

Francesca Gianni

Geração de calor durante a preparação da osteotomia do implante afetando a osseointegração
– Scoping review

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2023

Francesca Gianni

Geração de calor durante a preparação da osteotomia do implante afetando a osseointegração -
Scoping review

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2023

Francesca Gianni

Geração de calor durante a preparação da osteotomia do implante afetando a osseointegração -
Scoping review

Trabalho apresentado à Universidade Fernando
Pessoa como parte dos requisitos para obtenção do
grau de Mestre em Medicina Dentária

RESUMO

Introdução: Durante a fase de cirurgia de colocação do implante, a osteotomia é um procedimento fundamental que cria uma cavidade no osso para permitir o posicionamento estável do implante sendo fundamental para o sucesso e a durabilidade a longo prazo do procedimento. No entanto, durante a osteotomia, pode ser gerado calor devido ao atrito entre os instrumentos cirúrgicos e o osso circundante pelo que o controle adequado da temperatura pode desempenhar um papel crucial na manutenção de processos biológicos equilibrados e ideais, promovendo assim a osseointegração.

Objetivo: Os objetivos desta Scoping Review são determinar a temperatura crítica (máxima) a partir da qual fica comprometido o processo de osteointegração e qual o impacto da relação temperatura/tempo de exposição neste processo de remodelação.

Métodos: A pesquisa bibliográfica foi realizada nas bases de dados: MEDLINE/PubMed ScienceDirect e B-ON. Foram incluídos estudos *in vivo* e *in vitro*, combinando os termos de pesquisa e respectivos termos MeSH com operadores booleanos (AND, OR, NOT) sem limitações temporais, escritos em português, italiano e inglês.

Resultados: De acordo com os critérios de inclusão e exclusão aplicados à pesquisa obteve-se os seguintes resultados nas bases de dados: MEDLINE/PubMed (7) ScienceDirect (37) e B-ON (1179). Destes, 29 foram elegíveis.

Conclusões: Dentro dos limites desta scoping review e dentro dos limites dos artigos que foram selecionados, não foi possível encontrar uma temperatura crítica (máxima) a partir da qual fica comprometido o processo de osteointegração no entanto, é possível afirmar que a temperatura tem um impacto significativo no sucesso da osteointegração.

Palavras-chave: “osseointegration”, “thermal heating”, “drilling”, “implant”, “irrigation”.

ABSTRACT

Introduction: During the surgery phase of implant placement, osteotomy is a fundamental procedure that creates a cavity in the bone to allow stable positioning of the implant and is critical to the success and long-term durability of the procedure. However, during osteotomy, heat can be generated due to friction between the surgical instruments and the surrounding bone, so proper temperature control can play a crucial role in maintaining balanced and optimal biological processes, thereby promoting osseointegration.

Objective: The objectives of this Scoping Review are to determine the critical temperature (maximum) from which the osseointegration process is compromised and what is the impact of the temperature/exposure time relationship on this remodeling process..

Methods: The literature search was carried out in the following databases: MEDLINE/PubMed ScienceDirect and B-ON . In vivo and in vitro studies were included, combining the search terms and respective MeSH terms with Boolean operators (AND, OR, NOT) without temporal limitations, written in Portuguese, Italian and English.

Results: According to the inclusion and exclusion criteria applied to the research, the following results were obtained in the following databases: MEDLINE/PubMed (7), ScienceDirect (37) and B-ON (1179). Of these, 29 were eligible.

Conclusions: Within the limits of this scoping review and within the limits of the articles that were selected, it was not possible to find a critical temperature (maximum) from which the osseointegration process is compromised, however, it is possible to state that temperature has a significant impact on the success of osseointegration.

Key words: “osseointegration”, “thermal hating”, “drilling”, “implant”, “irrigation”.

“alle mie stelle protettrici,
ovunque voi siate.”

AGRADECIMENTOS

Ringrazio la mia mamma e il mio papà che mi hanno permesso, con non poco sacrificio, di affrontare questo viaggio, lungo e stancante, grazie per tutte le cose che ogni giorno mi permettete di fare, vi sarò grata per tutta la vita, vi amo.

A mio fratello, che questa lontananza ci ha avvicinati di più, mi troverai sempre al tuo fianco, ti voglio infinitamente bene.

Alla mia salvatrice, la mia guida, la mia luce in momenti di disperazione, a te Pia devo dire un grazie enorme. Con la tua generosità e coraggio mi hai aiutata ad andare avanti, nonostante la difficoltà. Ti sarò per sempre grata, sei una persona bellissima ed io mi sento così fortunata ad averti incontrata in quel caldo giorno di luglio. Alle tue figlie, Leonor e Sofia, meravigliose ragazze, buone e gentili come la mamma, siete la mia famiglia portoghese, vi porto nel mio cuore.

A Marika, un altro regalo della vita, il mio faro all'inizio di questa esperienza. Grazie per la tua compagnia e per il tuo supporto, è stata dura, ma insieme a te un po' meno. Troveremo sempre il modo di riabbracciarci, hai un posto speciale nel mio cuore, mia dolce amica.

Alle compagne di questo viaggio, ad Asia, amica sincera e pazzarella, grazie del tempo, grazie del bene, grazie della sincerità, grazie per tutto. Questi anni non torneranno più, ma io li tengo custoditi nel mio cuore, insieme a te, per sempre. A Iole, la mia amica, il mio binomio, la mia compagna di studi, di serate, di vita in questi anni, buona come poche nel mondo. Sarò sempre "qui" amiche siciliane, mai potrò dimenticarvi e mai smetterò di volervi bene.

A Federica, il mio porto sicuro in ogni momento. Grazie per esserci sempre, sei un regalo della vita, il bene che ti voglio è infinito.

Grazie al Professore, Dr. Jorge Pereira, per la comprensione e la disponibilità e per avermi dato la possibilità di realizzare un lavoro tanto bello e interessante.

A questa città che mi ha accolta e mi ha fatto sentire a casa, mi ci sentirò sempre ogni volta che tornerò. E infine a me, che mi sono data una chance, che alla fine ci ho creduto, che è stata dura, molto dura, ma guarda, ce l'ho fatta. Non dimenticherò mai la sofferenza, ma neanche dimenticherò mai le gioie che questa decisione mi ha permesso di provare.

ÍNDICE

RESUMO.....	V
ABSTRACT.....	VI
AGRADECIMENTOS.....	VIII
ÍNDICE DE TABELAS.....	X
I. INTRODUÇÃO.....	1
1. INTRODUÇÃO À IMPLANTOLOGIA.....	1
2. MECANISMOS DE OSTEOINTEGRAÇÃO.....	3
3. FATORES QUE CAUSAM O FRACASSO DO IMPLANTE.....	5
i. <i>Aspetos sistémicos do paciente, aspetos sistémicos e fatores locais.</i>	6
ii. <i>Densidade Óssea</i>	8
iii. <i>Experiência do Operador</i>	9
iv. <i>Design e Material do Implante</i>	10
4. A TEMPERATURA.....	11
i. <i>Irrigação</i>	12
ii. <i>Desgaste das Brocas</i>	13
iii. <i>Velocidade</i>	13
iv. <i>Fresagem Contínua ou Intermitente</i>	15
OBJETIVOS.....	15
II. MATERIAIS E MÉTODOS.....	16
1. ESTRATÉGIA DE PESQUISA.....	16
2. QUESTÃO DE PESQUISA.....	16
3. RESULTADOS E PRISMA.....	16
III. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	18
2. EFICIÊNCIA DA TEMPERATURA DA SOLUÇÃO REFRIGERANTE.....	21
3. PROTOCOLO CONVENCIONAL E TÉCNICA SIMPLIFICADA.....	23
4. COMPARAÇÃO ENTRE PERFURAÇÃO CONVENCIONAL E PIEZOCIRURGIA.....	25
5. COMPARAÇÃO ENTRE COMPACTAÇÃO ÓSSEA E PERFURAÇÃO ÓSSEA.....	27
6. DIFERENTES VELOCIDADES DE PERFURAÇÃO.....	27
7. DESIGN DAS BROCAS.....	30
8. COMPARAÇÃO ENTRE FRESAGEM CONTÍNUA E PERFURAÇÃO INTERMITENTE.....	32
9. DESGASTE DAS BROCAS.....	33
IV CONCLUSÃO.....	34
BIBLIOGRAFIA.....	35

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: fluxograma PRISMA com informações sobre as diferentes etapas da seleção dos artigos	17
Tabela 2: Resultados do efeito da irrigação.....	18
Tabela 3: Resultados da eficiência da temperatura da solução refrigerante.....	21
Tabela 4: Resultados do protocolo convencional e técnica simplificada.....	23
Tabela 5: Resultados da perfuração convencional e piezocirurgia.....	25
Tabela 6: Resultados da compactação óssea e perfuração óssea	27
Tabela 7: Resultados da velocidade de perfuração	27
Tabela 8: Resultados do design das brocas.....	30
Tabela 9: Resultados da fresagem contínua e perfuração intermitente.....	32
Tabela 10: Resultados do desgaste das brocas.....	33

I. INTRODUÇÃO

1. Introdução à implantologia

A implantologia oral comumente se refere ao conjunto de técnicas cirúrgicas destinadas a reabilitar funcionalmente um paciente com edentulismo total ou parcial, por meio do uso de implantes dentários, ou seja, dispositivos médicos inseridos cirurgicamente no osso mandibular ou maxilar, capazes de permitir a conexão de próteses, fixas ou removíveis, para restaurar a função mastigatória (Abraham, 2014).

Os primeiros relatos de implantologia foram registrados no antigo Egito, onde dois dentes eram conectados por um fio de ouro passado por orifícios. Essa descoberta foi feita pelo egiptólogo Hermann Junker em 1914 e ainda é a evidência mais conhecida de odontologia avançada que prosperou desde aqueles tempos.

A moderna implantologia oral, entendida como o uso de implantes endósseos de titânio, teve início nos anos 60 com o pesquisador sueco Ingvar Branemark e seus colaboradores.

Per-Ingvar Branemark, pesquisador da escola sueca, tem o grande mérito de ter desenvolvido o conceito de osteointegração, baseado nos princípios biológicos da implantologia endoóssea contemporânea. Branemark definiu a osteointegração como "um contato direto em nível de microscopia ótica entre osso vital e superfície metálica do implante" (Albrektsson *et al.*, 1981).

Antes dele, os implantes eram usados, mas com taxas de sucesso $\leq 50\%$, porque os princípios biológicos subjacentes a esse tratamento não eram cientificamente conhecidos.

A partir desse momento, a implantologia submersa se espalhou amplamente devido à facilidade da técnica cirúrgica, até então desconhecida, graças à qual mesmo operadores inexperientes puderam iniciar esse novo procedimento. Os implantes submersos multiplicaram-se e evoluíram rapidamente até os dias de hoje.

Até o início dos anos 80, quando os primeiros estudos de Branemark e seus colegas foram publicados, muitos pesquisadores se dedicaram a estudar a relação entre osso e implante.

Collins *et al.* (1954) afirmaram que nenhum material inerte poderia ser incorporado ao osso.

Southam, Chir e Selwyn (1970), concluíram que, quando um metal é implantado no osso, sua superfície é revestida por uma camada fibrosa.

Em 1978, Muster e Champy, afirmaram que apenas implantes de cerâmica podem ter contato direto com o osso.

A confirmação histológica do processo de osteointegração de implantes de titânio foi devida a Schroeder e seu grupo de pesquisadores, que demonstraram o contato real entre a superfície do implante e o tecido ósseo circundante, usando novas técnicas de corte e fixação óssea não descalcificada; esse fenômeno foi chamado de "anquilose funcional" por Schroeder (Chiapasco, 2007).

