

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**Faculdade de Odontologia**  
**Colegiado de Pós-Graduação em Odontologia**

**Rafaela Regina de Lima**

**ANÁLISE DA OSSEODENSIFICAÇÃO COM DOIS DIFERENTES KITS  
DE FRESAS EM RELAÇÃO À TÉCNICA CONVENCIONAL PARA  
IMPLANTES DENTÁRIOS: *UM ESTUDO EX VIVO***

**Belo Horizonte**  
**2025**

Rafaela Regina de Lima

**ANÁLISE DA OSSEODENSIFICAÇÃO COM DOIS DIFERENTES KITS  
DE FRESAS EM RELAÇÃO À TÉCNICA CONVENCIONAL PARA  
IMPLANTES DENTÁRIOS: *UM ESTUDO EX VIVO***

Dissertação apresentada ao Colegiado de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Odontologia - Área de concentração em Clínica Odontológica.

**Orientador:** Prof. Dr. Frederico Santos Lages

**Coorientador:** Prof. Dr. Rodrigo Richard da Silveira

Belo Horizonte  
2025

## Ficha Catalográfica

L732a Lima, Rafaela Regina de.  
2025 Análise da osseodensificação com dois diferentes kits de  
T fresas em relação à técnica convencional para implantes  
dentários: um estudo ex vivo / Rafaela Regina de Lima. --  
2025.

64 f. : il.

Orientador: Frederico Santos Lages.  
Coorientador: Rodrigo Richard da Silveira.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de Minas  
Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Implantes dentários. 2. Implantação dentária endo-  
óssea endodôntica. 3. Carga imediata em implante dentário.  
4. Fenômenos biomecânicos. I. Lages, Frederico Santos . II.  
Silveira, Rodrigo Richard da . III. Universidade Federal de  
Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK - D047



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

COLEGIADO DO CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

FOLHA DE APROVAÇÃO

**ANÁLISE DA OSSEODENSIFICAÇÃO COM DOIS DIFERENTES KITS DE FRESAS EM RELAÇÃO À TÉCNICA CONVENCIONAL PARA IMPLANTES DENTÁRIOS – UM ESTUDO EX VIVO**

**RAFAELA REGINA DE LIMA**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Mestre em ODONTOLOGIA, área de concentração CLÍNICA ODONTOLÓGICA.

Aprovada em 08 de julho de 2025, pela banca constituída pelos membros:

Prof. Frederico Santos Lages - Orientador  
Faculdade de Odontologia da UFMG

Prof. Ricardo Rodrigues Vaz  
Faculdade de Odontologia da UFMG

Prof. Leonardo Avellar Lanza  
PUC - MG

Belo Horizonte, 08 de julho de 2025.



Documento assinado eletronicamente por **Ricardo Rodrigues Vaz, Professor do Magistério Superior**, em 22/07/2025, às 11:01, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Frederico Santos Lages, Professor do Magistério Superior**, em 22/07/2025, às 13:50, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Leonardo Avellar Lanza, Usuário Externo**, em 22/07/2025, às 13:52, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://sei.ufmg.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **4400498** e o código CRC **CBD7646B**.

Dedico este trabalho à minha avó Maria, que mesmo não estando presente fisicamente, permanece comigo em cada conquista.

Com gratidão eterna, este trabalho é para você.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, professor Dr. Frederico Santos Lages por sua orientação dedicada, sempre muito paciente e solícito. Sua capacidade de transmitir conhecimento foi fundamental para o desenvolvimento dessa pesquisa. Ao meu coorientador prof. Dr. Rodrigo Richard da Silveira, pela contribuição ao longo do processo, pela ajuda e pelo apoio.

À Barbara Dias e à Lara Marques, meu sincero agradecimento pela parceria, pelas trocas valiosas, e principalmente, pelo apoio incansável no desenvolvimento desse trabalho. Ao meu amigo Jader Oliva, pelo constante apoio e pelo companheirismo. Compartilhar este momento com vocês tornou tudo mais leve e foi indispensável para a conclusão dessa etapa

A todos os docentes com quem tive a oportunidade de aprender e trocar saberes ao longo do mestrado, em especial ao prof. Dr. Ênio Vilaça, pelo acolhimento durante o estágio docente, sempre com experiências e reflexões que me inspiram na prática clínica.

À minha família; aos meus pais José Ricardo e Selma Regina pelo apoio e incentivo sempre; ao meu irmão Paulo Rubens, minha cunhada Hemanuela Ferreira e ao meu sobrinho Carlos Eduardo por toda ajuda e motivação.

Ao meu marido Guilherme Martins, por sempre me apoiar na realização dos meus sonhos.

Em nome de toda a equipe envolvida nessa pesquisa gostaríamos de agradecer ao Centro de Microscopia da Universidade Federal de Minas Gerais pelo fornecimento de equipamentos e suporte técnico para experimentos envolvendo análises de microscopia eletrônica. Ao Júlio e o Comercial Bom Apetite pelo fornecimento das costelas bovinas que permitiram o desenvolvimento desta pesquisa; ao Marcelo Garcia, consultor da Bio Implante (Bio Health do Brasil) e a Bio Implante pelo empréstimo dos kits cirúrgicos para os implantes Biomorse® (Bio Implante, Bauru).

A todos que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho, meu muito obrigada.

## RESUMO

O êxito clínico da terapia com implantes depende de diversos fatores e condições. Contudo, um dos princípios mais relevantes ao sucesso da reabilitação é ligado à obtenção de uma estabilidade primária adequada, que pode variar dependendo das condições biológicas intrabucais do paciente (Inchingolo *et al.*, 2021; Insua *et al.*, 2017). Em 2015, um grupo de pesquisadores e cientistas desenvolveram uma técnica para obtenção de uma osseodensificação baseada na utilização de fresas projetadas especificamente para esta função, conhecidas como fresas densificadoras (Huwais; Meyer, 2015). A grande vantagem desta técnica é a capacidade do instrumental em promover a densificação no alvéolo que receberá o implante dentário quando trabalhado no sentido anti-horário (Slete; Olin; Prasad, 2018). O objetivo deste trabalho foi comparar as técnicas convencional e de osseodensificação com fresas quanto aos valores de torque de inserção (TI), torque de remoção (TR), coeficiente de estabilidade (ISQ), temperatura máxima e alterações estruturais; além de comparar a perda de massa (peso em gramas) em dois diferentes sistemas de fresas – o kit de referência Densah®/Versah e um kit nacional Bone Reamer Drills® (BRD)/WF. Foi realizada microscopia eletrônica de varredura (MEV) para análise da superfície das fresas osseodensificadoras e dos leitos ósseos. Para os testes de TI e TR, ISQ e temperatura máxima, realizaram-se análise descritiva (média e desvio padrão), teste de normalidade de Shapiro-Wilk e ANOVA de medidas repetidas, seguido de post-hoc de Bonferroni. Para a variação dos pesos das fresas, aplicaram-se análise descritiva Shapiro-Wilk e teste t para amostras pareadas. O nível de significância adotado foi de 5% ( $p < 0,05$ ). Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos para os valores de TI e TR, mas não para ISQ, a temperatura máxima e perda de massa das fresas (g). As imagens do MEV revelaram diferenças estruturais entre as fresas Densah e BRD, bem como compactação óssea nos leitos preparados por ambas. Conclui-se que ambos os kits de osseodensificação aumentam a estabilidade primária dos implantes em osso tipo IV, sem diferença significativa nos valores de ISQ, temperatura ou perda de massa, sendo técnicas seguras desde que acompanhadas de irrigação adequada.

Palavras-chaves: torque; implantes dentários; carga imediata em implantodontia; biomecânica.

## ABSTRACT

### **Analysis of osseodensification with two different drill kits compared to the conventional technique for dental implants: an ex vivo study**

The clinical success of implant therapy depends on several factors and conditions. However, one of the most relevant principles for successful rehabilitation is achieving adequate primary stability, which may vary depending on the patient's intraoral biological conditions (Inchingolo *et al.*, 2021; Insua *et al.*, 2017). In 2015, a group of researchers and scientists developed a technique to achieve osseodensification using drills specifically designed for this purpose, known as densifying burs (Huwais; Meyer, 2015). The main advantage of this technique is the ability of the instrument to promote densification in the osteotomy site when operated in a counterclockwise direction (Slete; Olin; Prasad, 2018). The objective of this study was to compare the conventional and osseodensification drilling techniques in terms of insertion torque (IT), removal torque (RT), implant stability quotient (ISQ), maximum temperature, and structural changes; in addition to comparing the mass loss (weight in grams) in two different drill systems – the reference Densah®/Versah kit and a national Bone Reamer Drills® (BRD)/WF kit. Scanning electron microscopy (SEM) was performed to analyze the surface of the osseodensifying burs and the bone beds. For the IT, RT, ISQ, and maximum temperature tests, descriptive analysis (mean and standard deviation), Shapiro-Wilk normality test, and repeated measures ANOVA followed by Bonferroni post-hoc test were conducted. For the variation in drill weights, descriptive analysis, Shapiro-Wilk test, and paired t-test were applied. The significance level was set at 5% ( $p < 0.05$ ). There was a statistically significant difference between groups for IT and RT values, but not for ISQ, maximum temperature, or drill mass loss (g). SEM images revealed structural differences between the Densah and BRD burs, as well as bone compaction in the beds prepared by both, with cracks observed in the beds prepared using the Densah system. It is concluded that both osseodensification kits increase primary implant stability in type IV bone, with no significant differences in ISQ values, temperature, or mass loss, and are considered safe techniques when accompanied by adequate irrigation.

Keywords: torque; dental implants; immediate dental implant loading; biomechanics.

