perfuração (T3) em todos os grupos. Tais dados podem ser correlacionados a geração de calor promovida durante o rompimento da cortical óssea e ao maior atrito das brocas no início das fresagens. Resultados semelhantes foram apresentados por Leja *et al.* (2013), ao utilizarem termopares na superfície óssea, durante o procedimento cortical, demonstrando maior aquecimento. AGHVAMI *et al.* (2018) também indicaram picos de temperatura na região cortical, local inicial da fresagem, em relação aos demais pontos de análise térmica.

Em relação as análises dos grupos de forma isolada, os dados vão ao encontro das análises totais. No grupo a 1 mm do CM (G.1CM), o $T_g/\Delta T$ foi maior a 1mm do canal do que no cume ósseo T3($T_g/\Delta T$). Em contrapartida, nos grupos a 2 mm (G.2CM) e 3 mm (G.3CM) o aquecimento foi maior no cume quando comparado aos pontos de leitura térmica intracanal mandibular (T1/T2). GOMES *et al.* (2023) relacionaram esse aumento de temperatura à densidade óssea, onde o osso mais cortical gera um maior acúmulo térmico durante o procedimento de fresagem, corroborando com os resultados encontrados nesse grupo. Entretanto, a 1 mm de canal mandibular percebeu-se uma variação térmica superior à promovida na cortical óssea, o que pode representar a necessidade de uma maior cautela nessa região, com o uso de irrigação constante. Cabe ressaltar que o estudo aqui presente não

utilizou irrigação durante a fresagem devido as limitações do modelo animal, pois a penetração do irrigante no CP poderia interferir na segunda leitura de fresagem pelo acúmulo intraósseo.

6.4.1 Análise isolada G.1/G.2/G.3 FM

Durante todos os ensaios realizados nos G.FM a maior variação térmica foi no cume ósseo (T3). Já a 1 mm do CM (G.1FM), a leitura T1, dentro do canal mandibular, foi maior que no T2, no FM, e no T4, o terço médio da fresagem. VALENTE *et al.* (2017) citaram em seus estudos que devido a dissipação de calor, os pontos intermediários são os que menos alteram a temperatura, reforçando os resultados encontrados no grupo do FM, durante os ensaios.

Entretanto, ao avaliar a termogênese total dos 3 CPs G.FM, o aquecimento na região do FM (T2), foi maior que região do CM (T1), o que se justifica pela proximidade ao ponto inicial da perfuração, onde há maior geração de calor, com o rompimento do osso cortical, como citado pelos autores VALENTE *et al.* (2017) e AGHVAMI *et al.* (2018). Por estar no meio do ponto de percurso das fresas, esse ponto de leitura (T2) fica exposto ao atrito por um maior tempo, tanto durante a perfuração quanto na remoção da fresa, acarretando um acúmulo de energia cinética que resultará em um aquecimento maior.

YACKER *et al.* (2021), verificaram as temperaturas das brocas maiores na margem de 54,0 °C, 51,9 °C e 115,8 °C durante uma preparação em sequência de osteotomia, perfurando blocos sintéticos simulando o osso cortical e medular, sob refrigeração. Já ao atingir o osso medular, a temperatura da broca reduziu de 49,5 °C a 39,3 °C, mesmo com o aumento da profundidade de 10,5 mm passando para 15,5

mm. Relacionando assim, com nossos resultados, onde ocorre maior força de perfuração e conseqüentemente, aumento térmico, mesmo utilizando a irrigação.

6.4.2 Termogênese total do CM

Diante de todos os grupos amostrais com distâncias 1 mm (G.1CM), 2 mm (G.2CM) e 3 mm (G.3CM), a primeira fresagem provocou claramente um aquecimento ósseo maior, em relação à segunda perfuração, em todos os grupos. Em contrapartida aos resultados encontrados por MOHLHENRICH *et al.* (2016), que utilizando diferentes grupos de fresagens com uma única broca, e grupos com sequência gradual com brocas de diâmetros diferentes, não encontraram diferenças estatísticas significativas, porém a utilização ou não de irrigação, diferenciou os resultados, onde osteotomias não refrigeradas, apresentaram maiores variações de temperatura. Os autores concluíram que fresagens individuais, com broca única, não causa aumento de temperatura significativo em relação a perfuração sequencial padrão, não considerando o tipo ósseo.

A distância de 1 mm (G.1CM) gerou um ΔT maior da primeira fresagem do que a 3 mm (G.3CM) e 2 mm (G.2CM), respectivamente (Figura 18).