Em 1991, Zarb e Albrektsson deram uma nova definição de osteointegração como um processo pelo qual se obtém uma fixação rígida, clinicamente assintomática, do material aloplástico, durante a carga funcional (Berglundh *et al.*, 1991).

Fixação rígida é definida por Branemark, seguindo os seus estudos, quando o espaço e os movimentos relativos entre osso e implante não excedem 100 micrômetros (Alberktsson e Wennerberg, 2004).

Essa fixação ocorre quando o implante é feito em cerâmico ou em titânio, embora teoricamente qualquer material metálico (preferencialmente) com uma micromorfologia adequada e sem proteínas possa induzir a osteointegração. Até o momento, podemos definir o processo de osteointegração como o resultado de uma série de processos de cicatrização que ocorrem no local do implante após a sua colocação.

O material mais utilizado para a produção de implantes é o titânio, em sua forma comercialmente pura ou em suas ligas para uso odontológico: é um material biocompatível que na maioria dos casos não provoca reações no organismo. As reações alérgicas ao titânio são extremamente raras e podem estar associadas à liga Ti-Al6-V4, porque algumas pessoas podem ser sensíveis aos componentes da liga (titânio, alumínio e vanádio).

A pesquisa científica tem sido sempre muito ativa nesta área da cirurgia, levando à descoberta de verdades científicas que tornaram essa prática cada vez mais segura e menos invasiva para o paciente.

O problema do edentulismo, parcial ou mesmo total nos casos mais avançados, é uma questão nem sempre fácil de resolver e frequentemente encontrada na prática clínica diária do dentista.

A pesquisa científica tem sido sempre muito ativa nesta área da cirurgia, levando à descoberta de verdades científicas que tornaram essa prática cada vez mais segura e menos invasiva para o paciente.

Os implantes podem ter diferentes formas, ser inseridos em diferentes locais com técnicas diferentes e, finalmente, conectados às próteses em diferentes momentos (Buser, Sennerby e De Bruyn, 2017).

A implantologia endóssea é atualmente a mais difundida e utiliza implantes (corpo do implante propriamente dito) com forma cilíndrica/cônica, mais ou menos roscados por fora e com conexão interna ou externa de várias formas para a parte emergente (pilar). De acordo com o protocolo cirúrgico, a implantologia submersa ou transmucosa é distinguida e, com base no momento em que o implante é reabilitado, falamos de carga imediata, antecipada ou diferida (Mavrogenis *et al.*, 2009; Branemark *et al.*, 1985).

2. Mecanismos de osseointegração

A osseointegração é um processo biológico que ocorre quando um implante ou dispositivo médico, como uma prótese dentária ou um implante ortopédico, se liga firmemente ao osso circundante. O principal objetivo desses procedimentos é restaurar a funcionalidade e melhorar a qualidade de vida dos pacientes. Essa técnica revolucionou o campo da odontologia, permitindo que os pacientes se beneficiem de soluções protéticas mais estáveis, duradouras e funcionais.

O termo "osseointegração", cunhado no final dos anos 1960 por um cirurgião ortopédico sueco, Per-Ingvar Branemark, professor de biotecnologia aplicada na Universidade de Gotemburgo, é usado na odontologia e na medicina para descrever a íntima união entre osso e um dispositivo artificial sem tecido conjuntivo aparente (Branemark, 1983). A primeira vez que o Professor Branemark se deparou com esse fenômeno foi em 1952, durante um estudo *in vivo* em coelhos para investigar os processos de cicatrização de fraturas ósseas. Ele projetou componentes de microscopia de titânio especialmente para introduzir no osso, nos quais colocou um sistema de lentes de aumento. Esses

componentes foram firmemente inseridos em orifícios feitos no fêmur dos animais anestesiados e deixados no local para observar os eventos microscópicos durante os processos de cicatrização. Após os experimentos Branemark notou que era impossível remover a estrutura metálica de sua posição, descobriu que o osso poderia aderir permanentemente ao titânio puro, e esse fenômeno foi chamado de osteointegração (Branemark, 1983). Estudos subsequentes o convenceram da biocompatibilidade do titânio e da possibilidade de integração do titânio no osso. Essa descoberta abriu caminho para o uso de implantes dentários de titânio para substituir raízes dentárias ausentes ou danificadas.

Deve-se observar que a osteointegração também está relacionada aos conceitos de osteoindução e osteocondução (Alberktsson e Johansson, 2001). Osteoindução: Este termo significa que células primitivas, indiferenciadas e pluripotentes são de alguma forma estimuladas para se desenvolverem na linhagem celular formadora de osso. Uma definição proposta é o processo pelo qual a osteogênese é induzida (Wilson-Hench, 1987).

A osteocondução significa que o osso cresce na superfície. Uma superfície osteocondutora é aquela que permite o crescimento ósseo em sua superfície ou em poros, canais ou tubos. Wilson-Hench sugeriu que a osteocondução é o processo pelo qual o osso é direcionado para se conformar à superfície de um material (Wilson-Hench, 1987).

No processo de osteointegração, dois fatores desempenham um papel importante: a estabilidade primária (estabilidade mecânica) e a estabilidade secundária (estabilidade biológica após a remodelação óssea) do implante no osso. Um dos maiores desafios para o implante é o risco de osteointegração ineficaz ou tardia, devido à perda geral de estabilidade entre a segunda e a quarta semana, a fase crítica da transição da estabilidade primária para a secundária.

É fundamental introduzir também o conceito de estabilidade primária e secundária: assim que um implante é inserido no osso maxilar, algumas áreas da superfície entram em contato direto com o osso. Esse contato determina a estabilidade primária ou mecânica e depende da forma do implante, da qualidade do osso e da preparação do leito implantar (Albrektsson e Wennerberg, 2004).

A estabilidade primária diminui gradualmente no processo de remodelação óssea (Reghavendra, Wood e Taylor, 2005).

A estabilidade secundária do implante é o aumento na estabilidade atribuível à formação e remodelação óssea na interface implante/tecido e no osso circundante (Meredith, 1998; Brunski, 1992).

Esse novo contato com o osso é chamado de estabilidade secundária ou biológica. Quando o processo de cicatrização é concluído, a estabilidade mecânica inicial é totalmente substituída pela estabilidade biológica.

A velocidade e a quantidade do processo de osteointegração dependem do tipo de superfície do implante, que pode ter uma geometria que atrai células osteoblásticas. Estudos recentes demonstraram que, se o implante for dotado de uma superfície porosa, o processo é consideravelmente mais rápido e íntimo. Por outro lado, foi sugerido que implantes com estrutura superficial áspera e porosa estão sujeitos a maior adesão bacteriana do que superfícies lisas. Isto talvez se deva à maior superfície disponível para adesão e ao conseqüente maior número de pontos de ancoragem (Badihi Hauslich *et al.*, 2013).

3. Fatores que causam o fracasso do implante

Atualmente, os critérios de sucesso do implante são definidos da seguinte forma: ausência de mobilidade, ausência de desconforto persistente do paciente (dor, sensação de corpo estranho e/ou parestesia), ausência de infecções peri-implantares recorrentes com supuração; ausência de radiotransparência ao redor dos implantes; sondagem peri-implantar não superior a 5 mm; ausência de sangramento à sondagem; perda óssea não superior a 1,5 mm após o primeiro ano de carga e 0,1 mm por ano (mesialmente ou distalmente) (Ong *et al.*, 2008).

Apesar dos altos índices de sucesso alcançados pela terapia com implantes, o risco de falha é sempre uma possibilidade real. Os fracassos de implantes são classificados em duas categorias principais:

Precoces, causados por má seleção do paciente, técnica cirúrgica incorreta e/ou carga precoce (Albrektsson, 1983).

Tardios, devidos à peri-implantite induzida pela placa bacteriana ou sobrecarga oclusal (Isidor, 1996).

Os dois fatores etiológicos mais importantes no fracasso do implante são considerados a infecção dos tecidos peri-implantares, que pode levar a uma peri-implantite induzida, causando perda óssea, e sobrecarga excessiva, que ocorre com mais frequência durante o período de cicatrização ou no primeiro ano de função (Esposito *et al.*, 1997). A perda marginal de osso peri-implantar está estritamente relacionada à capacidade biomecânica do osso de se adaptar e reagir aos micromovimentos que ocorrem na interface osso-implante. Portanto, a extensão da reabsorção óssea foi correlacionada com: qualidade óssea inicial deficiente, fase cirúrgica muito agressiva, carga excessiva precoce, *design* e/ou fabricação incorretos da prótese.

i. Aspectos sistêmicos do paciente, aspectos sistêmicos e fatores locais.

Aspectos sistêmicos:

- Diabetes mellitus: é uma doença metabólica complexa caracterizada principalmente por hiperglicemia crônica, devido à diminuição na produção de insulina, ação enfraquecida da insulina ou uma combinação de ambos, resultando na incapacidade de transferir glicose da corrente sanguínea para os tecidos, levando a níveis elevados de glicose no sangue e excreção de açúcar na urina (Quaranta *et al.*, 2007). Hiperglicemia é definida como a presença de glicose acima do normal no sangue. Em pacientes com diabetes mellitus, a perspectiva de cicatrização e sucesso em procedimentos com implantes é semelhante à de um paciente saudável, desde que haja um excelente controle glicêmico e higiene oral adequada. A hiperglicemia crônica retarda a cicatrização de feridas e a subsequente reepitelização, aumentando o risco de complicações (Romanos, Delgado-Ruiz e Sculean, 2019).
- Osteoporose: é uma doença sistêmica caracterizada pela diminuição da massa óssea por unidade de volume, comprometimento da resistência óssea, o que predispõe o osso afetado à fratura. (Lamichhane, 2005). Essa condição pode ter implicações no planejamento e resultado de implantes dentários, pois a integridade óssea é um fator fundamental para o sucesso da osseointegração (Lekholm e Zarb, 1985). Afetando a densidade óssea, ela pode resultar em menor estabilidade primária dos implantes dentários durante a fase de inserção (Brain e Moy, 2002). Além disso, as condições de cicatrização e a resposta óssea à osseointegração podem ser afetadas. Também é importante considerar o tratamento farmacológico da osteoporose. Alguns medicamentos

usados para tratar essa condição podem influenciar a cicatrização óssea e a osteointegração dos implantes. Esses medicamentos pertencem às classes dos bifosfonatos e dos medicamentos anti-RANKL (receptor ativador do fator nuclear kappa-B ligante), que são projetados para retardar a reabsorção óssea e prevenir a perda de massa óssea.

- Bruxismo: definido como o ranger ou o apertamento involuntário dos dentes, pode ter implicações significativas para pacientes que receberam implantes dentários. Essa parafunção pode afetar tanto o planejamento quanto o sucesso a longo prazo, uma vez que exerce forças excessivas sobre os dentes e as estruturas dos implantes. O estresse mecânico excessivo pode levar a microfraturas no osso circundante dos implantes e nos próprios componentes dos implantes, e contribuir para a redução da pré-carga entre os componentes aumentando, deste modo, a sua instabilidade. 20% a 35,9% dos pacientes podem gerar força suficiente para causar microfraturas do osso ao redor dos implantes dentários, com perda óssea concomitante e falha do implante devido ao bruxismo (Sadowsky, 2019).

Fatores locais:

- Fumo: muitos estudos demonstraram que fumadores têm um risco maior de complicações relacionadas a implantes em comparação com não fumadores. Os componentes químicos presentes no fumo aumentam os riscos de insucesso no implante, afetando a capacidade de cicatrização de feridas pós-operatórias e tendo um impacto negativo na circulação periférica, dificultando o processo de osteointegração ao redor do implante. Além disso, os componentes e subprodutos da combustão contribuem para o risco aumentado de infecções pós-operatórias e atraso da cicatrização. A supressão do sistema imunológico em fumadores pode afetar negativamente a resposta do corpo a procedimentos cirúrgicos, incluindo os implantes dentários (Tonetti *et al.*, 2017). É importante destacar que parar de fumar antes de se submeter a uma cirurgia de implante dentário pode reduzir significativamente os riscos associados ao tabagismo. Acredita-se que muito esteja ligado aos efeitos negativos das toxinas do fumo no metabolismo ósseo, na osteogênese e na angiogênese, que são importantes para a osseointegração e manutenção a longo prazo dos implantes (Mustapha, Salamee Chrcanovic, 2021).