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

AFR - Análise de frequência de ressonância

BRD – Bone Reamer Drills®

BIC – Contato entre osso e implante – “Bone-Implant Contact”

CEUA - Comitê de Ética no uso de animais em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais

CM – UFMG - Centro de Microscopia da Universidade Federal de Minas Gerais

ISQ - Implant stability quotient / Coeficiente de estabilidade do implante

MEV - microscopia eletrônica de varredura

VS - Versah

## SUMÁRIO

<b>1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS .....</b>	<b>9</b>
1.1 Tecido ósseo .....	10
1.2 Osseointegração .....	11
1.3 Estabilidade primária .....	11
1.4 Osseodensificação .....	13
1.5 Temperatura do leito .....	15
1.6 Justificativa .....	16
<b>2 OBJETIVOS .....</b>	<b>16</b>
<b>2.1 Objetivos gerais .....</b>	<b>16</b>
<b>2.2 Objetivos específicos .....</b>	<b>16</b>
<b>3 METODOLOGIA EXPANDIDA .....</b>	<b>17</b>
3.1 Procedimento pré – laboratoriais, laboratoriais e preparo das amostras .....	17
3.2 Cálculo amostral .....	18
3.3 Estudo piloto .....	19
3.4 Preparação dos leitos .....	19
3.5 Teste de temperatura .....	20
3.6 Ensaios de torque de inserção e remoção .....	22
3.7 Análise da Frequência de ressonância (RFA) .....	24
3.8 Microscopia de Varredura Eletrônica .....	25
3.9 Pesagem das fresas .....	26
3.10 Análise estatística. ....	26
<b>4 ARTIGO .....</b>	<b>27</b>
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>55</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>56</b>
<b>ANEXO 1 .....</b>	<b>63</b>

## 1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Na odontologia, a substituição de dentes perdidos por meio de implantes dentários é uma das modalidades de tratamento com maior índice de sucesso (Dias-Castro *et al.*, 2019). Os implantes dentários proporcionaram uma revolução na reabilitação oral, apresentando uma taxa de sucesso superior a 90% em 10 anos, possibilitando seu uso com previsibilidade e desfechos favoráveis na substituição de dentes perdidos (Albrektsson *et al.*, 1986).

Isso se deve principalmente à sua excelente aplicabilidade clínica, pois apresentam alta biocompatibilidade com tecidos adjacentes e propriedades biomecânicas satisfatórias (Jung *et al.*, 2018). Os avanços em implantodontia, relacionados a novos materiais e técnicas inovadoras, tornaram mais dinâmico e pragmático o protocolo de instalação dos implantes dentários, o que possibilitou a capacitação de diversos profissionais e a popularização deste tratamento odontológico (Pjetursson *et al.*, 2012). Adversidades, antes encaradas como desafios clínicos em implantodontia, foram superadas pelo uso de abordagens inovadoras, principalmente relacionadas ao uso de implantes em áreas intraorais de grande dificuldade e complexidade, como a região posterior da maxila (Kola *et al.*, 2015).

A osseointegração se caracteriza pela adaptação da estrutura óssea adjacente com o corpo do implante, sem a interposição de um tecido não ósseo, com capacidade de ser submetido a uma carga funcional (Branemark, 1983; Rauber, 2019). O êxito clínico da terapia com implantes depende de diversos fatores e condições. Para termos a osseointegração e o conseqüente sucesso em implantodontia, é necessário obter uma estabilidade primária adequada (Yacker; Klein, 1996); sendo este um dos princípios mais relevantes no sucesso, mas que pode variar dependendo das condições biológicas intrabucais do paciente (Insua *et al.*, 2017; Inchingolo *et al.*, 2021). A estabilidade primária está diretamente relacionada a um preparo cirúrgico atraumático tecidual, visando uma melhor resposta cicatrizadora e evitando complicações intra e pós-operatórias, como dor, edemas, hemorragias e perda precoce do implante. (Lahens *et al.*, 2016; Lee *et al.*, 2019; Carr *et al.*, 2019; Feher *et al.*, 2020). Devido a esses princípios, diversos pesquisadores têm estudado e aperfeiçoado as técnicas de preparo do leito ósseo, com uma recente atenção para a técnica de osseodensificação, que objetiva desenvolver um autoenxerto condensado em torno do implante (Huwais; Meyer, 2015; Lahens *et al.*, 2016).

A osseodensificação se apresenta como uma técnica onde ocorre a compactação de micropartículas ósseas, geradas no protocolo de perfuração cirúrgico, à parede do alvéolo (Trisi *et al.*, 2016). Entende-se que o contato imediato do implante dentário com as micropartículas compactadas favorece uma osseointegração mais eficiente, devido à nucleação dos osteoblastos nessa região, além de uma estabilidade primária aumentada devido ao intertravamento físico (Lahens *et al.*, 2016). Uma resposta biológica satisfatória, relacionada a osseodensificação, levará a um aumento significativo em relação à resistência e à rigidez, promovendo um ganho em estabilidade primária (Kold *et al.*, 2005; Kold *et al.*, 2006). Em 2015, um grupo de pesquisadores e cientistas desenvolveram uma nova técnica para obtenção de uma osseodensificação baseada na utilização de fresas projetadas especificamente para esta função, conhecidas como fresas densificadoras (Huwais; Meyer, 2015). A grande vantagem desta técnica é a capacidade do instrumental causar um corte no tecido mineral ósseo até a profundidade de osteotomia desejada, quando utilizado girando em sentido horário, e ser capaz de promover a densificação no alvéolo que receberá o implante dentário, se trabalhado no sentido anti-horário (Slete; Olin; Prasad, 2018).

Diferentes sistemas apresentam normas específicas que guiam o implantodontista no procedimento cirúrgico e reabilitador (Mello-Machado, 2021). A técnica convencional de preparo do leito implantar varia de acordo com a disponibilidade óssea, da macrogeometria e do sistema de implante eleitos para a reabilitação (Attard, 2005). Em contraste com a técnica de osseodensificação, que realiza uma preparação de osteotomia sem escavação, a técnica convencional utiliza fresa com diâmetros variados para promover um acesso cirúrgico controlado e específico para cada tipo de implante dentário (Attard, 2005; Mello-Machado, 2021).

### 1.1 O tecido ósseo

O osso humano é constituído por proteínas e minerais que o conferem flexibilidade e rigidez, que estão diretamente relacionados à densidade de colágeno em sua composição. Tais propriedades estão associadas à capacidade de absorver energia e se deformar, até o limite da fratura (Lioubavina-Hack; Lang; Karring, 2006). Baseado na classificação de Lekholm e Zarb de 1985, Misch (2008), classifica a densidade óssea de acordo com a composição biológica em quatro grupos, D1, D2,

D3 e D4.

O tipo D1 é um osso composto em sua maioria por cortical densa, encontrado em região anterior de mandíbula; D2 é um osso com característica cortical densa e porosa em sua zona de crista, enquanto sua zona interna é trabeculada, podendo ser localizado em região anterior de mandíbula e maxila, além da região posterior da mandíbula; D3 apresenta uma crista com cortical porosa e fina e um osso trabecular fino, encontrado em região anterior de maxila e posterior de maxila e mandíbula; D4 apresenta uma crista óssea com cortical fina, sendo composta por trabeculado fino em quase sua totalidade, observado em região posterior de maxila. (Misch, 2008).

## 1.2 Osseointegração

A osseointegração, ou osteointegração, é uma referência à ligação da interface entre osso e implante, que ocorre sem a interposição de um tecido não ósseo. É descrito como um tecido altamente diferenciado que realiza uma conexão estrutural e funcional direta, que ocorre entre o osso vivo ordenado e a superfície de um implante que suporta carga (Branemark, 1983). A osseointegração pode também ser definida como uma relação anquilótica entre as duas superfícies, sendo essas a superfície do implante e a do osso circundante (Javed; Romanos, 2010; Javed *et al.*, 2011). Segundo Adell (1985), seu conceito pode ser definido como o contato direto, estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície endo-óssea do implante funcionalmente com carga.

Essa interface direta entre o osso e a superfície do implante, é o fator mais importante para o sucesso da terapia com implantes dentários. Outros fatores também envolvidos no sucesso clínico do implante são a realização de uma técnica cirúrgica atraumática e a estabilização satisfatória do implante durante a cirurgia inicial (Yacker; Klein, 1996).

## 1.3 Estabilidade primária

A qualidade e a quantidade de osso disponível podem influenciar consideravelmente no sucesso de um procedimento de implante dentário (Jaffin; Berman, 1991; Padhye; Padhye; Bhatavadekar, 2020). Observa-se que em áreas de baixas densidades ósseas ocorre uma maior taxa de falha dos implantes (Hermann *et*

*al.*, 2005). Segundo Isoda *et al.* (2012), isso acontece principalmente por uma menor estabilidade primária, observada nos implantes posicionados nestas áreas.

A estabilidade primária do implante pode ser considerada como um pré-requisito para a obtenção da osseointegração, sendo ela um parâmetro estático e mecânico (Barberá-Millán *et al.*, 2021). É determinada no momento da colocação do implante e é relacionada principalmente com a resistência e com a qualidade da fricção entre o osso e o parafuso no momento de sua instalação cirúrgica (Mcglumphy, 2008; Turkyilmaz; Herrero-Climent, *et al.*, 2013; Karl; Grobecker-Karl, 2018; Chávarri-Prado *et al.*, 2020), sendo um fator importante para o sucesso clínico, pelo menos nos estágios iniciais da cicatrização óssea (Formiga *et al.*, 2023).

A estabilidade primária pode ser definida como a ausência de mobilidade clínica sob a atuação de uma carga, e é considerada um dos principais requisitos para obter a osseointegração e para a manutenção de um implante dentário (Brånemark *et al.*, 1977; Albrektsson *et al.*, 1981). Segundo Glauser *et al.* (2004), essa estabilidade pode ser influenciada por diversos fatores, como a densidade do osso a receber o implante, a técnica cirúrgica ou o desenho do próprio implante. Chávarri-Prado *et al.* (2020) ainda citam que a estabilidade primária pode ser afetada, também, pela experiência do operador. A quantidade e a qualidade do leito ósseo influenciam diretamente na estabilidade primária do implante (Albrektsson *et al.*, 1981). Isso acontece porque os implantes colocados em ossos com baixa densidade possuem baixa estabilidade primária e dificilmente obterão alto torque de inserção (Jaffin; Berman, 1991; Isoda *et al.*, 2012). O torque é uma grandeza física que consiste em uma medida quantitativa de uma força aplicada a fim de gerar um movimento de rotação, ou seja, é a resistência necessária para que o implante se mova em direção apical no osso (Chávarri-Prado *et al.*, 2020).

O teste de análise de frequência de ressonância (AFR) realiza a avaliação da estabilidade do implante no osso, medindo a sua frequência de oscilação. Este teste é um método não invasivo e objetivo para medição da estabilidade do implante (Chávarri-Prado *et al.*, 2020). É uma técnica de diagnóstico em que se utiliza um transdutor piezoelétrico que emite um sinal em uma frequência específica, fazendo com que o implante vibre; a resistência do implante à essa vibração é medida pelo dispositivo e transformado em um valor de ISQ (coeficiente de estabilidade do implante), medido de 0 a 100, sendo 100 o valor máximo. (Griffin; Cheung, 2004; Herrero-Climent *et al.*, 2013).