Quando analisamos a termogênese total ($T_g/\Delta T$), a maior variação térmica também se concentrou a 1 mm do CM, seguida a 3 e a 2 mm do CM, respectivamente.

Da mesma forma, um estudo sobre danos ao nervo facial por aquecimento em cirurgias de osteotomia em osso mastóide, em diferentes distâncias de acesso ao trajeto do nervo. Concluiu-se que quanto mais próxima a fresagem às estruturas nobres, maior a difusão de calor e maior probabilidade de injúria nervosa, chegando a média de 32,20 °C em pontos a 2 mm do nervo facial (GREGORY *et al.*, 2001). Como em nosso estudo, os resultados a 1 mm de canal mandibular (G.1CM/G.1FM)

percebeu-se uma variação térmica superior à promovida na cortical óssea, o que pode representar a necessidade de uma maior cautela nessa região, evitando injúrias ao NAI e possíveis lesões irreversíveis.

7. CONCLUSÕES

No estudo presente, as variações de temperaturas encontradas revelaram diferença estatística significativa na 1° e na 2° fresagem do G.CM.

Em todas as análises a 2° fresagem apresentou uma menor geração de calor quando comparada com a 1° fresagem.

No G.CM a proximidade de 1 mm do CM demonstrou um maior aquecimento quando comparado a 2 e 3 mm do CM, na 1° Fresagem e na termogênese total do procedimento, incluindo a 1° e 2° fresagem. Já na segunda fresagem a variação térmica decaíram em todos os pontos de leitura térmica, -1 mm, - 2 mm e - 3 mm.

No grupo G.FM a proximidade de 1 mm do CM também demonstrou um maior aquecimento na 1° e na 2° fresagem quando comparado com as distâncias de - 2 e - 3 mm.

Na Termogênese do total do CM indicou um maior aquecimento a - 1 mm enquanto no G.FM, a termogênese total demonstrou um aquecimento maior no ponto do forame mentoniano (T2) quando comparado ao canal mandibular a - 1 mm (T1).

A densidade óssea foi diretamente proporcional ao aquecimento promovido nas estruturas ósseas., demonstrando um aquecimento significativo no ponto T3, cume ósseo, na $1^{\circ}\Delta T$ quando comparado aos demais grupos.

As análises realizadas durante os ensaios foram importantes na avaliação das áreas de maior potencial termogênico, e critérios a serem observados durante o preparo do leito ósseo nas osteomias em implantodontia, em região de canal mandibular e forame mentoniano.

A utilização de um protocolo de fresagem durante os ensaios, utilizando as brocas com iguais velocidade, força e posicionamento, trouxe uma fidelidade nos resultados, no controle de temperatura nos pontos de eleição de perfuração.

Estudos adicionais são necessários para aprofundar no assunto, visto que muitos critérios são observados na relação aquecimento ósseo e neuropraxias, e devem ser incluídos a reforçar a nossa pesquisa.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aghvami M, Brunski J , Tulu U , Chen C , Helms J. (2018). A Thermal and Biological Analysis of Bone Drilling. *J Biomech Eng* 140(10):1010101-1010108.

Ahmad, M. (2018). The Anatomical Nature of Dental Paresthesia: A Quick Review. *Open. Dent J*.

Akhbar M , Sulong A. (2021). Surgical Drill Bit Design and Thermomechanical Damage in Bone Drilling: A Review. *Ann Biomed Eng* 49(1):29-56.

AlAli A., AlAnzi T. (2021). Inferior alveolar nerve damage secondary to orthodontic treatment: A systematic scoping review. *Int J Risk Saf Med*; 32(3):175-191.

Alevizakos V, Mitov G, Ahrens A. (2021). The Influence of Implant Site Preparation and Sterilization on the Performance and Wear of Implant Drills. *Int J Oral Maxillofac Implants*: 36(3):546-552.

Augustin G , Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, BabicS (2012) Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech* . (Bristol, Avon). 2012 May;27(4):313-25.

Bartling R, Freeman K, Kraut R. (1999). The incidence of altered sensation of the mental nerve after mandibular implant placement. *J Oral Maxillofac Surg* 57(12):1408-12.

Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, Mcglimphy EA., Beck M. (2006). Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg*, 64: 265-69, 2006.

Chen Y , Tu Y , Tsai Y , Tsai Y, Yen C , Yang S, Hsiao C. (2018). Assessment of thermal necrosis risk regions for different bone qualities as a function of drilling parameters. *Comput Methods Programs Biomed* 162:253-261.