- Higiene oral insuficiente: a carga bacteriana pode causar inflamação na gengiva e no osso, reabsorção e, conseqüentemente, perda do implante. O mau controle da placa bacteriana é um fator de risco, pois dificulta o acesso aos locais do implante durante a higiene oral, explicando a maior incidência de peri-implantite em áreas com acesso limitado à higiene oral (65%) em comparação com áreas laváveis (18%) (Scarano *et al.*, 2023). A placa bacteriana é a camada superficial de bactérias que se forma naturalmente na superfície dos dentes e dos implantes dentários. Se não for removida regularmente por meio de uma higiene oral adequada, pode levar à gengivite, inflamação das gengivas e sangramento. A gengivite não tratada pode progredir para periodontite, que envolve uma inflamação mais profunda e pode prejudicar os tecidos de suporte dos implantes, incluindo o osso alveolar e o ligamento periodontal.
- Periodontite: também conhecida como doença periodontal avançada ou doença periodontal grave, é uma condição em que a inflamação das gengivas progride, afetando os tecidos de suporte dos dentes, incluindo o osso alveolar. A presença dessa doença pode aumentar o risco de infecções e complicações pós-operatórias após a colocação dos implantes. A inflamação crônica das gengivas pode comprometer o processo de cicatrização do osso ao redor dos implantes e promover a proliferação bacteriana em torno das estruturas implantares.

ii. Densidade Óssea

A densidade óssea é um fator fundamental a ser considerado no planejamento e no sucesso dos implantes dentários. A variação na densidade do tecido ósseo ao redor dos implantes pode ter um impacto significativo na estabilidade e na osseointegração das estruturas implantadas.

Uma classificação amplamente reconhecida que leva em consideração a densidade óssea foi proposta por Lekholm e Zarb (Lekholm e Zarb, 1985). Esses autores desenvolveram uma classificação com base na avaliação radiográfica pré-operatória e na percepção subjetiva da resistência óssea durante o preparo do local do implante. A densidade óssea é comumente classificada nos quatro tipos a seguir:

- Tipo 1: osso compacto completamente homogêneo
- Tipo 2: camada espessa de osso compacto envolvendo um núcleo ósseo trabecular denso

- Tipo 3: fina camada de osso compacto envolvendo um núcleo ósseo trabecular denso
- Tipo 4: fina camada de osso compacto envolvendo um núcleo ósseo trabecular de baixa densidade

O conhecimento da densidade óssea e de sua classificação ajuda o dentista a planejar com precisão o procedimento de implante. Essa informação permite a seleção dos implantes apropriados e a adoção de procedimentos cirúrgicos que maximizem a estabilidade e a osseointegração.

iii. Experiência do Operador

Enquanto a experiência do operador pode desempenhar um papel crucial no sucesso dos implantes dentários, também deve-se considerar que a falta de experiência ou competência insuficiente pode representar um risco significativo para o sucesso do procedimento.

Um operador experiente é capaz de realizar uma avaliação completa do paciente e planejar com precisão a posição dos implantes com base na densidade óssea, anatomia e condições gerais do paciente. O planejamento preciso reduz os riscos de complicações durante e após o procedimento.

A experiência permite que o operador selecione os materiais e ferramentas mais adequados para cada situação. A escolha dos implantes, componentes protéticos, instrumentos cirúrgicos e sequência de preparo do leito alveolar apropriados pode influenciar a estabilidade do implante e a cicatrização subsequente.

O conhecimento de técnicas cirúrgicas avançadas, como cirurgia guiada e o uso de técnicas de regeneração de tecidos, pode melhorar a precisão da inserção do implante e promover uma cicatrização ideal.

A experiência do operador é valiosa na gestão de complicações que podem ocorrer durante ou após o procedimento. Um operador experiente sabe como lidar prontamente com problemas como sangramento, infecção ou falta de estabilidade do implante.

O operador desempenha um papel fundamental na obtenção de resultados estéticos e funcionais ideais. A correta posição dos implantes e a manipulação adequada dos tecidos circundantes contribuem para um sorriso natural e uma mastigação eficaz.

Um operador bem treinado e com experiência consolidada pode enfrentar os desafios de forma eficaz, planejar intervenções personalizadas e alcançar resultados ideais tanto esteticamente quanto funcionalmente.

iv. Design e Material do Implante

O implante permite a substituição dos elementos dentários ausentes, por meio de dispositivos protéticos aloplásticos inseridos no osso, a fim de manter funções importantes para o paciente, como mastigação, fonética e estética.

A forma como um implante é projetado pode determinar a sua estabilidade, osseointegração, distribuição de carga e estética final. O *design* do implante inclui sua geometria e comprimento. A forma do implante pode variar de cilíndrica a cônica, e a escolha depende das condições anatómicas e das necessidades protéticas do paciente.

Aspectos mecânicos dos metais, como elasticidade e resistência, desempenham um papel fundamental na reabilitação protética. O titânio e as ligas de titânio têm a vantagem de possuir módulo de elasticidade relativamente menor e maior resistência à corrosão. A camada de óxido de titânio também foi proposta por alguns autores como tendo influência significativa na integração deste metal com o tecido ósseo (Balamurugan *et al.*, 2018).

O titânio, em comparação com outros metais usados desde a pré-história (ferro, cobre e bronze), foi reconhecido como um dos metais mais biocompatíveis usados na área médica. O titânio é muito utilizado em aplicações médicas, devido à sua baixa toxicidade e boa estabilidade química em diversos fluidos corporais (Verestiuc *et al.*, 2021). Sua falta de reatividade a campos magnéticos é uma vantagem adicional, especialmente em relação a procedimentos diagnósticos e ao conforto do paciente. No entanto, é importante notar que o titânio pode ser reativo ao oxigênio, levando à fragilização do metal.

As características da superfície dos implantes de titânio afetam tanto a velocidade quanto a qualidade da osseointegração. A composição da superfície, a hidrofobicidade e a rugosidade são fatores que podem afetar a forma como um implante se integra ao tecido circundante (Le Guéhennec *et al.*, 2007).

A aplicação de técnicas aditivas e subtrativas de modificação de superfície permite a criação de perfis morfológicos diferentes, que podem influenciar as interações entre superfícies e células.

Além disso, a modificação da superfície pode influenciar a resposta celular. De acordo com Anselme, uma superfície alterada pode libertar íons ou moléculas que estimulam a membrana celular e iniciam o processo de adesão e diferenciação celular (Anselme, 2000). A morfologia da superfície também pode influenciar os campos de tensão e deformação, que podem promover a interação entre superfície, proteínas e células (Liu, Chu e Ding, 2004).

4. A Temperatura

Para posicionar um implante, é necessária uma preparação do local do implante no osso que deve ser realizada com sistemas específicos de perfuração. Essa preparação pode causar danos reversíveis e irreversíveis aos tecidos.

O calor excessivo gerado durante a osteotomia pode causar hiperemia, necrose, fibrose, degeneração celular e aumento da atividade osteolítica, levando ao fracasso da osseointegração.

A arquitetura e a vascularização do osso desempenham um papel importante na reação do tecido ósseo ao efeito do calor. Como o osso esponjoso é bem suprido de vasos sanguíneos, ele pode dissipar o calor mais rapidamente e, portanto, tem maior capacidade de regeneração do que o osso compacto, que tem um suprimento sanguíneo deficiente.

O osso cortical é denso e contém pouca água, portanto sua capacidade de condução de calor é superior à da medula óssea, com condução de calor relativamente rápida, enquanto o osso esponjoso possui estrutura reticular e contém água e lipídios (Chauhan, Shah e Sutaria, 2018).

O sucesso dos implantes endoósseos depende, em grande medida, da capacidade de manutenção da vitalidade e do potencial de remodelação das estruturas periimplantares.

O controle adequado da temperatura pode desempenhar um papel crucial na manutenção de processos biológicos equilibrados e ideais, promovendo assim a osseointegração. Pelo contrário, uma temperatura elevada pode influenciar negativamente estes processos. A

temperatura limite que o tecido ósseo pode atingir está entre 44°C e 47°C por um minuto (Eriksson e Albrektsson, 1984). O aumento da temperatura óssea durante a preparação do leito para a instalação do implante é multifatorial e deve ser minimizado para uma melhor cicatrização primária do local do implante.

Durante a fase de cirurgia de colocação do implante, a osteotomia é um procedimento fundamental que cria uma cavidade no osso para permitir o posicionamento estável do implante. Essa conexão estável entre o implante e o osso é fundamental para o sucesso e a durabilidade a longo prazo do procedimento. No entanto, durante a osteotomia, calor pode ser gerado devido ao atrito entre os instrumentos cirúrgicos e o osso circundante. O efeito do calor gerado durante a osteotomia na osseointegração de implantes dentários é um tópico de crescente interesse e relevância clínica. A opinião comum é que o desenvolvimento da temperatura e seu efeito na osseointegração estão relacionados com o tempo de exposição do osso ao atrito gerado durante a perfuração. O aumento da temperatura óssea durante a preparação do leito para a instalação do implante é multifatorial, relacionado a vários fatores, incluindo a presença e as condições de irrigação, o design e o desgaste das brocas, a técnica cirúrgica utilizada, a velocidade de rotação e as características do osso.

i. Irrigação

Classicamente, acredita-se que se a temperatura ultrapassar os 47°C por 1 minuto, ocorrerá a osteonecrose térmica do osso peri-implante, levando a uma falha prematura do implante dentário. A irrigação com refrigerante desempenha um papel importante e fundamental na redução da temperatura geral durante a osteotomia. Diversos experimentos *in vitro* e *in vivo* demonstraram a sua eficácia. A irrigação sozinha não pode ser a única responsável pela variação de temperatura, mas deve estar associada à velocidade de perfuração e ao tipo de osso.

No entanto, apesar de sua utilidade, a irrigação pode afetar negativamente a visão do operador e praticamente impossibilita a coleta de osso autólogo durante a perfuração (Flanagan, 2010). As lascas ósseas que poderiam ser recuperadas de uma broca não irrigada podem ser uma fonte importante de osso autólogo para enxertos.

No entanto, o uso da irrigação como método de arrefecimento é importante, independentemente do uso de sistemas de irrigação interna, externa ou de uma

combinação de ambos. A irrigação consegue controlar eficazmente o aquecimento do osso durante a osteotomia. Quanto à escolha do sistema de irrigação mais eficaz para controlar o aumento da temperatura, ainda existem várias dúvidas na literatura. Uma certeza está relacionada com os custos elevados do sistema de irrigação interna em comparação com a irrigação externa.

ii. Desgaste das Brocas

No que diz respeito às fresas utilizadas durante a osteotomia, a sua duração e, conseqüentemente, o seu afiamento, são um fator importante. A literatura relata que as fresas utilizadas muitas vezes (mais de 30-50 utilizações) e a respetiva esterilização, que claramente é realizada a temperaturas muito elevadas, perdem a capacidade de corte e afiamento, provocando um aumento da temperatura.

As causas da sua deterioração, além do uso normal, podem ser várias, como: a densidade e a dureza do osso do paciente podem afetar o desgaste das fresas, sendo que o osso mais duro pode causar um desgaste mais rápido das fresas. O uso de velocidades excessivas ou de pressão excessiva durante a operação pode acelerar o seu desgaste. A limpeza e manutenção inadequadas das fresas também podem reduzir a sua durabilidade.