Difundida internacionalmente por Summers (1994), a técnica de preparo utilizando osteótomos, condensadores e expansores, especialmente projetados, nos campos cirúrgicos para aumentar a densidade óssea e a condensação em locais de baixa qualidade é a mais conhecida pela comunidade clínica odontológica (Padhye; Padhye; Bhatavadekar, 2020). Pesquisas e estudos clínicos laboratoriais foram realizados nos anos subsequentes a fim de avaliar criteriosamente a técnica, entretanto seus resultados mostraram que o aumento da densidade óssea ocorria somente na região periapical do implante e era comum encontrar micro fraturas trabeculares na região do alvéolo, que prolongavam a cicatrização e a osseointegração, ocasionadas principalmente por um controle de força e técnica imprecisa do operador implantodontista (Peñarrocha *et al.*, 2001; Blanco *et al.* 2008; Wang *et al.*, 2017).

#### 1.4 Osseodensificação

A osseodensificação é uma técnica de osteotomia que visa preservar o volume ósseo e aumentar sua densidade por meio da compactação do osso autógeno durante a instrumentação do leito, provocando uma expansão da crista óssea e o aumento da densidade local (Huwais; Meyer, 2017). Segundo Huwais e Meyer (2017), esta técnica resulta em um aumento da estabilidade primária do implante e em uma quantidade superior de osso em contato com sua superfície, criando uma camada de densidade óssea satisfatória ao redor do leito da osteotomia. A técnica da osseodensificação com osteotomias parece ser uma excelente alternativa para a colocação de implantes dentários, uma vez que a maioria das complicações descritas se referem às técnicas de osteótomo (martelado ou motorizado) e subperfuração (Cáceres *et al.*, 2020).

Pereira *et al.* (2023), em uma revisão sistemática, concluíram que a técnica de osseodensificação oferece benefícios quando empregada em ossos classificados como tipo IV, visto que aumenta a estabilidade primária, favorece o contato entre osso e implante (BIC) e, conseqüentemente, o sucesso clínico. A osseodensificação é capaz de preservar o osso de duas maneiras: pela compactação do osso esponjoso devido a uma deformação viscoelástica e plástica, e pela compactação autoenxertada de partículas ósseas por todo o comprimento do alvéolo e no ápice da osteotomia (Huwais; Meyer, 2017).

Está consolidado na literatura científica que uma densificação óssea adequada

é capaz de proporcionar um acúmulo maior de tecido ósseo sobre a superfície e estrutura do parafuso implantado (Huwais; Meyer, 2017). Essa resposta biológica positiva provoca um ganho significativo em resistência e rigidez relacionado a estabilidade primária dos implantes dentários (Kold *et al.*, 2005; Kold *et al.*, 2006), pois a preservação da estrutura histológica do osso compactado gera um aumento da estabilidade primária (Cehreli *et al.*, 2009).

Uma forma de definir a estabilidade primária é relacionando-a com o atrito gerado durante a inserção do pino do implante no osso intraoral. (Inchingolo *et al.*, 2021). A estabilidade secundária, contudo, está relacionada à formação e à remodelação de um novo osso que ocorre em contato com a superfície do implante (Javed; Romanos, 2010; Javed *et al.*, 2011). Friberg, Jemt, Lekholm (1991) afirmam em seu estudo que tanto a estabilidade secundária quanto a osseointegração podem ser afetadas pela falta de estabilidade primária. Assim, em áreas com densidade óssea relativamente baixa, a osseodensificação, ao invés da osteotomia, beneficiaria e melhoraria o sucesso a longo prazo da terapia com implantes dentários (Trisi *et al.*, 2013).

Huwais e Meyer (2015) observaram em um estudo as dificuldades e desvantagens das técnicas convencionais de osseodensificação que existiam na literatura científica, e a partir de sua pesquisa elaboraram um novo protocolo para reduzir tais limitações, principalmente às relacionadas à estabilidade primária. Sua nova técnica utiliza fresas projetadas especificamente para garantir a osseodensificação adequada, conhecidas como fresas Densah®, que garantem um controle tátil apropriado do operador e as vantagens clínicas e cirúrgicas que os osteótomos apresentavam (Kanathila; Pang, 2018).

As fresas Densah® possuem um design que garante ângulos com inclinação negativa e bordas não cortantes, capazes de compactar suavemente o osso à medida que são inseridas no campo cirúrgico (Huwaiss; Meyer, 2015). A haste da fresa longa e seu formato cônico garantem a eficiência do trabalho em regiões mais profundas e o aumento gradual do diâmetro no osso que está sendo perfurado. Quando utilizadas em sentido horário são capazes de causar um corte no tecido mineral ósseo até a profundidade de osteotomia desejada, e então trabalhadas em sentido anti-horário para causar a densificação no alvéolo que receberá o implante dentário (Slete; Olin; Prasad, 2018).

Huwais e Meyer (2017) apresentaram dados que comprovavam que a técnica

da osseodensificação aumentava o valor torque de inserção em um osso de baixa densidade, de 25 Ncm (Newton por centímetro) na técnica padrão para 49 Ncm. Ainda nesta pesquisa, mostraram achados secundários relacionados à natureza viscoelástica do osso, uma vez que se o local da osteotomia osseodensificada permanecer vazio, isso ocasiona na redução gradual de 91% de seu diâmetro, o que intensifica os achados de estabilidade primária quando o implante está inserido e compactado por forças de compressão naturais.

Sendo uma potência no campo científico odontológico, o mercado brasileiro desenvolve fresas para a técnica de osseodensificação que ainda requerem investigações mecânico-físicas para permitir sua recomendação na Implantodontia, permitindo a execução segura dos protocolos de perfuração com resultados previsíveis e satisfatórios para os pacientes (Gonçalves *et al.*, 2019).

São inúmeras as vantagens da técnica de osseodensificação que utiliza fresas, principalmente quando utilizadas em osso esponjoso, como o arco anterior e posterior da maxila, entretanto há poucos dados sobre sua utilização e sucesso em ossos mais densos, como os encontrados em região anterior de mandíbula (Padhye; Padhye; Bhatavadekar, 2020).

### 1.5 Temperatura do Leito

O superaquecimento pode comprometer a estabilidade primária do implante e é constantemente mencionado como fator de risco para a necrose óssea, resultando em um tecido fibroso presente na interface implante-osso, comprometendo o prognóstico a longo prazo (Tehemar, 1999). As altas temperaturas (ou superaquecimento) alcançados durante a preparação do leito cirúrgico para a colocação de implantes é constantemente mencionada como um dos fatores de risco para a ocorrência de necrose óssea, que pode comprometer a osseointegração. Uma lesão causada por um superaquecimento pode resultar na interposição de um tecido fibroso entre o osso e o implante, comprometendo o sucesso da terapia (Reingewirtz; Szmukler; Senger, 1997).

Mudanças de temperatura ocorridas durante as preparações dos leitos cirúrgicos para implantes dentários podem ter efeitos significativos para o sucesso do procedimento, sendo crucial uma otimização dos parâmetros de perfuração e do uso de irrigação para minimizar as mudanças de temperatura e reduzir os riscos de

complicações (Soldatos *et al.*, 2024). Huwais e Meyer (2017) ressaltam que é necessário a irrigação abundante e constante durante o uso das fresas densificadoras, a fim de evitar o aumento da temperatura e consequente necrose dos osteoblastos vizinhos à região do implante dentário. De Oliveira *et al.* (2025) afirmaram que a temperatura limite para lesão do tecido ósseo induzida pelo calor está na faixa de 44°C – 47°C, aplicada por 1 minuto, medida a uma distância de aproximadamente 0,5mm do implante.

## 1.6 Justificativa

Por ser uma técnica recente, estudos científicos ainda são necessários para compreender a osseodensificação nas diferentes situações, assim como comprovar a sua real efetividade nos diversos eventos clínicos. Além disso, há o surgimento de novos kits para osseodensificação, inclusive produtos de origem brasileira, que requerem comprovação científica dos seus resultados, para permitir um uso seguro por parte dos dentistas e fornecer um tratamento esperado e com benefícios ao paciente.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 Objetivos gerais

Comparar, em ambiente laboratorial, as técnicas convencional e de osseodensificação para preparação dos leitos ósseos para instalação de implantes dentários.

### 2.2 Objetivos específicos

- Comparar os valores de torque de inserção de implantes dentários, em leitos ósseos preparados pelas técnicas convencional e de osseodensificação.
- Comparar os valores de torque de remoção de implantes dentários, em leitos ósseos preparados pelas técnicas convencional e de osseodensificação.
- Comparar a técnica convencional e por osseodensificação em relação ao

coeficiente de estabilidade dos implantes, mensurado através da análise da frequência de ressonância.

- Avaliar e comparar as variações de temperatura no tecido ósseo durante a preparação do leito cirúrgico, pelas técnicas convencional e de osseodensificação para preparação dos leitos para instalação de implantes dentários.
- Qualificar alterações estruturais no tecido ósseo após as técnicas convencional e de osseodensificação, através de microscopia eletrônica de varredura.
- Comparar um novo kit nacional de fresas para a osseodensificação com o kit referência para a técnica.
- Quantificar alterações estruturais nas fresas de diferentes kits para a osseodensificação através de pesagem em balança analítica.
- Qualificar alterações estruturais nas fresas de diferentes kits para a osseodensificação através de microscopia eletrônica de varredura.

### **3 METODOLOGIA EXPANDIDA**

#### **3.1 Procedimento pré – laboratoriais, laboratoriais e preparo das amostras**

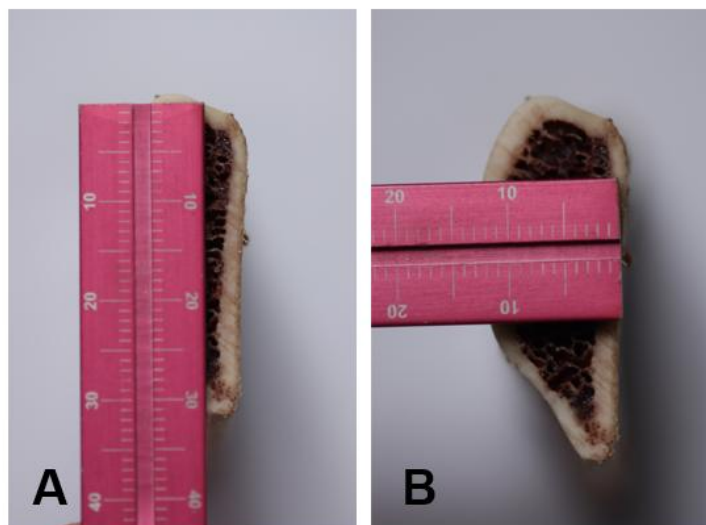
As amostras de costela bovina foram adquiridas de um frigorífico parceiro privado da cidade de Jaboticatubas, Minas Gerais, e foram armazenadas em recipientes térmicos, mantidos a uma temperatura entre -18 e -20°C, para preservar a integridade e características do tecido.