Comuzzi L , Tumedei M , D'Arcangelo C , Piattelli A , Iezzi G. (2021). An In Vitro Analysis on Polyurethane Foam Blocks of the Insertion Torque (IT) Values, Removal Torque Values (RTVs), and Resonance Frequency Analysis (RFA) Values in Tapered and Cylindrical Implants. *Int J Environ Res Public Health* 1;18(17):9238.

Corte GM, Plendi J, Hüniger H, Richardson KC, Gemeinhardt O, Niehues SM. (2017). Refining experimental dental implant testing in the Göttingen Minipig using 3D computed tomography morphometric study of the mandibular canal. *PLoS One*; 12(9):e0184889.

Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. (1982). Thermal injury to bone: A vital-microscopic description of heat effects. *Int. J. Oral Surg*; 11: 115-121.

Eriksson A., Albrektsson T. (1983). Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet. Dent.*50:101–107.1983.

Finnerup NB, Kuner R, Jensen TS. (2021). Neuropathic Pain: From Mechanisms to Treatment. *Physiol Rev.* 1;101(1):259-301.

Froum S, Bergamini M, Reis N, Wang W, Leung M, Kaufman Z, Cho S. (2021). A New Concept of Safety Distance to Place Implants in the Area of the Inferior Alveolar Canal to Avoid Neurosensory Disturbance. *Int J Periodontics Restorative Dent* 41(4):e139-e146.

Gehrke S, Treichel T, Júnior J, Aza P, Frutos J. (2020). Effects of the technique and drill design used during the osteotomy on the thermal and histological stimulation Sci Rep.

Ghasemi S., Babaloo A., Sadighi M., Torab Z. , Mohammadi H., Khodadust. (2022). Effect of vitamin B complex administration on pain and sensory problems related to inferior alveolar nerve damage following mandibular implant placement surgery. J Adv Periodontol Implant Dent 30;14(1):13-19.

Gholampour S, Deh H H H. (2019). The effect of spatial distances between holes and time delays between bone drillings based on examination of heat accumulation and risk of bone thermal necrosis. Biomed Eng Online: 24;18(1):65.

Gomes, A G F; Lins, N C.; Frauches, V. M. S.; Senna, P.M.; Heggendorf, F. L. (2023). Ex vivo porcine study of thermal changes in bone marrow region during osseodensification and osteotomy. Journal of Osseointegration, (15).

Gregory M, Abbas Md, Raleigh O, Jones M D. (2001). Measurements of drill-induced temperature change in the facial nerve during mastoid surgery: a cadaveric model using diamond burs. Ann OtolRhinolLaryngol. Atlanta, Georgia(9):867-70.

Guyton A C, Hall J E. (2006). Tratado de Fisiologia Médica. 11 ed. Editora Elsevier.

Huang H, Chen D, Lippuner K, Hunziker E B. (2023). Human Bone Typing Using Quantitative Cone-Beam Computed Tomography. Int Dent J. 73(2): 259–266.

Juodzbaly G, Shavit I. (2014). Inferior alveolar nerve injuries following implant placement – importance of early diagnosis and treatment: a systematic review. Journal of Oral & Maxillofacial Research, 5(4): e2.

Kasapoğlu M., Doğançalı G. (2022). Inferior alveolar nerve injury due to the extrusion of calcium hydroxide during endodontic treatment: A case report. . Aust Endod J. 48(2):342-346.

Kniha K , Heussen N , Weber E , Möhlhenrich S C , Hölzle F , Modabber A. (2020). Temperature Threshold Values of Bone Necrosis for Thermo-Explantation of Dental Implants-A Systematic Review on Preclinical In Vivo Research. Materials (Basel) 13(16):3461.

Kumar R., Patil G., Choy S., Veerakumarasivam A. (2020). The location of the inferior alveolar nerve in the Malaysian population: Implications for dental implant planning. Indian J Dent Res.31(2):197–202.

Leja C, Geminiani A, Caton J, Georgios E, Romanos. (2013). Thermodynamic effects of laser irradiation of implants placed in bone: an in vitro study. Lasers Med Sci 28:1435–1440.

Marzec M., Kucińska-Lipka J., Kalaszczyńska I., Janik H.(2017). Development of polyurethanes for bone repair. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl 80; 736-747. DOI: 10.1016/j.msec.2017.07.047.

Mediouni M , Kucklick T , Poncet S , Madiouni R , Abouaomar A , Madry H , Cucchiari M . (2019). An overview of thermal necrosis: present and future Curr Med Res Opin 2019 .35(9):1555-1562.