As conseqüências do desgaste podem levar a uma diminuição da eficiência, exigindo mais tempo para realizar uma preparação adequada do local do implante, comprometendo a precisão da preparação e afetando o correto ângulo e profundidade do implante. Aumentando o desgaste das fresas dentárias, aumentará a superfície de contacto entre as fresas e o material ósseo, levando a um aumento do atrito e, conseqüentemente, a um aumento da temperatura, colocando em risco os tecidos circundantes.

iii. Velocidade

A velocidade de perfuração pode ser dividida em:

Baixa velocidade: velocidades de perfuração inferiores a 500 rotações por minuto (Monje *et al.*, 2019). Normalmente usadas na preparação inicial do local do implante para reduzir o risco de superaquecimento e estresse térmico.

Velocidade moderada: velocidades de perfuração entre 500 e 1000 rotações por minuto (Monje *et al.*, 2019). Geralmente usadas na fase de expansão ou alargamento do local do implante.

Alta velocidade: velocidades de perfuração superiores a 1000 rotações por minuto (Monje *et al.*, 2019). Muitas vezes usadas na fase de preparação do local e na inserção do implante.

A velocidade de perfuração é um parâmetro crítico durante a preparação do local para a inserção de implantes dentários. A escolha da velocidade de perfuração adequada pode afetar significativamente o sucesso do procedimento. A seleção da velocidade depende de vários fatores, incluindo a densidade óssea, o tamanho do implante, a forma do local de inserção, a necessidade de enxerto ósseo e a experiência do cirurgião. Personalizar a velocidade de acordo com as condições específicas do paciente é fundamental.

A literatura científica fornece diretrizes gerais, mas é importante lembrar que cada caso clínico é único e requer avaliação individual. Em muitos casos, uma velocidade de perfuração moderada é recomendada. Isso permite um bom controle durante o procedimento e pode reduzir o risco de superaquecimento do osso e dos tecidos circundantes. A densidade óssea pode variar de um local para outro na mesma boca e de um paciente para outro, portanto, é aconselhável ajustar a velocidade de acordo com o osso específico que está sendo perfurado. Em geral, para ossos mais densos, é aconselhável usar uma velocidade de perfuração mais baixa para evitar superaquecimento e danos ao tecido ósseo.

Relacionada à velocidade de perfuração, na verdade, está a força aplicada pelo operador, a presença do refrigerante e o tempo gasto na perfuração; o único parâmetro de velocidade não pode ser considerado isoladamente, e a escolha da velocidade a adotar depende disso para obter o menor superaquecimento ósseo possível. A combinação do aumento da carga e da velocidade pode permitir um corte mais eficiente sem um aumento efetivo da temperatura, ao contrário de uma baixa velocidade e uma carga menor, que podem resultar em uma temperatura mais alta por sobre-extensão do tempo de corte.

iv. Fresagem Contínua ou Intermitente

A fresagem contínua e intermitente são dois enfoques diferentes utilizados na implantologia dentária durante a preparação do local para a inserção do implante. Ambos têm vantagens e desvantagens, e a escolha entre os dois depende das condições do paciente, da técnica cirúrgica preferida e da formação do profissional.

A fresagem contínua envolve o uso contínuo de uma fresa rotativa durante todo o processo de preparação do local do implante, a fresa está em movimento constante enquanto o leito implantar é criado. Uma vantagem pode ser que a fresagem pode ser mais rápida do que a abordagem intermitente, reduzindo o tempo total de cirurgia. As desvantagens podem incluir um potencial stresse mecânico, onde a fresagem contínua pode exercer um stresse mecânico maior nos tecidos circundantes e no próprio implante, bem como a necessidade de controlo preciso para evitar danos nos tecidos moles e ósseos.

A fresagem intermitente envolve o uso de fases de fresagem intercaladas com pausas durante o processo de preparação do local do implante. A fresa é periodicamente retirada do local para permitir o resfriamento e a remoção de detritos. Esta técnica reduz o stresse mecânico nos tecidos circundantes e no implante, melhorando a preservação óssea, e a remoção periódica da fresa permite um controle mais preciso da profundidade e do ângulo do local do implante. Uma desvantagem é que pode exigir mais tempo total devido às pausas necessárias para o resfriamento.

A escolha entre fresagem contínua e intermitente depende de vários fatores, incluindo densidade óssea, estado de saúde do paciente, preferência do cirurgião e equipamento disponível. Em geral, a abordagem intermitente é frequentemente preferida quando se trabalha com osso denso ou em pacientes com risco de superaquecimento dos tecidos. Por outro lado, a fresagem contínua pode ser mais rápida e eficiente em algumas situações. Estudos que utilizaram o movimento intermitente demonstraram que a temperatura era mais facilmente controlável.

Objetivos

Os objetivos desta Scoping Review é determinar a temperatura crítica (máxima) a partir da qual fica comprometido o processo de osteointegração e qual o impacto da relação temperatura/tempo de exposição neste processo de remodelação.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

1. Estratégia de Pesquisa

Para realizar esta revisão de escopo, foi utilizada uma abordagem sistemática para identificar estudos relevantes. Várias bases de dados acadêmicas foram exploradas, como (via National Library of Medicine), ScienceDirect (Elsevier) e B-ON. Os critérios de inclusão abrangiam estudos *in vivo*, *in vitro* e clínicos em seres humanos, sem limitações temporais, escritos em português, italiano e inglês, usando uma combinação de palavras-chave: "osseointegração" E "geração de calor térmico" E "perfuração" E "implantes dentários" E "irrigação", usando o operador booleano "E". A pesquisa foi limitada a artigos científicos que descreviam a relação entre temperaturas elevadas durante a osteotomia do implante e a falta de osseointegração e suas possíveis causas. Revisões adicionais de escopo e revisões sistemáticas sobre o mesmo tópico foram excluídas, assim como artigos que, após a leitura do título ou resumo, foram considerados irrelevantes ou não relacionados à influência da geração de calor durante a osteotomia.

2. Questão de Pesquisa

Para estruturar e responder à questão de pesquisa, foi utilizada uma abordagem PCC (população, conceito, contexto). Os critérios PCC para a questão de pesquisa foram: "Quanto a geração de calor produzida durante a osteotomia (C) afeta a osseointegração (C) em pacientes submetidos à colocação de implantes (P)?"

População: Pacientes submetidos à colocação de implantes.

Conceito: Afetação da osseointegração.

Contexto: Geração de calor produzida durante a osteotomia.

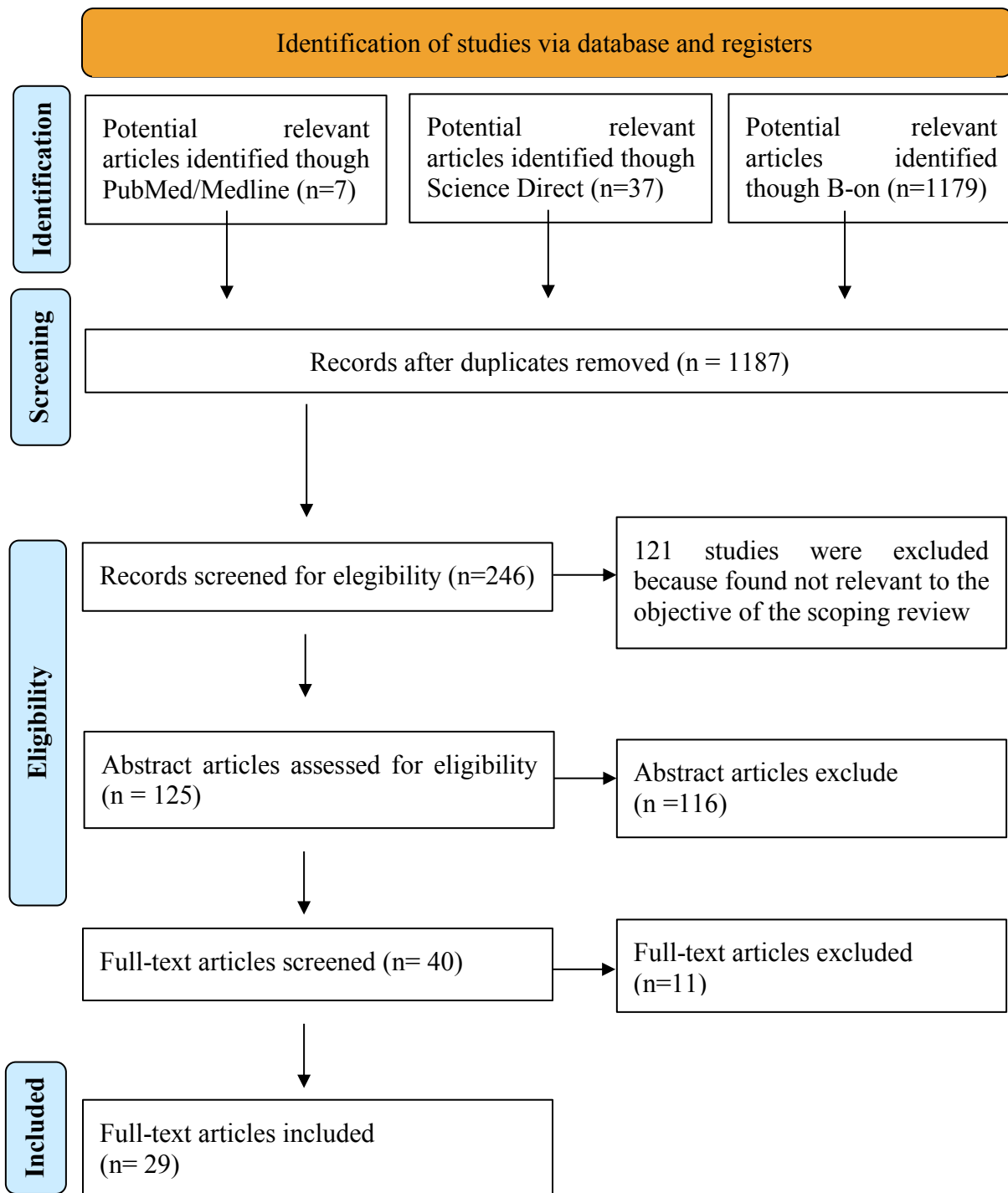
3. Resultados e PRISMA

O fluxograma ilustra o fluxo de informações nas diferentes fases de uma revisão de escopo. Ele mapeia o número de artigos identificados, quais foram excluídos e quais foram incluídos.

Foram identificados inicialmente um total de 1223 documentos na pesquisa inicial. Após a remoção de duplicatas, artigos ilegíveis e indisponíveis, 246 títulos foram examinados

para uma primeira seleção, 125 resumos foram revistos cuidadosamente, 40 textos completos foram lidos e 11 artigos foram descartados por serem revisões ou por abordar temas fora do contexto desta revisão. Um total de 29 foram considerados relevantes para o estudo.

Tabela 1: fluxograma PRISMA com informações sobre as diferentes etapas da seleção dos artigos



III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a fase de pesquisa sobre a geração de calor durante a osteotomia, foram selecionados 29 artigos que comparam os diferentes fatores que afetam a osteointegração, e uma divisão dos artigos foi feita com base nos tópicos abordados.