Devido à natureza e objetivos da pesquisa não foi necessário a análise e aprovação pelo Comitê de Ética no uso de animais em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (CEUA), conforme a Lei nº 11.794/2008, que regulamenta procedimentos para o uso científico de animais.

As costelas bovinas foram limpas, tendo todo o tecido mole retirado e foram preparadas com medidas aproximadas de 50mm (comprimento) x 12mm (largura) x 30mm (altura) (Francescato *et al.*, 2025) (FIGURA 1).

Através de inspeção visual, foram separadas as amostras ósseas de costela bovina que apresentaram superfície cortical com 1mm de espessura, e características medulares semelhantes ao do tecido ósseo tipo IV.

Figura 1 – Costelas bovinas com suas respectivas medidas



Legenda: a) Altura da costela em milímetros; b) Largura da costela em milímetros

Fonte: Elaborada pela autora, 2025

As amostras foram colocadas para degelo por um período de 05 horas à temperatura ambiente. Os blocos ósseos foram fixados em uma morsa de bancada para evitar movimentação durante os testes (Francescato *et al.*, 2025) (FIGURA 2).

Figura 2 – Blocos ósseos fixados em morsa de bancada



Fonte: Elaborada pela autora, 2025

### 3.2 Cálculo amostral

Com o objetivo de se verificar o número de amostras a serem incluídos na pesquisa, foi realizado o cálculo amostral, através de uma equação para determinar o valor de  $n$  em estudos comparando 2 médias. Para tal, foi utilizado a versão 3.01 do

software “Estatísticas epidemiológicas de código aberto para a Saúde Pública - OpenEpi”.

Como referência para os valores esperados de desvio padrão e a diferença mínima entre 2 médias, o estudo de Barberá-Millán *et al.* (2021) foi utilizado, uma vez que apresenta metodologia e objetivos semelhantes a este estudo. O torque médio de inserção dos implantes apresentado pelos pesquisadores utilizados como referência em seu estudo foi de  $8,87 \pm 6,17$  Ncm no grupo controle e  $21,72 \pm 17,14$  Ncm no grupo teste. Um critério de significância de 0,05 e poder estatístico de 0,80 foram adotados.

Foi determinada a quantidade mínima de 16 amostras por grupo, para avaliar as hipóteses do estudo

### 3.3 Estudo piloto

O estudo piloto teve por objetivo a avaliação do método escolhido. Esse estudo foi realizado em amostras obtidas por meio privado, que não fizeram parte do estudo principal, e contaram com 25% do total da amostra.

Durante a realização do estudo piloto, foi realizado o treinamento e a calibração do pesquisador responsável pela condução do experimento.

Após a avaliação dos resultados desta primeira etapa, foram avaliados os métodos para coleta de dados e feitas as adaptações necessárias.

### 3.4 Preparação dos leitos

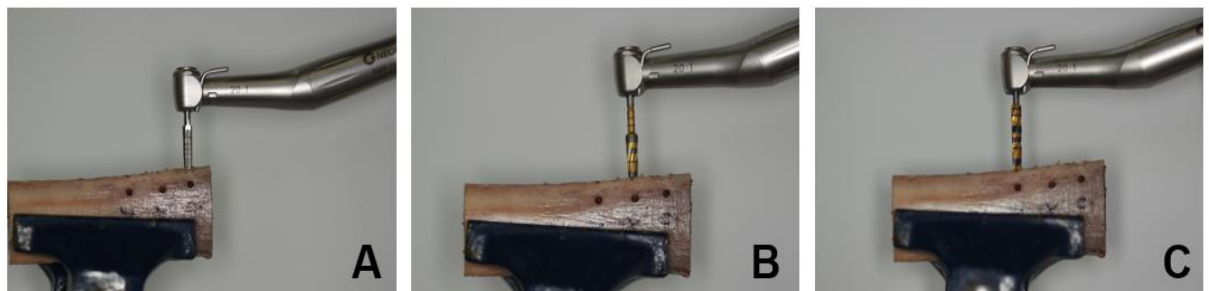
As preparações dos leitos foram realizadas pelo pesquisador examinador, treinado e calibrado. Em cada bloco ósseo foi realizado um preparo de leito para cada grupo, garantindo o pareamento da amostra, devido à semelhança anatômica e de densidade óssea entre os grupos experimentais.

A preparação dos leitos dos implantes seguiu os protocolos dos fabricantes, utilizando um contra-ângulo redutor 20:1 (NSK Smax-SG20, Japão) acoplado ao micromotor elétrico cirúrgico com rotações por minuto (rpm) e torque podendo ser ajustados. Todos os grupos utilizaram o implante Biomorse® 4x10mm (Bio Implante, Bauru).

Para o grupo controle/convencional (G1) foi utilizado o protocolo da marca do implante, e a fresagem ocorreu no sentido horário, com sequência de fresagem e

diâmetro das fresas: fresa tipo lança 1,8mm, fresa helicoidal 2,2mm, fresa cônica 2,8mm, fresa cônica 3,2mm, fresa cônica 3,6mm. O grupo teste G2 (VS) utilizou o protocolo das fresas Densah® (Versah), a preparação do leito em sentido anti-horário e com movimento de bombeamento oscilante, que consiste em um movimento oscilante da fresa para dentro e para fora da osteotomia, induzindo uma leve pressão ao osso. (Huwais; Meyer, 2017). Segundo o fabricante, em ossos tipos IV o diâmetro final da preparação da osteotomia deve ser preparado com uma fresa Densah® de diâmetro médio com medida 0,5–0,7mm menor do que o diâmetro médio do implante. A sequência de fresas utilizadas foi: fresa VPLTT (fresa piloto, apenas esta em sentido horário), fresa VT1828 e fresa VT2838. O grupo teste G3 (WF) utilizou o protocolo das fresas Bone Reamer Drills® (WF), a preparação do leito ocorreu em sentido anti-horário e com movimento de bombeamento oscilante. A sequência de fresagem foi: fresa lança helicoidal 1,8mm (fresa piloto, apenas esta em sentido horário), fresa BRD 2,2mm, fresa BRD 2,6mm, fresa BRD 3,0mm fresa BRD 3,4mm (FIGURA 3).

Figura 3 – Preparação dos leitos para cada grupo



Legenda: a) Preparação do leito com as fresas do grupo 1; b) Preparação do leito com as fresas do grupo 2; c) Preparação do leito com as fresas do grupo 3.

Fonte: Elaborada pela autora, 2025

Em todos os grupos utilizou-se a velocidade de 1000 rpm – velocidade compatível com a faixa de velocidade preconizada pelos fabricantes das fresas utilizadas dos três grupos. Todas as perfurações foram realizadas sob irrigação com solução salina (cloreto de sódio 0,9%) com temperatura entre 4°C e 6°C, realizada por meio do sistema de irrigação integrado ao motor cirúrgico, com fluxo direcionado para o corpo da fresa.

### 3.5 Teste de Temperatura

As medições foram realizadas pelo pesquisador examinador, treinado e calibrado.

A geração de calor foi medida durante todas as perfurações referentes aos procedimentos de preparo da osteotomia com o uso de um termopar. A técnica do termopar é um método direto que utiliza uma sonda sensível ao calor, conectada a termômetros e/ou software de computadores (Laurito *et al.*, 2010). A técnica para o isolamento da sonda, a profundidade do registro, o material do sensor e outros fatores podem influenciar em seus resultados (Laurito *et al.*, 2010). O termopar irá registrar a temperatura local, não detectando o perfil térmico geral e o vazamento de calor (Laurito *et al.*, 2010).

A sonda do termopar foi inserida no osso a aproximadamente 1mm de distância da borda do diâmetro final da osteotomia, segundo Huwais, Meyer (2017) (FIGURA 4).

Figura 4 – Localização da sonda do termopar durante a preparação dos leitos para cada grupo

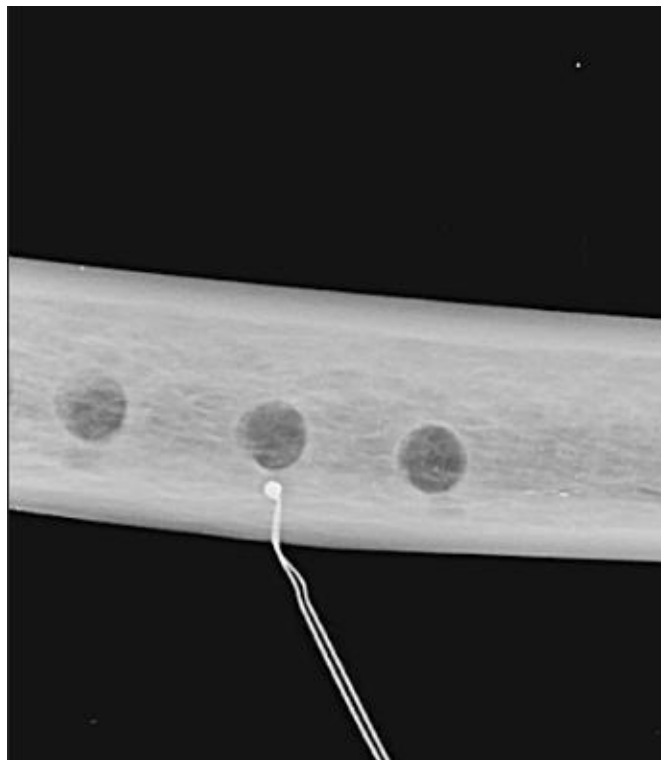


Fonte: Elaborada pela autora, 2025

Para obtenção dessa distância, foram realizados cálculos individualizados em

cada amostra. A altura adotada para a perfuração foi de 5mm – o que corresponde à metade da altura do implante utilizado -, medida a partir do ponto da perfuração do implante na crista óssea. Para a largura, o valor adotado foi correspondente à metade da largura total da amostra óssea, subtraindo-se 3mm, sendo estes 2 mm referentes à metade do diâmetro do implante utilizado e 1mm referente à distância final da sonda do termopar. Foram registradas as temperaturas máximas durante o uso de cada fresa. Foram realizadas radiografias para verificar a posição da ponta da sonda do termopar (FIGURA 5). Todas as perfurações para a sonda do termopar foram realizadas com as fresas tipo lança e fresa helicoidal 2,2mm do kit cirúrgico do implante Biomorse® (Bio Implante, Bauru).