Mendez Hopkins, Bironvl, Seikalyh, Zhulf, Côtéd.W.J. (2018). Brief electrical stimulation and synkinesis after facial nerve crush injury: a randomized prospective animal study. J. Otolaryngol Head Neck Surg;47(1):20.

Menorca RMG, Fussell TS, Elfar JC. (2013). Nerve physiology: mechanisms of injury and recovery. *Hand Clin.* (2013). 29(3):317-30.

Möhlhenrich S , Abouridouane M , Heussen N , Hölzle F , Klocke F , Modabber A. (2016). Thermal evaluation by infrared measurement of implant site preparation between single and gradual drilling in artificial bone blocks of different densities. *Int J Oral Maxillofac Surg* 45(11):1478-1484.

Moraschini V, Poubel L A, Ferreira V F, Barboza E S. (2015). Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 44(3):377–388.

Nero ALD, Gehrkea S, Bortoli JN, Zanattal C. (2012). Temperatura durante a fresagem óssea. Estudo comparativo das técnicas de irrigação. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent*;vol.66 (2).

Oliveira N , Algarra F, Bueno J, Padró E, Alfaro F. (2012). Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clin Oral Implants Res*.23 (8):963-9.

Romanos G, Lau J , Ruiz R , Javed F. (2020). Primary stability of narrow-diameter dental implants with a multiple condensing thread design placed in bone with and without osteotomes: An in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res* 22(3):409-414.

Romeo D, Chochlidakis K, Barmak A, Agliardi E. (2022). Insertion and removal torque of dental implants placed using different drilling protocols: An experimental study on artificial bone substitutes *J. Prosthodont.*

Salomó-Coll O , Auriol-Muerza B , Lozano-Carrascal N , Hernández-Alfaro F , Wang H , Gargallo-Albiol J. I. (2021). Influence of bone density, drill diameter, drilling speed, and irrigation on temperature changes during implant osteotomies: an in vitro study. *Clin Oral Investig* 25(3):1047-1053.

Santos M, Reis RL.(2010) Vascularization in bone tissue engineering: physiology, current strategies, major hurdles and future challenges. *Macromol Biosci* (2010) 10(1):12-27.

Seddon, J. (1943). Three Types of nerve injury. *J Article Vol* 66: 237–288.

Sener BC , Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. (2009) Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Mar;20(3):294-8.

Shapurian T , Damoulis, P D, Reiser G M, Griffin T J, Rand, W M. (2006). Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21(2):290-7. PMID: 16634501.

Siqueira T.T, Siqueira S.R.D.T. (2011). Dor persistente, anormalidades sensitivas, lesão de nervo e perda do implante após cirurgia com implantes dentais: sugestão de abordagem clínica. *Rev Dor. São Paulo*;12(2):172-81.

Soldatos N , Nelson-Rabe L , Palanker N, Angelov N , Romanos G, Weltman R. (2022). Temperature Changes during Implant Osteotomy Preparations in Fresh Human Cadaver Tibiae, Comparing Straight with Tapered Drills. *Materials (Basel)* 15(7):2369.

Štembírek J., Kyllar M, Putnová I., Stehlík L., Buchtová M. (2012). The pig as an experimental model for clinical craniofacial research. *Laboratory Animals*; 46; 269–279.

Szalma J., Vajta L., Lempel E., Toth Á., Jeges S., Olasz, L. (2017). Intracanal alveolar canal: Drills versus piezosurgery. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 45; 1622-1631.

Trisi P., Berardini M., Falco A., Podaliri Mv., Masciotra L. (2014). Effect of 50 to 60°C Heating on Osseointegration of Dental Implants in Dense Bone: An In Vivo Histological Study. *Implant Dentistry*; 23(5).

Valente, N.A.; Mang, T.; Hatton, M.; Andreana, S. (2017). Effects of Two Diode Lasers With and Without Photosensitization on Contaminated Implant Surfaces: An Ex Vivo Study. *Photomed Laser Surg*, 35(7): 347-356.

Vazquez L, Saulacic N, Belser U, Bernard JP. (2008). Efficacy of panoramic radiographs in the preoperative planning of posterior mandibular implants: a prospective clinical study of 1527 consecutively treated patients. *Clin Oral Implants Res* 19(1):81-5.

Velasco, N P S, Bastos P S, Frauches V M S, Vieira V T L, Heggendorf, F L. (2023). Thermal mapping of osteotomy with osseodensification drills in ex-vivo porcine models and correlations with the Hounsfield unit– analysis in microtomography. *International Journal Dental and Medical Sciences Research* Vol 5, 712-720. ISSN: 2582-6018.