1. Efeito da irrigação ausente, interna, externa ou uma combinação de ambas

Tabela 2: Resultados do efeito da irrigação

ARTIGOS	TIPOLOGIA DO ESTUDO	SEM IRRIGAÇÃO	INTERNA	EXTERNA	COMBINAÇÃO
Benington, <i>et al.</i> (2002)	<i>in vitro</i>		sistema mais caro, sem diferença de temperatura relevante durante o experimento, não há benefício.	Sistema de irrigação externo suficiente	
Strbac, <i>et al.</i> (2014)	<i>in vitro</i>	o maior aumento de temperatura foi registrado	uma temperatura baixa é registrada	registra-se uma temperatura baixa, mas um pouco superior à do sistema com irrigação interna	temperatura registrada quase idêntica à irrigação interna
Gehrke, <i>et al.</i> (2014)	<i>in vitro</i>	grande aumento de temperatura		mais calor gerado do que combinado	menos calor gerado
Salomó-Coll <i>et al.</i> (2020)	<i>In vitro</i>	ausência de irrigação em velocidades mais baixas é eficaz para evitar uma geração excessiva de calor.		irrigação externa em altas velocidades de perfuração é eficaz para evitar uma geração excessiva de calor.	
Gehrke, <i>et al.</i> (2018)	<i>Ex vivo</i>	variação na temperatura maior		variação na temperatura significativamente menor	pode diminuir o calor térmico interno
Ozcan <i>et al.</i> (2022)	<i>In vivo</i>				
Trisi, <i>et al.</i> (2014)	<i>in vivo</i>	causa a falha do implante dentário	muito eficiente	menos eficiência	muito eficiente
Sannino <i>et al.</i> (2018)	<i>In vitro</i>			pode ser crucial para a redução térmica durante uma osteotomia implantar guiada	

Benington *et al.* (2002) compara a irrigação interna com a externa é um estudo *in vitro* em osso mandibular bovino. Durante os procedimentos de perfuração, foi aplicada uma carga de perfuração constante de 1,7 kg através de um dispositivo de perfuração. As brocas usadas para ambos os métodos de irrigação eram uma broca helicoidal de 2 mm para corte do canal e uma broca de 3,25 mm para perfuração deste canal. Não foi observada diferença estatisticamente significativa nas variações de temperatura geradas pelos dois sistemas de irrigação. Também se afirma que a irrigação interna proporciona uma melhor desobstrução do local durante o processo de perfuração. Dado que a desobstrução facilitaria um menor atrito da broca, esperar-se-ia uma temperatura global reduzida. No entanto, neste estudo, não pareceu haver um aumento significativo na temperatura com o uso da irrigação externa. Em conclusão, parece não haver vantagem clínica no uso de sistemas de irrigação interna mais caros.

Strbac *et al.* (2014) realizaram um estudo *in vitro* utilizando uma nova amostra de osso bovino padronizada com o objetivo de estudar os efeitos térmicos durante a perfuração sem irrigação, com irrigação externa, interna ou uma combinação de ambas. O maior aumento de temperatura durante as osteotomias foi observado na perfuração sem irrigação: 29,87°C (27,94; 31,80), seguido pela irrigação externa com 28,47°C (26,58; 30,35), depois a irrigação interna com 25,86°C (23,89; 27,83) e com um valor quase idêntico para a irrigação combinada com 25,68°C (23,85; 27,52). Este estudo pode indicar que a irrigação é indispensável durante a perfuração para evitar o limiar prejudicial de temperatura de 47°C, sustentando que a irrigação interna e combinada é mais vantajosa do que o resfriamento externo durante um procedimento de perfuração.

Gehrke *et al.* (2014) avaliaram a variação de temperatura durante as osteotomias em diferentes condições de irrigação: sem irrigação, apenas externa ou irrigação dupla, conduzindo um estudo *in vitro* com blocos sintéticos de osso. As conclusões deste estudo confirmam que é necessário usar irrigação durante a osteotomia para um menor aumento de temperatura, já que a temperatura mais alta registrada foi no grupo de perfuração sem irrigação. Os resultados sugeriram que a irrigação dupla, através de uma combinação de sistemas de resfriamento interno e externo, gera menos calor para o osso cortical do que o uso apenas da irrigação externa.

Salomó-Coll *et al.* (2020) conduziram um estudo *in vitro* com blocos de osso artificial de duas densidades diferentes e concluíram que o uso de um refrigerante proporcionava um

melhor controle da temperatura máxima alcançada. Também foi analisada a relação entre a velocidade de perfuração e a irrigação. O uso da irrigação também garantiu que as temperaturas máximas fossem mais baixas em velocidades elevadas. Neste estudo, a temperatura máxima alcançada sempre esteve abaixo do limiar crítico que pode causar osteonecrose, demonstrando que tanto a irrigação externa em altas velocidades de perfuração quanto a ausência de irrigação em velocidades mais baixas eram métodos eficazes para evitar uma geração excessiva de calor.

Este estudo (Gehrke *et al.*, 2018) teve como objetivo medir a influência do comprimento da broca e do sistema de irrigação na produção de calor durante a preparação da osteotomia para implantes dentários, usando uma costela de osso bovino como modelo experimental. Em todos os grupos, a irrigação causou uma variação significativamente menor na temperatura em comparação com as amostras em que a irrigação não foi utilizada. Além disso, o uso de um sistema de irrigação duplo em várias sequências de brocas convencionais para osteotomia pode diminuir o calor térmico interno.

Os 5 grupos do estudo *in vivo* de Ozcan *et al.* (2022) utilizaram a irrigação durante as osteotomias sem especificar qual tipo, declarando sua importância na redução da produção de calor.

Trisi *et al.* (2014), com seu estudo, pretendem medir o impacto *in vivo* do superaquecimento do osso denso na osseointegração do implante e na reabsorção óssea perimplantar, comparando diferentes métodos de irrigação da broca em relação à ausência de irrigação. De acordo com este estudo, o dano celular depende não apenas da temperatura, mas também do tempo de aplicação do superaquecimento. De fato, os autores observaram que aquecer os implantes na tíbia de coelho a uma temperatura de 50°C por 1 minuto ou 47°C por 5 minutos foi suficiente para causar 30% de reabsorção óssea.

Eles mostraram que a perfuração do osso denso sem resfriamento adequado causa danos ao osso e subsequente reabsorção óssea que leva à falha do implante. Na verdade, o grupo A (sem irrigação) mostrou uma reabsorção óssea significativa e valores muito baixos de % de contato do implante e % de volume de osso cortical, típicos da falha do implante. Além disso, os implantes do grupo D (irrigação externa) apresentaram áreas extensas de reabsorção óssea e defeitos infraósseos. Quando o resfriamento da broca era interno

(grupo B) ou interno-externo (grupo C), os implantes alcançavam uma osteointegração aceitável na porção de osso cortical. Portanto, os autores concluem que tanto a irrigação interna quanto a externa da broca, e apenas a irrigação interna, parecem ser mais eficazes do que a irrigação externa sozinha na prevenção da reabsorção óssea.

O estudo *in vitro* de Sannino *et al.* (2018), apesar de abordar a cirurgia guiada, também aborda o tema da irrigação, concluindo que um sistema de irrigação apropriado pode ser crucial para a redução térmica durante uma osteotomia implantar guiada, principalmente no terço coronal e médio do local do implante.

Fica evidente a necessidade de operar com um refrigerante, a temperatura ambiente ou a uma temperatura mais baixa, para evitar o superaquecimento excessivo do osso devido ao atrito da broca com o tecido ósseo.

2. Eficiência da temperatura da solução refrigerante

Tabela 3: Resultados da eficiência da temperatura da solução refrigerante

ARTIGOS	TIPOLOGIA DO ESTUDO	TEMPERATURA AMBIENTE (20/23,7/24/25/37°C)	REFRIGERADA (1/3/6/10°C)
Sener, <i>et al.</i> (2009)	<i>In vitro</i>	(25°C) A irrigação externa com solução salina em temperatura ambiente pode ser suficiente	A irrigação com solução salina refrigerada (10°C) pode conferir maiores benefícios ao utilizar instrumentos rotativos de alta velocidade.
Kirstein, <i>et al.</i> (2021)	<i>In vitro</i>	(20°C) menos destruição tecidual, mas diferenças irrelevantes	(3°C) menos destruição tecidual, mas diferenças irrelevantes
Kosior, <i>et al.</i> (2021)	<i>In vitro</i>	(20°) bons resultados	(3°C) melhores resultados
Di Fiore <i>et al.</i> (2018)	<i>In vitro</i>		(6°C) reduz o aumento da temperatura
Yilmaz <i>et al.</i> (2020)	<i>In vivo</i>	Nenhum efeito significativo nos valores de estabilidade primária e secundária dos implantes dentários (37°C, 24°C, 10°C e 1°C).	Nenhum efeito significativo nos valores de estabilidade primária e secundária dos implantes dentários (37°C, 24°C, 10°C e 1°C).

Sener *et al.* (2009) examinaram a eficácia da temperatura da solução refrigerante utilizada para o controle do calor durante a perfuração, através de um estudo *in vitro* em mandíbulas de bovino. As amostras foram divididas em três grupos: o primeiro procedimento de perfuração foi realizado sem irrigação. O segundo e terceiro

procedimentos de perfuração foram realizados com irrigação externa com solução salina a temperatura ambiente (25°C) e 10°C, respectivamente.

O procedimento sem irrigação atingiu temperaturas máximas de 50,9, 47,4 e 38,11°C a profundidades de 3, 7 e 12 mm. O maior aumento térmico ocorreu na superfície.

As perfurações com irrigação salina à temperatura ambiente (25°C) atingiram temperaturas médias de 32,1, 34,7, 36,9°C a profundidades de 3, 7 e 12 mm, respectivamente.

As perfurações com irrigação através de solução salina a 10°C atingiram temperaturas médias de 36,2, 33,7 e 29°C a 12, 7 e 3 mm de profundidade. As temperaturas mais baixas foram obtidas com irrigação salina refrigerada.

Segundo Sener *et al.* (2009) a irrigação externa com solução salina à temperatura ambiente proporciona um resfriamento suficiente em todas as profundidades de perfuração. Embora a parte superficial de uma cavidade esteja mais sujeita a danos térmicos, a irrigação externa conseguiu resfriar a temperatura nesse nível. A irrigação com solução salina refrigerada pode fornecer maiores benefícios em operações de corte ósseo ou perfuração usando ferramentas de alta velocidade.

Kirstein *et al.* (2021) compararam o dano térmico em três condições: sem resfriamento e com resfriamento de 3°C e 20°C de NaCl a 0,9%, que revelou um dano térmico significativamente mais alto nos casos sem resfriamento em comparação com os casos com resfriamento, mas as diferenças na área danificada entre os casos com temperaturas do líquido de resfriamento de 3°C e 20°C foram irrelevantes.

De acordo com os resultados obtidos por Kosior *et al.* (2021), a temperatura gerada durante a preparação pode ser reduzida usando um refrigerante (a baixa temperatura, 3 ou 20°C), o que reduz o risco de efeitos negativos do calor nas células do tecido ósseo e na necrose térmica.

Di Fiore *et al.* (2018) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar o efeito da temperatura do refrigerante no aumento da temperatura óssea e concluíram que o uso de uma solução refrigerante a uma temperatura de 6°C reduz o aumento da temperatura óssea durante a preparação dos locais de implante em comparação com a solução fisiológica à temperatura de 23,7°C. O uso de uma solução refrigerada pode fornecer uma vantagem

durante a preparação do local de implante; soluções a temperaturas mais baixas são mais eficazes no resfriamento do osso. Embora a temperatura óssea nunca tenha atingido o limiar crítico de 47°C com nenhuma das duas soluções fisiológicas, é preferível o uso de uma solução refrigerada em vez de uma solução à temperatura ambiente. Soluções de irrigação mais frias podem proporcionar benefícios na preparação dos locais de implante eliminando diversas variáveis que podem afetar o superaquecimento ósseo (por exemplo, forma das brocas, número de lâminas, desgaste).

O estudo *in vivo* de Yilmaz *et al.* (2020) em tíbias de coelhos investigou o efeito de diferentes temperaturas de irrigação durante a cirurgia de implante na osteointegração de implantes dentários.