Figura 5 – Radiografia demonstrando a localização da sonda do termopar a aproximadamente 1mm de distância da borda final da osteotomia



Fonte: Elaborada pela autora, 2025

### 3.6 Ensaios de torque de inserção e remoção

As medições foram realizadas pelo pesquisador examinador, treinado e calibrado.

O torque na inserção dos implantes foi registrado durante sua instalação no

leito preparado. Após as perfurações, nos três grupos os implantes foram inseridos manualmente nos leitos, utilizando um torquímetro manual (Bio Implante, Bauru) (FIGURA 6) até a distância de 1mm da sua posição final do osso.

Figura 6 – Inserção dos implantes manualmente nos leitos, com o uso de um torquímetro manual.



Fonte: Elaborada pela autora, 2025

Após, uma chave digital de inserção foi acoplada a um torquímetro digital calibrado de alta precisão (Lutron TQ- 8800, Taipei, Taiwan) tendo o torque da inserção aferido quando este atingir seu posicionamento final. (FIGURA 7) Para análise estatística, o valor máximo registrado durante o torque de inserção foi considerado.

O torque de remoção foi registrado de maneira contínua, sendo considerado o maior valor necessário para que ocorra o desenroscamento do implante do osso.

Os valores dos torques foram registrados pelo torquímetro digital Lutron TQ8800 (Lutron TQ- 8800, Taipei, Taiwan), com precisão de 0,1 Newton centímetro (Ncm) acoplado em um computador. Os dados registrados foram transferidos para uma tabela e foram analisados.

Figura 7– Inserção dos implantes nos leitos, com o uso de um torquímetro digital.



Fonte: Elaborada pela autora, 2025

### 3.7 Análise da Frequência de ressonância (AFR)

As medições foram realizadas pelo pesquisador examinador, treinado e calibrado para o uso do sistema Osstell ISQ.

Foi utilizado um transdutor SmartPeg tipo 01 (Osstell®, Göteborg, Suécia) em cada implante, realizando quatro medições, uma em cada face, resultando em um total de quatro registros para cada implante. As medições foram realizadas consecutivamente, seguindo a ordem das faces Distal, Vestibular, Mesial e Lingual de cada implante. Com o uso do Osstell®, foi realizada a medição dos valores de ISQ dos implantes, que se iniciou pelo grupo G1, prosseguindo sequencialmente aos grupos G2 e G3 (FIGURA 8).

Para o registro, o transdutor SmartPeg tipo 01 foi parafusado diretamente sobre o implante, sendo realizado conforme sugestão do fabricante. O registro foi obtido através da seguinte forma:

- Utilização de SmartPeg ou transdutor específico para o implante 4.0, Biomorse®, Bio Implante;

- Aperto manual do transdutor 5-8 Ncm com chave de fenda plástica específica;
- Colocação da sonda do Osstell ISQ a aproximadamente 2 mm do SmartPeg num ângulo de 45° relativamente ao maior eixo do implante.

Os dados foram registrados, transferidos para uma tabela e analisados.

Figura 8 – Realização da análise da frequência de ressonância dos implantes



Fonte: Elaborada pela autora, 2025

### 3.8 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

O escaneamento das superfícies das fresas e das amostras ósseas foi realizado através de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Esta abordagem permitiu avaliar com imagens de alta resolução quaisquer alterações estruturais, como desgastes nas fresas, e trincas, rachaduras ou *gaps*, além da qualidade da compactação óssea na área onde ocorreria a osseointegração.

As amostras das fresas foram submetidas à MEV nos momentos antes e após as perfurações. As fresas foram limpas com álcool isopropílico (99,8%) após a realização das perfurações, e não foram necessários realizar nenhum tipo de preparo nas amostras das fresas.

As amostras ósseas foram submetidas à MEV após a remoção dos implantes dos leitos ósseos. As amostras foram seccionadas com o uso de uma serra de precisão com um disco diamantado, limpas, fixadas, desidratadas, montada em suporte específico e metalizadas, conforme preparo preconizado pelo Centro de

Microscopia da Universidade Federal de Minas Gerais (CM-UFMG).

Todos os testes de MEV foram realizados no CM-UFMG, utilizando o Microscópio Eletrônico de Varredura (FEI Quanta 200 FEG, FEI COMPANY, Oregon, EUA), com aumentos de 40x, 100x, 500x e 1000x.

Foi realizada uma análise comparativa e qualitativa das diferenças superficiais entre as duas fresas (Versah e WF), e dos seus desgastes e do leito cirúrgico após a remoção dos implantes.

### 3.9 Pesagem das fresas

As fresas dos grupos G2 e G3 foram submetidas a pesagem em balança analítica (Marte® AL500, São Paulo, Brasil) com precisão de 0,001g (1mg), expressando os valores em gramas (g) (FIGURA 9). As amostras das fresas foram submetidas à pesagem antes das perfurações e após as perfurações. As fresas foram limpas com álcool isopropílico (99,8%) após a realização das perfurações.

Figura 9 – Balança analítica



Fonte: Elaborada pela autora, 2025

### 3.10 Análise estatística

Para os testes de torque de inserção e remoção, coeficiente de estabilidade do implante e temperatura máxima, foram realizadas a análise descritiva para obtenção

da média e desvio padrão e teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Aplicou-se o teste ANOVA de medidas repetidas por se tratar de amostras independentes com distribuição paramétrica seguido de post-hoc de Bonferroni. Foi adotado nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ). As análises foram feitas pelo programa Statistical Package for Social Sciences versão 26 (IBM SPSS, Armonk, NY: IBM Corp).

Para a análise da variação dos pesos das fresas, foram realizadas a análise descritiva para a obtenção da média e desvio padrão e teste de normalidade de Shapiro-Wilk e aplicou-se o teste *t para amostras pareadas*. Foi adotado nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ). As análises foram realizadas pelo programa Statistical Package for Social Sciences versão 21 (IBM SPSS, Armonk, NY: IBM Corp).

#### 4 ARTIGO

O artigo abaixo se encontra conforme as normas de formatação da revista *Clinical Implant Dentistry and Related Research* para a qual ele foi submetido (Anexo 1).

##### **Analysis of osseodensification with two drill systems versus conventional technique for dental implants – a paired comparative ex vivo study**

Authors: Rafaela Regina de Lima<sup>1</sup>; Lara Rúbia Marques Nascimento<sup>1</sup>; Barbara Magalhães Figueiredo Dias<sup>1</sup>; Dhelfeson Willya Douglas-de-Oliveira<sup>2</sup>; Rodrigo Richard da Silveira<sup>1</sup>; Frederico Santos Lages<sup>1</sup>.

##### **Affiliations:**

<sup>1</sup> Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Federal University of Minas Gerais, R. Prof. Moacir Gomes de Freitas, 688 – Pampulha, Belo Horizonte, Brazil. CEP: 31270-901

<sup>2</sup> Department of Dentistry, Federal University of Vales do Jequitinhonha e Mucuri, JK Campus, R. da Glória, 187 - Centro, Diamantina, Brazil. CEP: 39100-000

**Correspondence to:** Rafaela Regina de Lima, Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Federal University of Minas Gerais, R. Prof. Moacir Gomes de Freitas, 688 – Pampulha, Belo Horizonte, Brazil. CEP: 31270-901

[rafaelardlima@gmail.com](mailto:rafaelardlima@gmail.com)

##### **Acknowledgments:**

The authors would like to thank Júlio and Commercial Bom Appetite for providing the bovine ribs, to Marcelo Garcia, consultant at Bio Implante (Bio Health do Brasil), and to Bio Implante for providing the surgical kits and Biomorse® implants (Bio Implante, Bauru). The authors would like to acknowledge the Center of Microscopy at the Universidade Federal de Minas Gerais (<http://www.microscopia.ufmg.br>) for providing the equipment and technical support for experiments involving electron microscopy. The authors would like to thank the Federal University of Minas Gerais, the Office of the Pro-Rector for Research, and the Research Support Foundation of the State of Minas Gerais for the financial support and scholarships.

**Abstract:**

**Introduction:** Osseodensification is a technique for compacting bone microparticles, generated in the surgical drilling protocol in the alveolar bone wall. The immediate contact of the implant with the compacted microparticles favors more efficient osseointegration due to the nucleation of osteoblasts in this region which is associated with increased primary stability as a result of the physical interlocking. The objective of this study is to compare conventional and osseodensification with burs techniques based on insertion and removal torque values, stability coefficient, maximum temperature and structural changes; in addition to assessing the performance of osseodensification associated with two different bur systems - the widely used reference kit (Densah®/Versah) and kit (Bone Reamer Drills®/WF).

**Methods:** The study was carried out on 16 bovine ribs. The bovine ribs were cleaned, the soft tissue removed and samples with approximate measurements of 50 mm x 12 mm x 30 mm were prepared. Three osteotomies were performed on each bone block using different techniques for dental implants, divided into three groups according to the technique and drilling bur: G1 - control group using the conventional technique; G2 - group using Densah®/Versah (VS) densification burs and G3 - group using Bone Reamer Drills®/WF densification burs. In all tests, the protocol recommended by the manufacturer was followed. All osteotomies were performed with saline solution (0.9% sodium chloride) at a temperature between 4°C and 6°C using the system integrated into the surgical motor with flow directed to the body of the burr. Heat generation was measured during osteotomy using a thermocouple; torque values were measured at the end of insertion and upon removal of the implant from the surgical site; ISQ was obtained after implant insertion by positioning the Osstell ISQ probe approximately 2 mm from the SmartPeg at a 45° angle to the main axis of the implant. The reamers were weighed before and after drilling. The reamer samples were subjected to SEM before and after drilling. The bone samples were subjected to SEM after removal of the implants from the bone beds.