Woods J, Cook J, Bozynski C, Tegethoff J, Kuroki K, Crist. (2022). Does Irrigating While Drilling Decrease Bone Damage? *Iowa Orthop J*. 42(2): 22–29. PMID: 36601237.

Yacker M J, Klein M. (1996). The Effect of Irrigation on Osteotomy Depth and Bur Diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* Vol 11 , issue 5.

Yao Y, Chen J. (2022). Minimising damage from heat generated during drilling procedure. *Br J Oral Maxillofac Surg* 60(1):100.

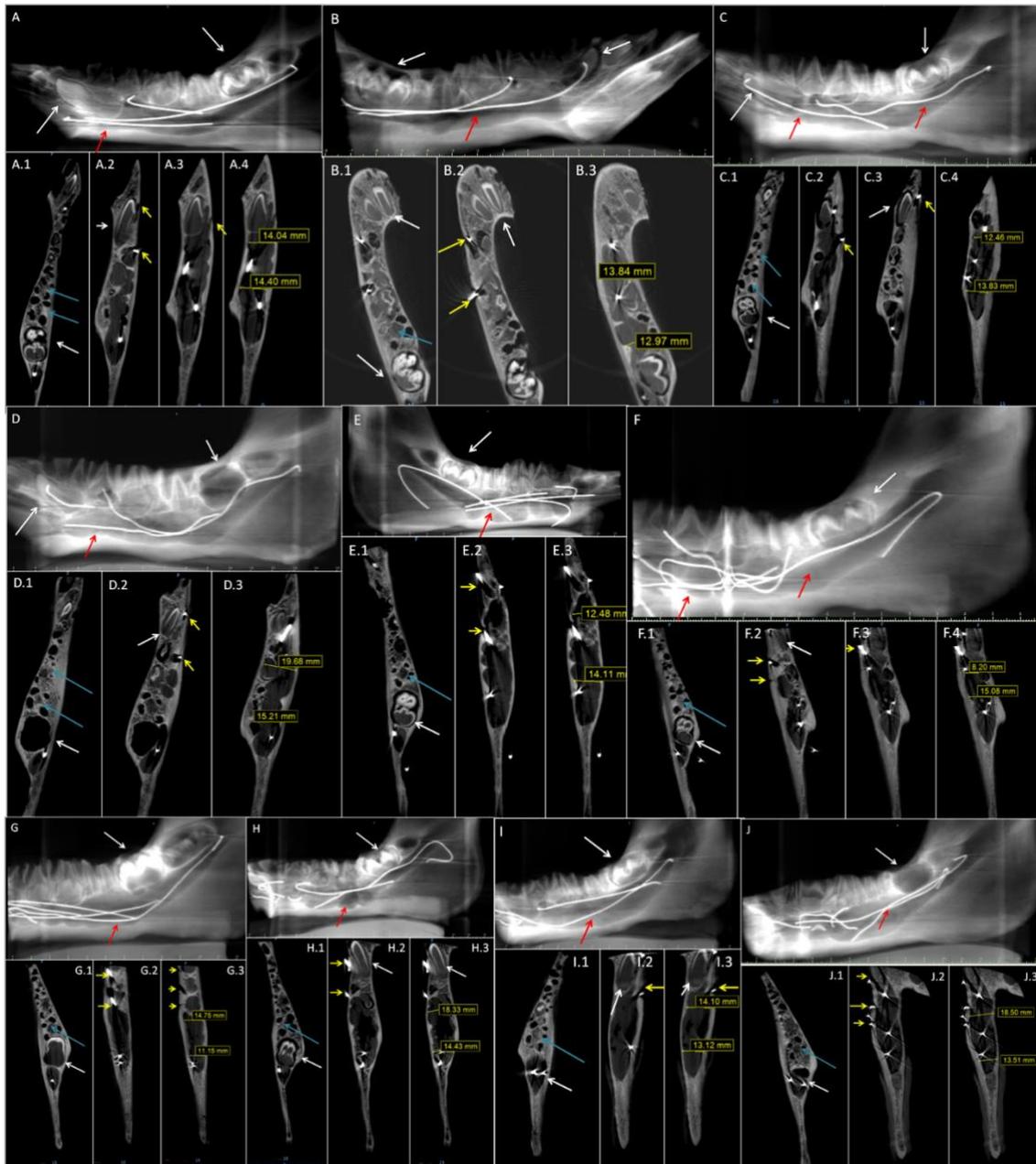
Yoshida K., Uoshima K., Oda K., Maeda T. (2009). Influence of heat stress to matrix on bone formation. *Clin. Oral Implant. Res.*20:782–790.