Os coelhos foram divididos aleatoriamente com base na temperatura diferente da solução de irrigação externa aplicada (37°C, 24°C, 10°C e 1°C). A cicatrização foi regular, e não foi observada perda de implantes ou de animais até ao sacrifício. O presente estudo indica que as diferentes temperaturas da solução de irrigação durante a cirurgia de implante não tiveram um efeito significativo nos valores de estabilidade primária e secundária dos implantes dentários.

3. Protocolo convencional e técnica simplificada

Tabela 4: Resultados do protocolo convencional e técnica simplificada

ARTIGOS	TIPOLOGIA DO ESTUDO	PROTOCOLO CONVENCIONAL	TÉCNICA SIMPLIFICADA
Marheineke <i>et al.</i> (2018)	<i>In vitro</i>	protocolo mais lento, possível ajuste do eixo do implante	menos tempo necessário, requer extrema precisão por parte do operador, a modificação do eixo do leito do implante não é possível
El-Kholey <i>et al.</i> (2017)	<i>In vitro</i>	calor gerado ligeiramente maior	
Lucchiarì <i>et al.</i> (2016)	<i>In vitro</i>	variação de temperatura clinicamente irrelevante	variação de temperatura clinicamente irrelevante
Gehrke <i>et al.</i> (2015)	<i>In vitro</i>		pode ser considerado um procedimento seguro, não gera mais calor que o protocolo convencional
Koutiech <i>et al.</i> (2022)	<i>In vitro</i>		gera menos calor

Marheineke *et al.* (2018) compararam o protocolo de preparação de perfuração de única etapa menos invasivo com uma sequência convencional de perfuração múltipla em um estudo *in vitro*, utilizando mandíbulas de porco. A técnica de única etapa utiliza uma única broca de 3,25 mm, que representa o diâmetro final desejado. A segunda técnica de preparação, chamada de técnica de múltiplas etapas, usa uma série de brocas de tamanhos crescentes, começando com um diâmetro de 1,60 mm e continuando para 2,50, 2,80 e 3,25 mm, criando um furo gradualmente alargado. Neste estudo, guias cirúrgicas foram usadas para a perfuração e seu efeito benéfico foi demonstrado. Esses dois protocolos têm vantagens e desvantagens diferentes para o operador e para o sucesso final do implante. O protocolo convencional permite que o cirurgião ajuste o eixo do implante durante a cirurgia após o uso da primeira broca cirúrgica, chamada de broca piloto. Essa técnica, em comparação com a outra, requer mais tempo para a preparação do leito do implante definitivo, o que pode causar mais desconforto e menor tolerância por parte do paciente. A técnica de perfuração simplificada reduz significativamente o tempo necessário para a preparação do local do implante, tornando-a mais tolerável para os pacientes e para o cirurgião, mas, como mencionado anteriormente, a modificação do eixo do leito do implante não é possível, e, além disso, essa técnica de perfuração exige a máxima precisão por parte do cirurgião e o uso de uma guia cirúrgica.

El-Kholey *et al.* (2017) tiveram como objetivo verificar a hipótese de que não haveria diferença na produção de calor ao reduzir o número de brocas durante a preparação do local do implante em comparação com a sequência de perfuração convencional. Eles conduziram um estudo *in vitro* em costelas de osso bovino e concluíram que durante a preparação do implante usando a técnica convencional, o calor gerado foi ligeiramente maior do que a temperatura registrada durante a técnica de perfuração simplificada.

Lucchiari *et al.* (2016) com base nos resultados deste estudo *in vitro* em costelas bovinas, mesmo quando os dois métodos comparados mostraram diferenças estatisticamente significativas na variação de temperatura que induziram, a diferença foi clinicamente irrelevante em termos do calor gerado no tecido ósseo.

O estudo *in vitro* de Gehrke *et al.* (2015) também tinha como objetivo verificar a mesma hipótese do estudo realizado por El-Kholey *et al.* (2017), chegando às mesmas conclusões. Eles demonstraram que um sistema de broca única não gera mais calor do que uma sequência convencional de broca durante a preparação do local do implante e

pode ser considerado tão seguro quanto este último. Além disso, o uso de brocas com irrigação é eficaz na redução da geração de calor no osso cortical.

Koutiech *et al.* (2022) realizaram um estudo *in vitro* para comparar essas duas técnicas e sua geração de calor. Eles também concluíram que um único protocolo de perfuração durante a preparação de um leito para um implante dentário gera menos calor do que o protocolo de perfuração gradual convencional. Esses resultados apoiam a hipótese de que um único protocolo de perfuração não apenas é aplicável na preparação do local do implante sem superaquecimento do osso, mas também reduz o calor gerado no osso.

4. Comparação entre perfuração convencional e piezocirurgia

Tabela 5: Resultados da perfuração convencional e piezocirurgia

ARTIGOS	TIPOLOGIA DO ESTUDO	PERFURAÇÃO CONVENCIONAL	PIEZOCIRURGIA
Da Silva Neto <i>et al.</i> (2014)	<i>Estudo clínico</i>	mais variação (ISQ)	menos variação (ISQ), melhor estabilidade
Junior <i>et al.</i> (2018)	<i>In vitro</i>		temperatura média acima da perfuração convencional (abaixo do limiar de 47°C) atingindo uma temperatura máxima de 38,10°C

Foram selecionados dois artigos que compararam a perfuração com brocas convencionais e a piezocirurgia.

No primeiro é um estudo clínico aprovado, de Da Silva Neto *et al.* (2014), com o objetivo de estudar a estabilidade dos implantes ISQ (Quociente de Estabilidade Implantar) utilizou 30 pacientes em condições sistêmicas estáveis que necessitavam de implantes na área do pré-molar maxilar. No local de controle, as osteotomias foram realizadas usando o método de perfuração convencional (conforme as instruções do fabricante), enquanto no local de teste as osteotomias foram realizadas usando cirurgia piezoelétrica. Ambas as técnicas utilizaram irrigação externa com solução salina a 0,9% e guias cirúrgicas. Todos os implantes tinham um diâmetro de 3,5 mm e um comprimento de 13 mm. Todos os implantes foram submersos por 90 dias e com o pilar de cicatrização por 150 dias. Os procedimentos de reparo foram realizados durante os dias 90 e 150. Todos os implantes

sobreviveram e se osteointegraram bem. Nenhum paciente abandonou o estudo durante o período de observação. Cento e cinquenta dias após a inserção, 68 dos implantes estavam osteointegrados.

No grupo convencional, houve mais variação (ISQ) entre os valores mínimo e máximo obtidos em todos os tempos propostos, enquanto no grupo de piezocirurgia houve menos variação (ISQ). O grupo de piezocirurgia teve, portanto, uma estabilidade média significativamente maior em comparação com o grupo convencional ($p < 0,001$), independentemente do tempo de avaliação ($p = 0,05$). Não foram identificadas diferenças significativas dentro dos grupos entre o tempo 1 e o tempo 2 (grupo convencional: $p = 0,07$; grupo de piezocirurgia: $p = 0,86$). No grupo de piezocirurgia, houve um aumento significativo no nível de estabilidade no tempo 2 em comparação com o tempo 3 ($p = 0,0001$). No grupo convencional, houve um aumento mais gradual na estabilidade, que foi mais evidente entre os tempos 1 e 3. Quando o ISQ foi comparado nos mesmos momentos, o grupo de piezocirurgia constantemente apresentou uma melhor estabilidade em relação ao grupo convencional. Os resultados deste estudo mostram as vantagens da técnica de piezocirurgia para osteotomias e pesquisa futura deve ser conduzida nesta área promissora de estudo.

Junior *et al.* (2018) num estudo *in vitro* que visou comparar a variação de temperatura durante a preparação de leitos cirúrgicos implantares usando brocas rotativas convencionais em comparação com pontas ultrassônicas e estudar a eficácia de ambos os sistemas analisando a influência das alterações no desgaste sobre o superaquecimento ósseo. Foram utilizadas sessenta amostras de osso cortical e ambas as técnicas utilizaram irrigação externa com solução salina a uma temperatura padrão de 36°C. As amostras foram divididas em três grupos (A, B, C) para avaliar a possível variação no desgaste das pontas.

As pontas piezoelétricas mantiveram uma temperatura média acima das brocas; no entanto, ficaram bem abaixo do limiar de 47°C, atingindo uma temperatura máxima de 38,10°C. A análise de variância de *Friedman* revelou que mesmo após o uso máximo de 30 perfurações no grupo C, a temperatura não diferiu significativamente entre os grupos A e B, demonstrando a segurança do uso repetido de brocas e pontas até o número estudado. A profundidade foi o fator que mais influenciou a mudança de temperatura

(maior em profundidades maiores); no entanto, em todos os casos, a irrigação externa foi eficaz e não permitiu que a temperatura ultrapassasse o grau crítico de 47°C.

5. Comparação entre compactação óssea e perfuração óssea

Tabela 6: Resultados da compactação óssea e perfuração óssea

ARTIGOS	TIPOLOGIA DO ESTUDO	COMPACTAÇÃO ÓSSEA	PERFURAÇÃO ÓSSEA
Marković <i>et al.</i> (2014)	<i>Estudo clínico</i>		mais vantajoso e está associado a um menor aquecimento local do osso durante o implante.

O estudo clínico de Marković *et al.* (2014), é o único selecionado que compara essas duas técnicas. Nele, conclui que a técnica cirúrgica utilizada na preparação do local do implante determina significativamente o calor gerado nesse processo. Embora o efeito térmico de ambas as técnicas cirúrgicas, condensação lateral e perfuração óssea, possa ser considerado dentro da faixa fisiológica, o posicionamento do implante após a perfuração óssea é mais vantajoso e está associado a um menor aquecimento local do osso durante o implante.

6. Diferentes velocidades de perfuração

Tabela 7: Resultados da velocidade de perfuração

ARTIGOS	TIPOLOGIA DO ESTUDO	50 rpm	400 rpm	800 rpm	1000 rpm	1200 rpm	1500 rpm	2000 rpm
Marzook <i>et al.</i> (2020)	<i>In vitro</i>				Maior aumento de temperatura			Menor aumento de temperatura
Gaspar <i>et al.</i> (2013)	<i>In vivo</i>	Sem irrigação, com resultado semelhante (preservam a vitalidade das células ósseas)		irrigação abundante, com resultado semelhante				
Kosior <i>et al.</i> (2021)	<i>In vitro</i>						quantidade de calor aumenta com o aumento da velocidade de rotação (800, 1200 e 1500 rpm).	

Seo <i>et al.</i> (2017)	<i>In vivo</i>					uma velocidade de perfuração relativamente mais alta proporciona melhor estabilidade e respostas histológicas (50, 800 e 1200 rpm).		
Salomó-Coll <i>et al.</i> (2020)	<i>In vitro</i>	sem diferenças estatisticamente significativas		sem diferenças estatisticamente significativas				
Ozcan <i>et al.</i> (2022)	<i>In vivo</i>	sem geração de calor em níveis críticos	sem geração de calor em níveis críticos	sem geração de calor em níveis críticos		sem geração de calor em níveis críticos		sem geração de calor em níveis críticos

Durante a seleção dos artigos, foram escolhidos seis artigos que abordam o tema da velocidade de perfuração.

Marzook *et al.* (2020) conduzem um experimento *in vitro* para avaliar a vitalidade óssea com diferentes velocidades de fresagem. Eles usaram vinte coelhos saudáveis e os dividiram aleatoriamente em quatro grupos, utilizando velocidades de 1000 rotações por minuto (rpm), 1500 rpm, 2000 rpm e, para o último grupo, uma combinação de 2000 rpm para as brocas de pequeno diâmetro e 1000 rpm para a última de grande diâmetro. Para este estudo, foram utilizadas brocas de implantes com forma cônica e sistema de irrigação externa.