**Results:** The osseodensification techniques resulted in increased insertion and removal torque levels, in addition to advanced structural changes in the bone bed, but there was no increase in ISQ values or maximum temperature when compared to the conventional technique. Furthermore, despite the differences in the manufacturing processes between the two kits evaluated, there was no loss of mass after use.

**Conclusion:** Bone instrumentation with both osseodensification kits resulted in higher insertion and removal torque levels when compared to conventional bone instrumentation in type IV bone. There were no significant differences between the three groups analyzed in relation to temperature.

**Keywords:** torque; dental implants; immediate dental implant loading; biomechanics.

**Main body:****1 INTRODUCTION**

The clinical success of implant therapy is multifactorial and one of the most relevant principles involves achieving adequate primary stability, which may vary according to the patient's oral biological conditions [1,2]. Achieving primary stability relates to atraumatic surgical tissue preparation, which aims to a better healing response, avoiding trans- and postoperative complications, such as pain, edema, hemorrhage and early implant loss [3-7]. Acknowledging the importance of surgical

steps, several researchers have been improving bone site preparation techniques, with recent attention to the osseodensification technique, looking forward to develop a condensed autograft around the implant [3,8].

Osseodensification is a technique for compacting bone microparticles, generated in the surgical drilling protocol in the alveolar bone wall [9]. The immediate contact of the implant with the compacted microparticles favors more efficient osseointegration due to the nucleation of osteoblasts in this region which is associated with increased primary stability as a result of the physical interlocking [3]. Densifying burs have demonstrated ability to drill the bone mineral tissue to the depth of the intended osteotomy when used in a clockwise cutting direction, as well as promoting the densification of the recipient alveolus, if worked in a counterclockwise direction [10,11].

Different systems present specific standards that guide the implantologist in the surgical and rehabilitation procedure [12]. The conventional technique for preparing the implant site differs according to bone availability, macrogeometry and the implant system chosen for rehabilitation [13]. Contrary to the osseodensification technique that establishes the surgical bed without excavation, the conventional technique uses burs with varying diameters to promote controlled and specific surgical access for each type of dental implant [12,13].

As a center of excellence in the dental science field, the Brazilian market develops burs for the osseodensification technique that still requires mechanical-physical investigations to allow their recommendation in Implantology, allowing the safe execution of drilling protocols with predictable and satisfactory results for patients [14]. Thus, it is necessary to establish if these new materials can offer competitiveness to the conventional technique based on their *in vitro* behavior. In this scenario, the objective of this study is to compare conventional and osseodensification with burs techniques based on insertion and removal torque values, stability coefficient, maximum temperature and structural changes; in addition to assessing the performance of osseodensification associated with two different bur systems - the widely used reference kit (Densah®/Versah) and a Brazilian-made kit (Bone Reamer Drills®/WF). The null hypothesis is that there is no difference between the results of the conventional evaluation techniques and osseodensification with burs.

## **2 MATERIALS AND METHODS**

## 2.1 Sample selection and preparation

Bovine ribs bones were purchased from a local slaughterhouse and stored in thermal containers between -18 and -20°C to preserve the integrity and characteristics of the tissue [15].

The animals were not used exclusively for this study and the bones were obtained from discarded waste material. Since the bovine ribs were obtained post-slaughter from the local food market, the study was not submitted to the animal ethics committee [16].

The bovine ribs were cleaned, the soft tissue removed and samples with approximate measurements of 50 mm (length) x 12 mm (width) x 30 mm (height) were prepared [15]. The bone blocks were placed to thaw for a period of 05 hours at room temperature and were subsequently fixed in a bench vise to prevent movement during the tests [15].

## 2.2 Sample calculation

The OpenEpi v. 3.01 software was used to determine the value of n in studies comparing 2 means. A confidence level of 0.05 and statistical power of 0.80 were adopted. To evaluate the null hypothesis of this study, the minimum number of samples per group was determined to be 16, which was based on the similar methodology and objectives by Barberá-Millán *et al.* (2021) [17].

## 2.3 Osteotomy site preparation

The preparations of the beds were performed by the trained and calibrated examining researcher and followed the manufacturers' protocols, using a 20:1 reduction contra-angle (NSK Smax-SG20, Japan) coupled to the surgical electric micromotor with adjustable rotations per minute (rpm) and torque. Biomorse® 4x10mm implants (Bio Implante, Bauru) were installed in all groups with similar surface treatments and shapes.

The study was carried out on 16 bovine ribs. Three osteotomies were performed on each bone block using different techniques for dental implants, divided into three groups according to the technique and drilling bur: G1 - control group using the conventional technique; G2 - group using Densah®/Versah (VS) densification burs and

G3 - group using Bone Reamer Drills®/WF densification burs. In all tests, the protocol recommended by the manufacturer was followed.

For the control/conventional group (G1), osteotomy occurred in a clockwise direction in the following sequence and diameter of burs: 1.8 mm spear-type, 2.2 mm helical, 2.8 mm conical, 3.2 mm conical and 3.6 mm conical. In the test group G2 (VS), the bed preparation was performed in a counterclockwise direction with an oscillating pumping movement, consisted on an oscillating movement of the bur in and out of the osteotomy, inducing slight pressure to the bone [17]. According to the manufacturer, in type IV bones, the final diameter of the osteotomy preparation should be performed with a Densah® bur with an average diameter 0.5–0.7 mm smaller than the average diameter of the implant. The VPLTT (pilot bur, only this one in a clockwise direction), VT1828 and VT2838 burs were used in sequence. In the G3 (WF) test group, the surgical site was prepared in counterclockwise direction with an oscillating bombardment movement. The surgical drilling sequence was: helical lance 1.8 mm (pilot bur, only this one in a clockwise direction), BRD 2.2 mm, BRD 2.6 mm, BRD 3.0 mm and BRD 3.4 mm.

In all groups, following the speed range recommended by the manufacturers, the speed of 1000 rpm was used. All osteotomies were performed with saline solution (0.9% sodium chloride) at a temperature between 4°C and 6°C using the system integrated into the surgical motor with flow directed to the body of the burr. All the surgical procedures and tests were performed by a trained and calibrated researcher, and the recorded data were transferred to a table for analysis.

## **2.4 Temperature test**

Heat generation was measured during osteotomy using a thermocouple, which is a direct method using a heat-sensitive probe connected to thermometers and/or computer software [18]. The probe insulation, recorded depth, sensor material and other technical factors may influence its results [18]. The thermocouple records the local temperature, not detecting the overall thermal profile and heat leakage [18].

The thermocouple probe was inserted into the bone approximately 1mm from the edge of the final diameter of the osteotomy [10] (FIGURE 1). To provide this distance, individual calculations were performed for each sample. The drilling depth was standardized at 5mm – which corresponds to half the height of the implant used –

obtained from the point of drilling of the implant on the bone crest. For the width, the value adopted was half the total width of the bone sample minus 3mm, which 2mm corresponds to half the diameter of the implant used and 1 mm refers to the final distance of the thermocouple probe. All drillings for the thermocouple probe were performed with 2.2mm lance-type and helical drills from the Biomorse® implant surgical kit (Bio Implante, Bauru).

Radiographs were acquired to assess the position of the thermocouple probe tip (FIGURE 2) and the maximum temperatures during use of each bur were recorded.



Figure 1 - Location of the thermocouple probe during osteotomy for each group

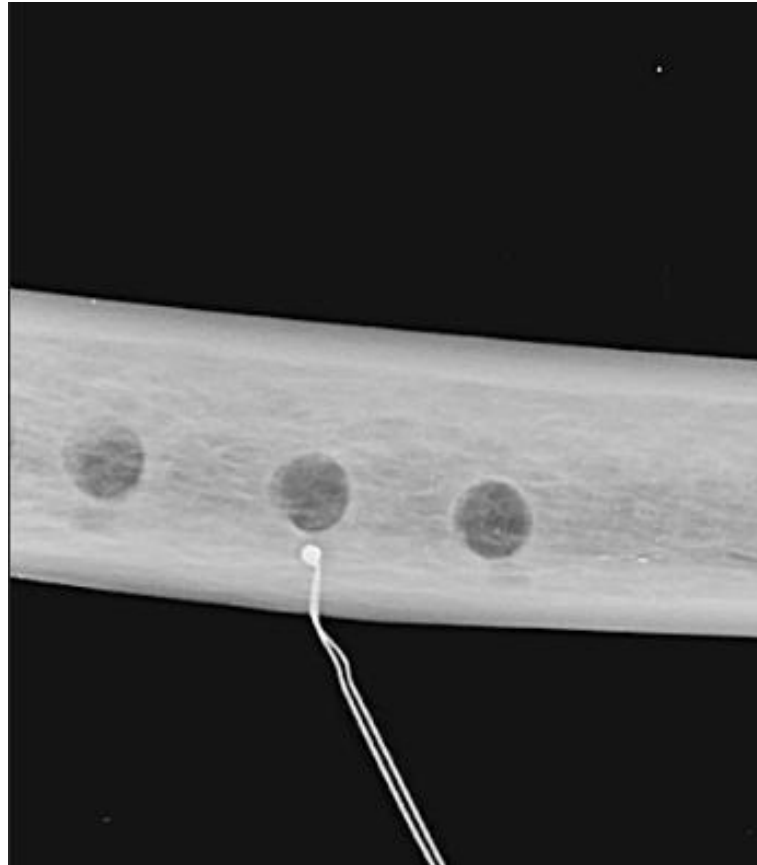


Figure 2 - Radiograph highlighting the location of the thermocouple probe approximately 1mm away from the final edge of the osteotomy

## 2.5 Insertion and removal torque tests

The torque during implants insertion was recorded during their installation in the surgical site. All the torque values were recorded by a Lutron TQ8800 digital torque meter (Lutron TQ-8800, Taipei, Taiwan), with an accuracy of 0.1 Newton centimeters (Ncm) coupled to a computer.

After drilling, the three groups of implants were manually inserted into the beds using a manual torque wrench (Bio Implante, Bauru) to a distance of 1mm from their final position in the bone. Afterwards, a digital insertion wrench was attached to a high-precision calibrated digital torque wrench (Lutron TQ-8800, Taipei, Taiwan) and the insertion torque was measured when it reached its final position. For statistical analysis, the maximum insertion torque value was considered as the insertion torque. The removal torque was recorded continuously, being considered the highest value necessary for the implant to unscrew from the bone block.