Zandi M., Heidari A., Jamshidi S., Aminzadeh A., Rajaei A., Mousavi M.(2021). Histological evaluation of inferior alveolar nerve injury after osteotomy of mandibular buccal cortex using piezoelectric versus conventional rotary devices: a split-mouth randomised study in rabbits. *J Oral Maxillofac Surg* 59(5):561-566. PMID: 33863596.

Zhang Y, Xu L , Wang C , Chen Z , Han S , Chen B , Chen J. (2019). Mechanical and thermal damage in cortical bone drilling in vivo. *Proc Inst Mech Eng H* :233(6):621-635.

9. ANEXOS

ANEXO 1 – Cortes tomográficos iniciais dos corpos de prova, selecionando regiões de eleição para fresagens ósseas



ANEXO 2 – Análise quanto à altura do rebordo alveolar. Distribuição dos segmentos mandibulares e medidas de altura e de trabalho para a fresagem

Segmento mandibular	GRUPO	Altura do Rebordo alveolar remanescente (mm)	Distância de fresagem (mm)	
G.3CM 3 mm de distância	CP.A1 Posterior	20,22	17,22	
		18,98	15,38	
		24,18	21,18	
	CP.A2 posterior	19,92	16,92	
		23,71	20,71	
		22,05	19,05	
		CP.A3 posterior	19,39	16,39
			20,89	17,89
			22,40	19,49
			16,28	15,28
G.1CM 1 mm de distância	CP.A4 posterior	17,80	16,80	
		19,83	18,87	
		20,74	19,74	
	CP.A6 posterior	20,74	19,74	
		13,47	12,47	
		CP.A7 posterior	17,09	16,09
			17,07	16,07
	G.2CM 2mm De distância	CP.A8 posterior	19,51	18,51
			17,87	15,87
			18,56	16,56
CP.A9 posterior		19,17	17,17	
		18,49	16,49	
		20,37	18,37	
		19,67	17,67	
CP.A10 Posterior		16,19	14,19	
		18,20	16,20	
		18,95	16,95	
	G.3FM -3mm	CP.9A Anterior	20,22	17,22
		21,38	18,38	
CP 4A anterior		20,68	17,68	
21,87		18,87		
CP 3A anterior		18	15	
G.2FM -2mm	CP 8A anterior	20,41	17,41	
		26,98	24,98	
	18,13	18,13		
	CP 7A anterior	25,94	23,94	
	20	18		
G.1FM -1mm	CP 1A anterior	20,21	18,21	
	20	18		
	CP 6A Anterior	18	17	
	22	21		
	CP 2A anterior	21,58	20,58	
CP 10A anterior	26,54	25,54		
	26	25		
		20	19	

Forame mentoniano

	GRUPO	Altura do Rebordo alveolar	Distância de fresagem	
Grupo G3CM posterior com - 3 mm de distância	CP A1 posterior	20,22mm	17,22mm	
		18,98mm	15,38mm	
		24,18mm	21,18mm	
		19,92mm	16,92mm	
	CP A2	23,71mm	20,71mm	
		22,05mm	19,05mm	
		19,39mm	16,39mm	
	CP A3	20,89mm	17,89mm	
		22,40mm	19,49mm	
		16,28mm	15,28mm	
Grupo G1CM posterior com - 1 mm de distância	CP A4 posterior	17,80mm	16,80mm	
		19,83mm	18,87mm	
	CP A6 posterior	20,74mm	19,74mm	
		20,74mm	19,74mm	
		13,47mm	12,47mm	
	CP A7 Posterior	17,09mm	16,09mm	
		17,07mm	16,07mm	
		19,51mm	18,51mm	
	Grupo G2CM Posterior com- 2mm De distância	CP A8 posterior	17,87mm	15,87mm
			18,56mm	16,56mm
19,17mm			17,17mm	
CP A9 posterior		18,49mm	16,49mm	
		20,37mm	18,37mm	
		19,67mm	17,67mm	
CP A10 Posterior		16,19mm	14,19mm	
		18,20mm	16,20mm	
		18,95mm	16,95mm	
GRUPO FORAME MENTONIANO				
	GRUPO	ALTURA DE REBORDO	DISTÂNCIA DE FRESAGEM	
Grupo G3FM -3mm	CP 9A Anterior	20,22mm	17,22mm	
		21,38mm	18,38mm	
	CP 4A anterior	20,68mm	17,68mm	
		21,87mm	18,87mm	
	CP 3A anterior	18mm	15mm	
	20,41mm	17,41mm		
Grupo G2FM -2mm	CP 8A anterior	26,98mm	24,98mm	
		18,13mm	18,13mm	
	CP 7A anterior	25,94mm	23,94mm	
		20mm	18mm	
	CP 1A anterior	20,21mm	18,21mm	
	20mm	18mm		
Grupo G1FM -1mm	CP 6A Anterior	18mm	17mm	
		22mm	21mm	
	CP 2A anterior	21,58mm	20,58mm	
		26,54mm	25,54mm	
	CP 10A anterior	26mm	25mm	
	20mm	19mm		