Os resultados deste estudo mostraram claramente que o Grupo I, com velocidade de 1000 rpm, teve o maior aumento de temperatura no osso durante a preparação da osteotomia, em comparação com o Grupo III, com velocidade de 2000 rpm, que teve o menor aumento de temperatura. Em outras palavras, aumentar a velocidade na presença de refrigeração reduz a geração de calor. Isso pode ser atribuído ao fato de que quanto maior a velocidade, mais rapidamente a broca atinge a profundidade de corte desejada e mais rápido é o retorno do osso à temperatura normal. Velocidades de perfuração mais lentas requerem mais tempo de corte, o que produz mais calor por atrito.

Gaspar *et al.* (2013) conduzem um estudo experimental *in vivo* para avaliar as alterações histológicas imediatas nas tíbias de coelhos, produzidas pela perfuração em baixa

velocidade (50 rpm) sem irrigação e pela perfuração convencional (800 rpm) sob irrigação abundante.

A análise microscópica mostrou que ambas as técnicas preservaram a estrutura óssea. Os sistemas lamelares e haversianos foram mantidos, assim como a rede vascular. A matriz extracelular não apresentou alterações. Nas proximidades dos defeitos, os osteócitos não apresentaram alterações morfológicas. Em resumo, os resultados atuais indicam que não foram encontradas diferenças histológicas entre as duas técnicas de perfuração cirúrgica. Com base nos resultados, pode-se concluir que os efeitos da preparação do local do implante no osso por meio da fresagem em baixa velocidade (50 rpm) sem irrigação e da fresagem convencional (800 rpm) com irrigação abundante são semelhantes. Ambas as técnicas de perfuração cirúrgica preservam a vitalidade das células ósseas, e o médico pode decidir qual técnica de perfuração usar com base em outros critérios.

O estudo de Kosior *et al.* (2021), é um estudo *in vitro* que, entre outras coisas, analisa o impacto da velocidade no aquecimento ósseo, utilizando velocidades de rotação de 800, 1200 e 1500 rpm, concluindo que há um efeito significativo da velocidade de rotação aplicada, ou seja, a quantidade de calor aumenta com o aumento da velocidade de rotação.

Seo *et al.* (2017), realizam um estudo *in vivo* para avaliar o efeito da velocidade de perfuração na cicatrização óssea precoce na mandíbula de cães. Cada uma das velocidades utilizadas durante este estudo, 50, 800 e 1200 rpm, parece ter um prognóstico favorável. No entanto, como já mencionado por Marzook *et al.* (2020), uma velocidade de perfuração relativamente mais alta proporciona melhor estabilidade e respostas histológicas.

Salomó-Coll *et al.* (2020), desejam avaliar com seu estudo *in vitro* a influência do tipo de osso, diâmetro da broca, velocidade de perfuração e irrigação na geração de calor durante a realização da osteotomia para implantes dentários. Eles mostram que, no osso cortical, foram alcançadas temperaturas mais altas a 100 rpm em comparação com 50 rpm; no entanto, no osso trabecular, as temperaturas nas duas velocidades foram iguais. O uso de um refrigerante com velocidades mais altas (800 rpm) proporcionou melhor controle de temperatura devido à dissipação de calor do líquido de resfriamento, embora sem diferenças estatisticamente significativas.

O estudo *in vivo* de Ozcan *et al.* (2022) utilizou seis ovelhas e realizou osteotomias de acordo com cinco abordagens diferentes: preparação da osteotomia de acordo com um "protocolo de fresagem extremamente lento" a 50 rpm sem resfriamento com solução salina (Grupo 1), preparação da osteotomia a 400 rpm com resfriamento com solução salina (Grupo 2), preparação da osteotomia a 800 rpm com resfriamento com solução salina (Grupo 3), preparação da osteotomia a 1200 rpm com resfriamento com solução salina (Grupo 4) e preparação da osteotomia a 2000 rpm com resfriamento com solução salina (Grupo 5). Ozcan *et al.* (2022) concluem o estudo afirmando que, com seus resultados, a influência da velocidade da broca e da irrigação durante a preparação da osteotomia do implante é mínima, e nenhum dos protocolos de perfuração utilizados neste estudo gerou calor a níveis críticos prejudiciais.

7. Design das brocas

Tabela 8: Resultados do design das brocas

ARTIGOS	TIPOLOGIA DO ESTUDO	CILÍNDRICA	CÔNICA	4.2 ZERO 1 DRILL, LEONE® (CILÍNDRICA)	4.2 TWIST STANDARD DRILL, LEONE® (CILÍNDRICA)
Gehrke <i>et al.</i> (2020)	<i>In vivo</i>	com movimentos intermitentes, reduz a variação de temperatura	menor variação de temperatura		
Sannino <i>et al.</i> (2015)	<i>In vitro</i>			(para cirurgia guiada) comprimento da superfície de corte reduzido, menor geração de calor	(para preparação convencional), maior superfície de corte

O estudo *in vivo* de Gehrke *et al.* (2020), tinha como objetivo comparar os efeitos da osteotomia nas alterações térmicas, na cicatrização óssea e na contagem de células polimorfonucleadas, comparando o design da broca (cilíndrica ou cônica) usando movimento contínuo ou intermitente. Foram propostos quatro grupos: Grupo G1, broca cilíndrica com movimento contínuo; Grupo G2, broca cilíndrica com movimento intermitente; Grupo G3, broca cônica com movimento contínuo; e Grupo G4, broca cônica com movimento intermitente. Durante o acompanhamento pós-operatório, os locais onde as cirurgias foram realizadas não apresentaram sinais de inflamação e/ou infecção, com cicatrização sem problemas ou complicações. A média e o desvio padrão da temperatura máxima registada em cada grupo foram: 40,4 ±1,38°C para o Grupo G1,

37,8 ±1,62°C para o Grupo G2, 36,3 ±0,90°C para o Grupo G3 e 36,3 ±0,80°C para o Grupo G4.

Dentro dos limites deste estudo, pode-se concluir que o uso de sistemas de brocas cônicas para osteotomias produz uma menor variação de temperatura e, portanto, melhora a cicatrização do tecido ósseo e demonstrou um menor número de células polimorfonucleadas nas áreas em processo de cicatrização. Quando se utilizam sistemas de brocas cilíndricas, é fundamental adotar uma técnica com movimentos intermitentes, pois além de reduzir a variação de temperatura durante a osteotomia, melhora a cicatrização do tecido ósseo.

Sannino *et al.* (2015), conduzem um estudo *in vitro* em osso artificial, comparando dois designs diferentes de brocas cilíndricas.

A primeira broca (4.2 Zero 1 Drill, Leone®), projetada para cirurgia guiada por implantes, é uma broca cilíndrica com diâmetro de 4,2 mm, comprimento funcional de 14 mm, comprimento total de 44 mm (broca mais adaptador/limitador) e comprimento da superfície de corte de 4 mm.

A segunda broca (4.2 Twist Standard Drill, Leone®), geralmente usada para preparação convencional do local do implante, era uma broca cilíndrica com três sulcos, com diâmetro de 4,2 mm, comprimento total de 39 mm e comprimento da superfície de corte de 16 mm. Os cortadores desta broca foram projetados para aumentar seletivamente o diâmetro, e não a profundidade, do local do implante durante a sequência de fresagem. O material da ponta era de aço inoxidável cirúrgico.

Dentro dos limites deste estudo, é possível concluir que a redução do comprimento da superfície de corte da broca pode reduzir a geração de calor por atrito. Em todas as sequências de brocas avaliadas, as temperaturas registradas durante as osteotomias estavam sempre abaixo do limite crítico prejudicial para o osso.

8. Comparação entre fresagem contínua e perfuração intermitente

Tabela 9: Resultados da fresagem contínua e perfuração intermitente

ARTIGOS	TIPOLOGIA DO ESTUDO	FRESAGEM CONTÍNUA	PERFURAÇÃO INTERMITENTE
Gehrke <i>et al.</i> (2020)	<i>In vivo</i>		técnica de movimento intermitente, quando associada a brocas cilíndricas, gera menos calor
Di Fiore <i>et al.</i> (2018)	<i>In vitro</i>	diferença de temperatura clinicamente irrelevante	diferença de temperatura clinicamente irrelevante

Gehrke *et al.* (2020) realizaram um estudo *in vivo* que associou o design das brocas e a técnica de perfuração contínua e intermitente. A limitação deste estudo é que testou as duas técnicas em associação com dois designs de brocas diferentes, concluindo que a técnica de movimento intermitente, quando associada a brocas cilíndricas, é talvez a que gera menos calor e permite que o osso retorne a uma temperatura mais baixa.

Di Fiore *et al.* (2018) focaram seu estudo *in vitro* na avaliação do superaquecimento nos locais dos implantes durante as osteotomias por meio de dois métodos de perfuração: contínuo e intermitente, utilizando irrigação em diferentes temperaturas. Foram avaliados quatro grupos experimentais. Grupo A, com locais de implante preparados com técnica de fresagem contínua e solução fisiológica à temperatura ambiente (23,7°C); Grupo B, com locais de implante preparados com a técnica de fresagem intermitente e solução salina à temperatura ambiente (23,7°C); Grupo C, com locais de implante preparados com a técnica de fresagem contínua e solução salina a 6°C; Grupo D, com locais de implante preparados com a técnica de fresagem intermitente e solução salina a 6°C. Este estudo experimental demonstrou que a temperatura média foi de 29,68°C no Grupo A, 29,70°C no Grupo B, 27,13°C no Grupo C e 28,44°C no Grupo D. Portanto, o uso de uma solução refrigerante a 6°C reduz o aumento da temperatura óssea durante a preparação dos locais dos implantes em comparação com a solução fisiológica a 23,7°C. Além disso, não foram observadas diferenças significativas na variação de temperatura gerada pelas técnicas de perfuração contínua e intermitente, exceto nos grupos C e D. O aumento de temperatura

entre o Grupo C (técnicas de perfuração contínua) e o Grupo D (técnicas de perfuração intermitente) foi de 1,31°C. No entanto, uma diferença estatística de 1,31°C não deve ser considerada clinicamente relevante, uma vez que não reduz o risco de termonecrose.

9. Desgaste das brocas

Tabela 10: Resultados do desgaste das brocas

ARTIGOS	TIPOLOGIA DO ESTUDO	DESGASTE DAS BROCAS
Carvalho <i>et al.</i> (2011)	<i>In vivo</i>	trauma tecidual maior na 50ª perfuração, brocas desgastadas que são reutilizadas podem causar danos excessivos ao tecido ósseo, o que pode afetar o processo de osteointegração.

A pesquisa bibliográfica levou a apenas um estudo que avaliou a relação entre o desgaste das brocas e o aquecimento ósseo. Carvalho *et al.* (2011), realizaram um experimento *in vivo* em tíbias de coelhos para avaliar a influência do reuso de brocas no aquecimento ósseo, na vitalidade celular óssea imediata e no desgaste da broca após a realização de osteotomias implantares nas tíbias de coelhos. Neste estudo, foram realizadas um total de 1.000 perfurações em 24 tíbias de 12 coelhos. Durante as várias perfurações, uma irrigação externa abundante foi fornecida com uma solução de cloreto de sódio a 0,9%. A temperatura média inicial do osso durante a perfuração foi de 26,8°C. A temperatura máxima atingida foi de 30,5°C e a variação máxima foi um aumento de 5,1°C em relação à temperatura inicial. Com base na metodologia aplicada, foi possível concluir que as brocas avaliadas não causaram um aquecimento ósseo significativo até 50 episódios de reutilização. No entanto, causaram um trauma tecidual maior na 50ª perfuração. Portanto, brocas desgastadas que são reutilizadas podem causar danos excessivos ao tecido ósseo, o que pode afetar o processo de osteointegração.