## 2.6 Resonance Frequency Analysis (RFA)

A SmartPeg type 01 transducer (Osstell®, Göteborg, Sweden) was used on each implant, performing four measurements, one on each face, resulting in a total of four records for each implant. The measurements were performed consecutively, following the order of the Distal, Vestibular, Mesial and Lingual faces of each implant. Using the Osstell®, the Implant Stability Quotient (ISQ) values of the implants were measured in all groups (FIGURE 3).



Figure 3 - Measurement of the resonance frequency of the implants

For recording, the transducer was screwed directly onto the implant, with a torque of 5-8 N using a specific plastic screwdriver as specified by the manufacturer's instructions. The recording was obtained by placing the Osstell ISQ probe approximately 2mm from the SmartPeg at an angle of 45° relative to the largest axis of the implant.

## 2.7 Scanning Electron Microscopy (SEM)

The scanning of the surfaces of the burs and bone samples was performed using scanning electron microscopy. This approach allowed the evaluation of any structural changes such as wear on the cutters, and cracks, splits or gaps, in addition to the quality of bone compaction in the area where osseointegration would occur.

The burs samples were subjected to SEM before and after drilling. The burs were cleaned with isopropyl alcohol (99.8%) after drilling and no preparation was necessary.

The bone samples were subjected to SEM after removal of the implants from the bone beds. The samples were sectioned using a precision saw with a diamond disk, cleaned, fixed, dehydrated, mounted on a specific support and metallized, according to the preparation recommended by the Microscopy Center of the Federal University of Minas Gerais (CM-UFMG).

All SEM tests were performed by CM-UFMG using a Scanning Electron Microscope (FEI Quanta 200 FEG, FEI COMPANY, Oregon, USA) with magnifications of 40x, 100x, 500x and 1000x. The surface differences between the two burs (Versah and WF), their wear and the surgical bed after removal of the implant were comparative and qualitative assessed.

## **2.8 Weight loss measurement for the osseodensification technique burs**

The milling burs of groups G2 and G3 were weighed on an analytical balance (Marte® AL500, São Paulo, Brazil) with an accuracy of 0.001 g (1mg). The milling burs samples were weighed before and after drilling and were cleaned with isopropyl alcohol of 99.8% purity after drilling.

## **3 STATISTICAL ANALYSIS**

For insertion and removal torque tests, implant stability coefficient and maximum temperature, descriptive analysis was performed to obtain the mean and standard deviation, as well as the Shapiro-Wilk normality test. The repeated measures ANOVA test was applied due to the independent samples with parametric distribution, followed by Bonferroni post-hoc. A significance level of 5% ( $p < 0.05$ ) was adopted. To analyze the variation in the weights of the cutters, descriptive analysis was performed to obtain the mean and standard deviation. The Shapiro-Wilk normality test and the t-test for paired samples were applied. A significance level of 5% ( $p < 0.05$ ) was adopted. All assessments were performed using the Statistical Package for Social Sciences version 21 (IBM SPSS, Armonk, NY: IBM Corp).

## **4 RESULTS**

#### 4.1 Insertion torque, removal torque, implant stability coefficient and maximum temperature

There were statistically significant differences between the mean insertion torques among the conventional, VS and WF groups ( $p = 0.007$ ). Groups 2 and 3 presented higher mean insertion torque values when compared to group 1, with values of 77.62 Ncm (+/-31.6); 95.25 Ncm (+/-45.8) and 61.25 Ncm (+/- 29.6) respectively. In the intergroup analysis, statistically significant differences were identified between the conventional x VS ( $p = 0.018$ ); conventional x WF ( $p = 0.004$ ) and WF x VS ( $p = 0.016$ ) groups. There was a statistically significant difference in the analysis of the removal torque when comparing the conventional, VS and WF groups ( $p = 0.008$ ). Groups 2 and 3 presented higher mean removal torque value when compared to group 1, with values of 69.62 Ncm (+/- 35.6); 89.62 Ncm (+/- 48.4) and 58.18 Ncm (+/- 32.7) respectively. In the intergroup analysis, statistically significant differences were identified between the conventional x VS ( $p = 0.043$ ); conventional x WF ( $p = 0.001$ ) and WF x VS ( $p = 0.009$ ) groups (Table 01).

There is no statistically significant relationship between the stability coefficients recorded in the conventional, VS and WF groups ( $p = 0.157$ ). The mean resonance frequency values for the conventional group were ISQ = 79.42 (+/- 6.81); VS ISQ = 82.40 (+/- 4.03) and WF ISQ = 80.68 (+/- 5.00) (Table 02).

The mean maximum temperatures of the conventional group were 27.81°C (+/- 2.94); 30.62°C (+/- 4.61) in the VS group and 28.37°C (+/- 2.68) in the WF group (Table 03). There was no statistically significant difference between the maximum temperature for the three groups ( $p = 0.087$ ).

Table 01 - results of the insertion torque and removal torque tests.

	Conventional	VS	WF		
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	p	Post-hoc

Insertion torque	61,25 (29,6)	77,62 (31,6)	95,25 (45,8)	0,007	Conv. x VS: 0,018 Conv. x WF: 0,004 WF x VS: 0,016
Removal torque	58,18 (32,7)	69,62 (35,6)	89,62 (48,4)	0,008	Conv. x VS: 0,043 Conv. x WF: 0,001 WF x VS: 0,009

Table 02 – Comparison of implant stability coefficient (ISQ)

	Conventional	VS	WF	
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	p
Implant stability coefficient (ISQ)	79,42 (6,81)	82,40 (4,03)	80,68 (5,00)	0,157

Table 03 – Comparison of maximum temperature (°C) obtained during bed preparation

	Conventional	VS	WF	
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	p

Maximum temperature (°C)	27,81 (2,94)	30,62 (4,61)	28,37 (2,68)	0,087
--------------------------	--------------	--------------	--------------	-------

#### 4.2 Comparison of the weights of Densah® (Versah) and Bone Reamer Drills® (WF) burs before and after drilling the surgical beds

There were no statistically significant differences between the mean values of the weights of the burs of groups G2 (Densah®, Versah) ( $p = 0.667$ ) and G3 (Bone Reamer Drills®, WF) ( $p = 0.208$ ) before and after drilling. The mean values of the weight of the burs were 0.333 mg (+/- 1.155 mg) for Densah® burs; and 0.600 mg (+/- 0.894 mg) for Bone Reamer Drills® burs (Table 04).

Table 04 - Comparison of weight (mg) of Densah® (VS) and Bone Reamer Drills® (WF) burs

	Weight (mg)		
	Mean (SD)	Mean (SD)	p
VS	0,333 (1,155)	0,600 (0,894)	0,667
WF	69,62 (35,6)	89,62 (48,4)	0,208

#### 4.3 Scanning Electron Microscopy – SEM

##### 4.3.1 Comparison between Densah® (Versah) and Bone Reamer Drills® (WF)

Images of the initial (pilot) burs and the last burs recommended by the manufacturers of each system were obtained before and after drilling, which provided a comparison of the structural changes in the drills throughout the experiment. It was not possible to compare the wear on all the cutting surfaces of the drills because only one cutting surface of each cutter was obtained and randomly chosen according to the

orientation of the drill in relation to the electron beam of the SEM. However, it was possible to determine that none of the drills presented gross deformation on their visible surface at any stage of the experiment.

The last Densah® drill (VT2838) showed slight structural loss at 500X and 1000X magnifications in the interface region between the active tip and the body (regions shown by arrows) (Figure 4). The structural difference between the active tip and the body suggests surface treatment on the active tip of the drill.

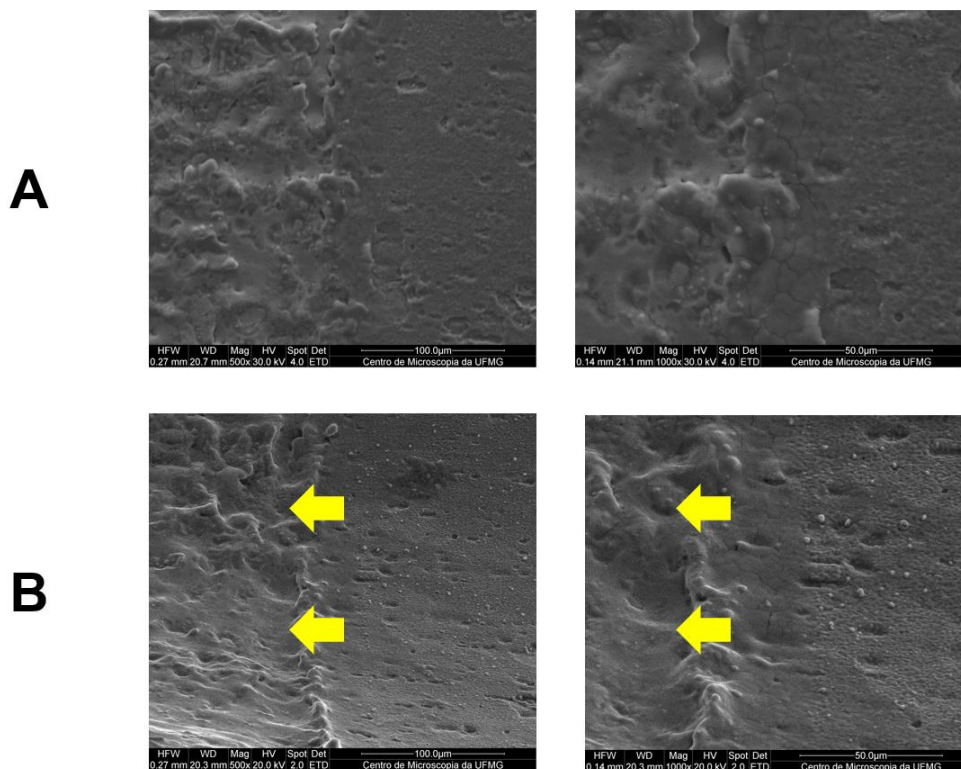


Figure 4 - Scanning electron microscopy of the interface region between the active tip and the body of the VT2838 milling cutter | Images with magnifications of 500x and 1000x, respectively. a) Images obtained before bed preparation; b) Images obtained after bed preparation. Note a slight structural loss in the regions of the arrows.

The pilot (helical lance 1.8) (Figure 5) and final (BRD 3.4mm) (Figure 6) Bone Reamer Drills® (WF) drills presented moisture along their active tip visible to the SEM before and after the experiment, suggesting areas of wear or possible plastic deformation. The WF kit drills showed the most extensive wear when compared to the Densah® drills with uniform wear after use.