APÊNDICE 1 – Artigos publicados

Ex vivo porcine study of thermal changes in the bone marrow region during osseodensification and osteotomy

A. G. FARIAS GOMES¹, N. CADENA LINS¹, V. DE MELLO SOARES FRAUCHES², P. MENDES SENNA², F. L. HEGGENDORN²

¹Faculty of Dentistry of the University of Grande Rio (UNIGRANRIO), Rio de Janeiro, Brazil

²PostGraduate Program in Dentistry (PPGO), Grande Rio University (UNIGRANRIO), Rio de Janeiro, Brazil

TO CITE THIS ARTICLE

Farias Gomes AG, Cadena Lins N, de Mello Soares Frauches V, Mendes Senna P, Heggendorf FL. Ex vivo porcine study of thermal changes in the bone marrow region during osseodensification and osteotomy. *J Osseointegr* 2023;15(1).

DOI: 10.23805/JO.2023.15.01.08

KEYWORDS Osseointegration; Dental implant; Mandibular Nerve Injuries.

ABSTRACT

Aim Bone milling performed during osteotomy requires caution in controlling the temperature rise. In addition to the bone being sensitive to heat, there are several factors that influence bone heating, such as cortical thickness, bone density, time used during milling and drill speed. The objective of the present study was to measure and compare the thermal variations during osteotomy with osseodensifying drills at different distances in the peripheral region of the mental foramen artificially made in vitro and ex vivo using porcine ribs, correlating the thermal variation with the bone density determined through the unit of Hounsfield and with the different distances, between the thermal verification point and the osteotomy point.

Materials and methods The specimens were osteotomized using Densah Bur drills at 720 RPM with a torque of 20N.cm3 in a universal testing machine (EMIC DL 200MF, Emic-Instron, São José dos Pinhais, BR) in a load of 2 kg/force interspersed with peaks of return and advance of 1 mm until reaching the depth of 10 mm. The maximum thermal peaks were computed in a thermometer with a 4-channel K-type digital thermocouple sensor (HT-9815, Lefavor, Guangdong, CN) inserted in the pre-established areas, followed by analysis in the SkyScan 1172 microtomograph (Bruker-µCT, Kontich, Belgium) and correlating the density bone verified in the µCT with the thermal variations and the distance of the previously verified osteotomy points.

Results Thermal variations showed increases of up to 1.7 °C in the medullary bone. The data suggested that there was a direct relationship between medullary bone heating and bone density, with overheating in the D1 density groups and no overheating in the D2 bone density group.

Conclusions Medullary bone heating suggested that it was directly correlated with the bone quality present in the osteotomized bed. This generated heat can propagate in different directions, in the middle and apical third of the milled bed, and even to the buccal cortical wall in atrophic bone crests, reaching the anatomical structures supported in these areas. In addition, the quality of osseodensification presented after the trials suggested a direct dependent relationship with the bone marrow quality to achieve the totality of osseodensification in the osteotomized bed.

INTRODUCTION

Placement of osseointegrated implants in the mandibular region requires attention to the mandibular canal and its anatomical variants (1), such as different location, cortical course, and amplitude. Several anatomical variants have been reported, such as accessory foramen, bifid mandibular canals, and elongation of the inferior alveolar nerve (NAI) beyond the level of the mentoneal foramen due to an extension or anterior loop of the mentoneal nerve (1,2), which complicates the installation of osseointegrated implants in this region (3). Reports indicate a significant incidence of posterior mandibular nerve damage during installation of osseointegrated implants, third molar extraction, and others, both short- and long-term. The most common complications are hypoesthesia, with reduced sensation or perception of the nerve (2); paresthesia, which may be spontaneous or provoked, with numbness often accompanied by a burning or tingling sensation in the chin or lower lip (2), resulting in loss or altered sensitivity (3); dyesthesia, spontaneous or provoked, in which an abnormal, unpleasant, or painful sensation occurs (2,3); analgesia, with the absence of pain sensation (2); and anesthesia, characterized by the complete loss of sensation or perception (2). Neuropraxia, axonotmesis, and neurotmesis are injuries that may occur when the nerve is damaged. The first is caused by retraction or compression of the nerve while maintaining the integrity of the axon continuity. It takes approximately 1 to 4 weeks for the altered sensations to return spontaneously (2,3). The pressure caused by a spacer on the mental foramen is an example (3). Axonotmesis results in loss of axonal continuity with demyelination or edema (2). In this case, the larger axons remain intact in terms of structure and integrity of the neural tube (2). It occurs more frequently when the diameter of the nerve complex is small, such as at the exit of the mental foramen (3). Partial recovery of sensation may occur within 5 to 10 weeks (2). In neurotmesis, the nerve is more severely injured. The nerve trunk is completely injured and there is a loss of integrity of the neural tube, with all axons distal to the injured area undergoing Wallerian