Há que ter em atenção que os estudos *in vitro* analisados nesta revisão abrangente, que utilizam blocos de osso artificial, devem ser considerados com certas limitações, uma vez que, sendo artificial, não possui fluxo sanguíneo e não tem a mesma temperatura do osso humano vital. As variações de temperatura causadas por diferentes técnicas de irrigação, perfuração, velocidades, entre outros, nunca serão idênticas às temperaturas que podem ser alcançadas *in vivo*. (Koutiech *et al.*, 2022)

IV CONCLUSÃO

Atendendo às limitações encontradas, não foi possível encontrar uma resposta direta para a pergunta de pesquisa.

São necessários estudos adicionais para melhorar as evidências científicas sobre este tema, no entanto, é possível afirmar que a temperatura tem um impacto significativo no sucesso da osseointegração.

O dano celular não depende apenas da quantidade de calor gerado, mas também do tempo de aplicação do superaquecimento dos tecidos.

A geração da temperatura é multifatorial; não é suficiente considerar apenas um parâmetro.

É de extrema importância ter uma visão abrangente e reduzir ao máximo a presença de fatores de risco que possam levar ao aumento da temperatura.

BIBLIOGRAFIA

Abraham, C. M. (2014). A brief historical perspective of dental implants, their surface coatings and treatment. *Open Dent J*, 8(Suppl 1-M2), pp. 50–55.

Albrektsson, T. (1983) Direct bone anchorage of dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50, pp. 255-261.

Albrektsson, T. e Johansson, C. (2001). Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European Spine Journal*, 10, S96-S101.

Albrektsson, T. e Wennerberg, A. (2004). On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 6(Suppl 1), pp. 55-66.

Albrektsson, T., *et al.* (1981). Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52, pp. 155-170.

Anselme, K. (2000) Osteoblast adhesion on biomaterials. *Biomaterials*, 21(7), pp. 667-681.

Badihi Hauslich, L., *et al.* (2013). The adhesion of oral bacteria to modified titanium surfaces: role of plasma proteins and electrostatic forces. *Clinical oral implants research*, 24, pp. 49-56.

Bain, C. A. e Moy, P. K. (1993). The association between the failure of dental implants and cigarette smoking. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(6).

Balamurugan, A., *et al.* (2008). Corrosion aspects of metallic implants—An overview. *Materials and corrosion*, 59(11), pp. 855-869.

Benington, I. C., *et al.* (2002). Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clinical Oral Implants Research*, 13(3), pp. 293–297.

Berglundh, T., *et al.* (1991). The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clinical Oral Implants Research*, 2(2), pp. 81-90.

Brånemark, P. I. (1983) Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3), pp. 399-410.

Brånemark, P. I. (1985). Introduction to osseointegration. In: Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T (Eds.), *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago and Tokyo: Quintessence, p. 350.

Brunski, J. B. (1992). Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials*, 10, pp. 153-201.

Buser, D., Sennerby, L. e De Bruyn, H. (2017). Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends, and open questions. *Periodontology 2000*, 73(1), pp. 7–21.

Cavalcante, G. *et al.* (2011). Evaluation of bone heating, immediate bone cell viability, and wear of high-resistance drills after the creation of implant osteotomies in rabbit tibias. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(6).

Chauhan, C. J., Shah, D. N. e Sutaria, F. B. (2018). Various bio-mechanical factors affecting heat generation during osteotomy preparation: A systematic review. *Indian Journal of Dental Research*, 29(1), pp. 81.

Chiapasco, M. (2007). *Manuale illustrato di chirurgia orale*. Casa editrice Masson.

Collins, D. H. (1954). Tissue changes in human femurs containing plastic appliances. *J. Bone Joint Surg.*, 36-B, pp. 458-467.

da Silva Neto, U. T., Joly, J. C. e Gehrke, S. A. (2014). Clinical analysis of the stability of dental implants after preparation of the site by conventional drilling or piezosurgery. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52(2), pp. 149–153.

di Fiore, A., *et al.* (2018). Experimental analysis of temperature differences during implant site preparation: Continuous drilling technique versus intermittent drilling technique. *Journal of Oral Implantology*, 44(1), pp. 46–50.

El-Kholey, K. E., *et al.* (2017). Effect of simplifying drilling technique on heat generation during osteotomy preparation for dental implant. *Implant Dentistry*, 26(6), pp. 888–891.

Eriksson, R. A. e Albrektsson, T. (1984) The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42(11), pp. 705-711.

Esposito, M., *et al.* (1997) Immunohistochemistry of soft tissues surrounding late failures of Branemark implants. *Clinical Oral Implants Research*, 8, pp. 352-366.

Flanagan D (2010). Osteotomy irrigation: is it necessary?, *Implant Dent*, 19(3), pp. 241–249.

Gaspar, J. *et al.* (2013). Osteotomy at low-speed drilling without irrigation versus high-speed drilling with irrigation: an experimental study. *Acta medica portuguesa*, 26, pp. 231-236.

Gehrke, S. A., *et al.* (2018). The influence of drill length and irrigation system on heat production during osteotomy preparation for dental implants: an ex vivo study. *Clinical Oral Implants Research*, 29(7), pp. 772–778.

Gehrke, S. A., *et al.* (2015). Temperature Changes in Cortical Bone after Implant Site Preparation Using a Single Bur versus Multiple Drilling Steps: An In Vitro Investigation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(4), pp. 700–707.

Gehrke, S. A., *et al.* (2014) Study of temperature variation in cortical bone during osteotomies with trephine drills. *Clinical Oral Investigations*, 18(7), pp. 1749–1755.

Gehrke, S. A., *et al.* (2020). Effects of the technique and drill design used during the osteotomy on the thermal and histological stimulation. *Scientific Reports*, 10(1).

Isidor F. (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal overload of oral implants: a clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research*, 7, 143-152.

Junior, K., *et al.* (2018). Comparative Study on the Cutting Effectiveness and Heat Generation of Rotary Instruments Versus Piezoelectric Surgery Tips Using Scanning Electron Microscopy and Thermal Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(2), pp. 345–350.

Kirstein, K., *et al.* (2021) "Dental implant site drilling and induced morphological changes correlated with temperature in pig's rib used as the human jaw model." *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(6).

Kosior, P., *et al.* (2021). The assessment of temperature amplitude arising during the implant bed formation in relation to variable preparation parameters – in vitro study. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 23(3), pp. 163–174.

Koutiech, T., *et al.* (2022). Comparison of Maximum Heat Generation during Implant Site Preparation between Single and Gradual Drilling Protocols in Artificial D1 Bone Blocks: An in Vitro Study. *International Journal of Dentistry*,

Lamichhane, A. P. (2005). Osteoporosis-an update. *Journal of the Nepal Medical Association*, 44(158).

Le Guéhennec, L., *et al.* (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*, 23(7), pp. 844-854.

Lekholm U, Zarb GA. (1985). Patient selection and preparation. In: *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.

Lekholm U, Zarb GA. (1985). Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Company, pp. 199–209.

Liu, X., Chu, P. K. e Ding, C. (2004). Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 47(3-4), pp. 49-121.

Lucchiari, N., *et al.* (2016). In Vitro Assessment with the Infrared Thermometer of Temperature Differences Generated During Implant Site Preparation: The Traditional Technique Versus the Single-Drill Technique. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(1), pp. 182–191.

Marheineke, N., *et al.* (2018). Evaluation of accuracy in implant site preparation performed in single- or multi-step drilling procedures. *Clinical Oral Investigations*, 22(5), pp. 2057–2067.

Marković, A., *et al.* (2014). Real-time thermographic analysis of low-density bone during implant placement: A randomized parallel-group clinical study comparing lateral

condensation with bone drilling surgical technique. *Clinical Oral Implants Research*, 25(8), pp. 910–918.

Marzook, H. A. M., *et al.* (2020). In-vitro assessment of bone viability with different implant drill speeds. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 58(10), e301–e306.

Mavrogenis, A. F., *et al.* (2009). Biology of implant osseointegration. *J Musculoskeletal Neuronal Interact*, 9(2), pp. 61-71.

Meredith, N. (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*, 11, pp. 491-501.

Monje, A., *et al.* (2016). Impact of maintenance therapy for the prevention of peri-implant diseases: a systematic review and meta-analysis. *Journal of dental research*, 95(4), pp. 372-379.

Muster D. e Champy M. (1978). Problem of bone-biomaterial interface. *Actual Odontostomatol*, 121, pp. 109-24.

Ong, C. T., *et al.* (2008). Systematic review of implant outcomes in treated periodontitis subjects. *Journal of clinical periodontology*, 35(5), pp. 438-462.

Ozcan, M., *et al.* (2022). The Evaluation of Different Osteotomy Drilling Speed Protocols on Cortical Bone Temperature, Implant Stability and Bone Healing: An Experimental Study in an Animal Model. *Journal of Oral Implantology*, 48(1), pp. 3–8.

Quaranta A., *et al.* (2007). Gestione del paziente diabetico in odontoiatria. *Dental Cadmos*, Oct; pp. 21-34.

Raghavendra, S., Wood, M. C. e Taylor, T. D. (2005). Early wound healing around endosseous implants: A review of the literature. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 20, pp. 425–431.

Romanos, G. E., Delgado-Ruiz, R. e Sculean, A. (2019). Concepts for prevention of complications in implant therapy. *Periodontology 2000*, 81(1), pp. 7-17.

Sadowsky S. J. (2019). Occlusal overload with dental implants: a review. *International journal of implant dentistry*, 5(1), 29.

Salomó-Coll, O., et al. (2020). 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), pp. 1047-1053

Sannino, G. e Gherlone, E. (2018) Thermal Changes During Guided Flapless Implant Site Preparation: A Comparative Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(3), pp. 671–677.

Sannino, G., et al. (2015). Influence of the Implant Drill Design and Sequence on Temperature Changes During Site Preparation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(2), pp. 351–358.

Scarano, A., et al. (2023). Current Status of Peri-Implant Diseases: A Clinical Review for Evidence-Based Decision Making. *Journal of functional biomaterials*, 14(4), pp. 210.

Sener, B. C., et al. (2009) Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clinical Oral Implants Research*, 20(3), pp. 294–298.

Seo, D. U., et al. (2017). Comparative study on early osseointegration of implants according to various drilling speeds in the mandible of dogs. *Implant Dentistry*, 26(6), pp. 841–847.

Southam, J. C., Chir, B. e Selwyn, P. (1970). Structural changes around screws used in the treatment of fractured human mandibles. *Brit. J. Oral. Surg.*, 8, pp. 211-221.

Strbac, G. D., et al. (2014). A novel standardized bone model for thermal evaluation of bone osteotomies with various irrigation methods. *Clinical Oral Implants Research*, 25(5), pp. 622–631.

Tonetti, M. S., et al. (2017). Impact of the global burden of periodontal diseases on health, nutrition and wellbeing of mankind: A call for global action. *Journal of clinical periodontology*, 44(5), pp. 456-462.

Trisi, P., et al. (2014). Insufficient irrigation induces peri-implant bone resorption: An in vivo histologic analysis in sheep. *Clinical Oral Implants Research*, 25(6), pp. 696–701.

Verestiuc, L., et al. (2021). New Ti–Mo–Si materials for bone prosthesis applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 113, 104198.

Wilson-Hench, J. (1987). Osteoinduction. In: Williams DF (Ed.), *Progress in biomedical engineering, vol 4. Definitions in biomaterials*. Elsevier, Amsterdam, p 29.

Yilmaz, D., *et al.* (2020). Effect of irrigation solution temperature on the osseointegration of dental implants. *Cumhuriyet Dental Journal*, 23(1), pp. 52–59.