Thermal mapping of osteotomy with osseodensification drills in ex-vivo porcine models and correlations with the Hounsfield unit – analysis in microtomography

Nayra Patrícia da Silva Velasco, BS¹

Pâmella dos Santos Bastos, BS¹

Verônica de Mello Soares Frauches, MSc²

Victor Talarico Leal Vieira, DSc, MSc, PhD²

Fabiano Luiz Heggendorf, DSc, MSc, PhD²

¹ Faculty of Dentistry of the University of Grande Rio (UNIGRANRIO), Rua Prof. José de Souza Herdy, 1160, bloco C, 2º andar - 25 de agosto - Duque de Caxias / Rio de Janeiro, Brazil - CEP: 25071-202.

² Postgraduate Program in Dentistry, University of Grande Rio (UNIGRANRIO), Rua Prof. José de Souza Herdy, 1160, bloco C, 2º andar - 25 de agosto - Duque de Caxias / Rio de Janeiro, Brazil - CEP: 25071-202.

Date of Submission: 01-04-2023

Date of Acceptance: 10-04-2023

ABSTRACT

During milling to install dental implants, the bone tissue is heated and can reach nervous structures, such as the inferior alveolar nerve. **Purpose.** The objective of this study was to measure and compare the thermal variations produced during osteotomy with osseodensification drills at different pre-established distances. **Materials and methods.** 4 groups simulated anatomical structures, artificially made in-vitro and ex-vivo in porcine ribs: Atrophic Alveolar Crest (G1), Basilar Medullary (G2), Inferior Alveolar Canal (G3), and Medullary (G4). Thermal variation was correlated with bone density using the Hounsfield unit (HU) and with the different distances between the thermal measurement points and the osteotomy, performed with osseodensification drills at 720 rpm and 20 N/cm³, without irrigation. **Results.** When performing the paired t-test, the temperatures before and after the osteotomy in groups G1 and G4 are statistically different. The statistical analysis of the mean forces applied during osteotomy did not show a statistically significant difference between the studied groups (p=0.161). The microtomography analysis revealed the average value of the bone mineral density parameter of each sample: 0.358 g.cm³ (G1), -0.021 g.cm³ (G2), -0.054 g.cm³ (G3), and -0.061 g.cm³ (G4). **Conclusion.** the data demonstrated a direct relationship between bone density and temperature increase during osteotomy. There was a direct relationship between the increased use of force during osteotomy and bone density, requiring greater force in regions with higher bone density (p<0.05).

KEYWORDS: Milling, dental implants, inferior alveolar nerve.

I. INTRODUCTION

The influence of temperature generated during osteotomy on the successful osseointegration of a dental implant is widely discussed¹⁻³. The high temperature in the bone can lead to failure to achieve osseointegration by causing hyperemia, necrosis, fibrosis, cell degeneration, and increased osteolytic activity¹. Eriksson & Albrektsson⁴ in 1984 stated that bone repair is affected by the heat generated during preparation for implant placement. Different factors may cause bone tissue heating, such as rotational speed, anatomical characteristics of the cutters, pressure exerted on the cutter, irrigation system used, bone density, and depth and type of perforation^{2,5-9}. Bone tissue is sensitive to temperature variations, which can cause cellular damage harmful to osseointegration¹. The bone type is relevant and should be known because the denser it is, the greater the temperature increases. The cortical bone is denser and presents less water than the medullary bone, demonstrating resistance during milling^{1,2}. The bone marrow has faster thermal conduction once it contains more water and lipids, so the heat generated by friction does not dissipate easily to the bone end. The trabecular bone is a spongy and less dense region where the bone trabeculae are located².

Studies differ on the factors that interfere with the temperature generated in the bone during the bed preparation for an implant installation. Chacon et al.⁷ stated that systems requiring fewer