The magnification of the drills under SEM showed that there are differences in the manufacturing process between the two instruments. The Densah® VPLTT and VT2838 drills presented smooth surfaces, especially on their active tip, suggesting

coating or surface treatment on these drills (Figure 7).

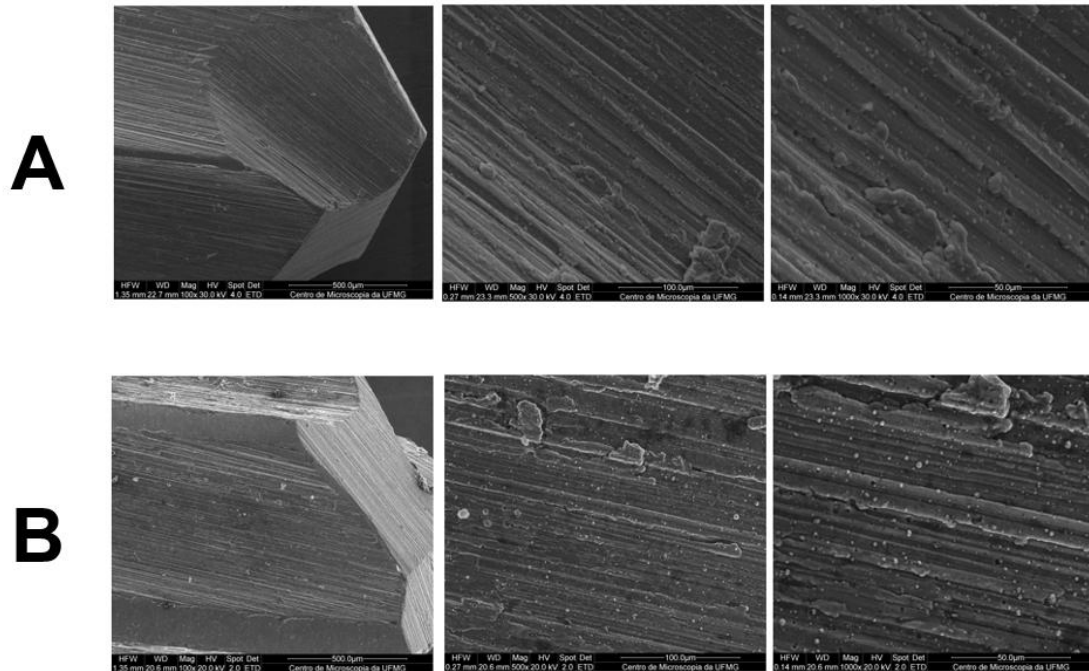


Figure 5 - Scanning electron microscopy of the initial reamer of the Bone Reamer Drills® (WF) system | Images with magnification of 100x, 500x and 1000x respectively. a) Images obtained before bed preparations; b) Images obtained after bed preparations. Note slight visible wear, with areas of deformation observed at their active tips.

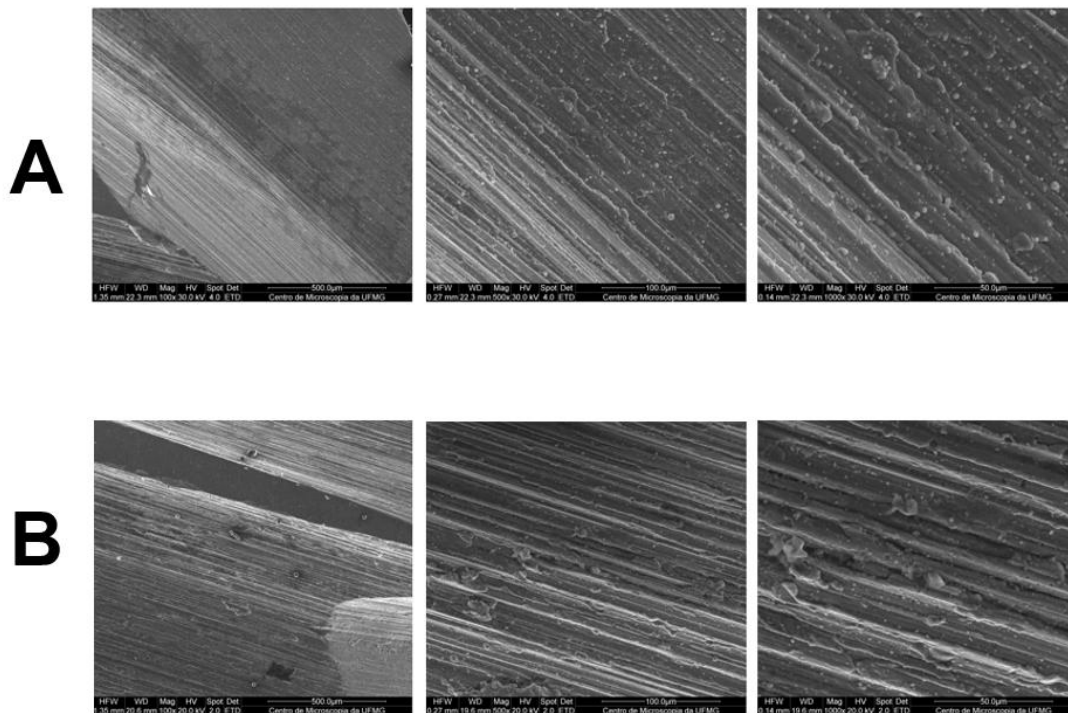


Figure 6 – Scanning electron microscopy of the end mill of the Bone Reamer Drills® (WF) system | : Images with magnification of 100x, 500x and 1000x respectively. a) Images obtained before bed preparations; b) Images obtained after bed preparations. Note slight visible wear, with areas of deformation observed at their active tips.

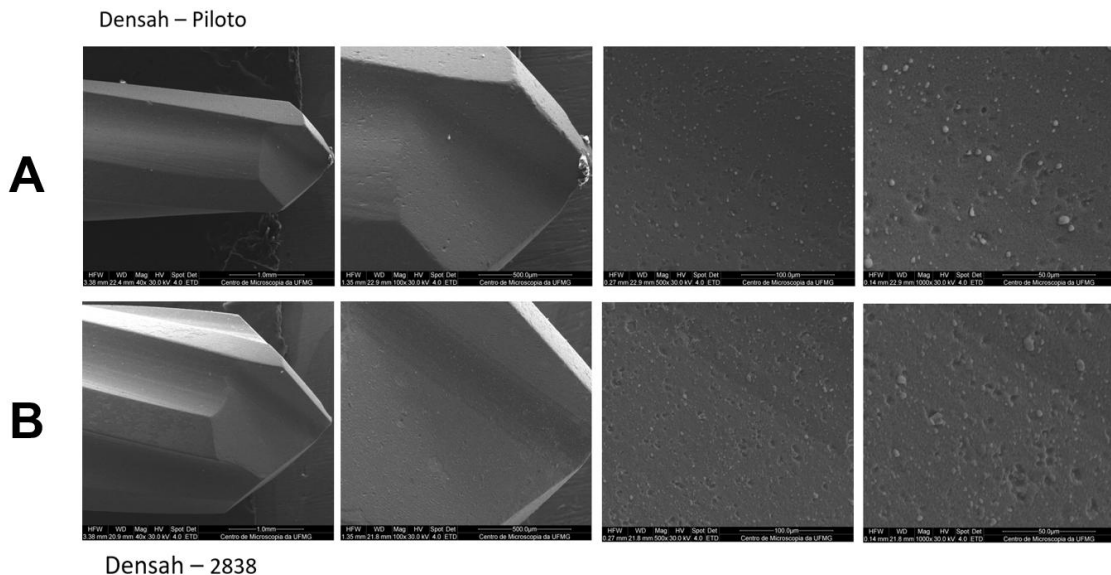


Figure 7 – Scanning electron microscopy of the surface of Densah® VPLTT and VT2838 cutters | Images with magnification 40x, 100x, 500x and 1000x respectively. a) images of the surface of the VPLTT pilot milling cutter. b) images of the surface of the VT2838 final milling cutter.

The Bone Reamer Drills® pilot and final drills (1.8mm helical lance and 3,4mm

BRD, respectively) presented drilling lines across their entire explored surface (Figure 8), which denotes a different manufacturing method than Densah® drills.

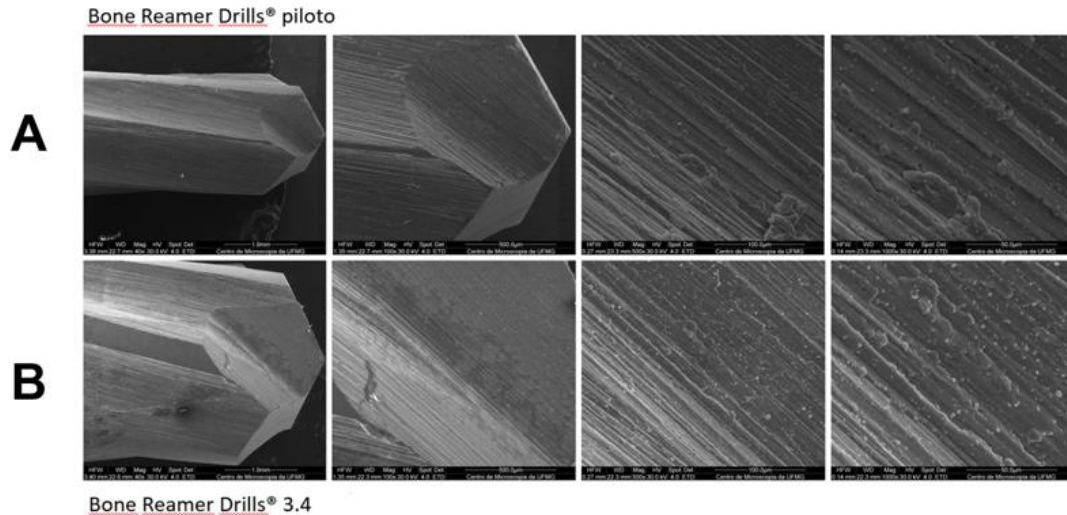


Figure 8 - Scanning electron microscopy of the surface of Bone Reamer Drills® helical 1.8mm and 3.4mm | Images with magnification 40x, 100x, 500x and 1000x respectively. a) images of the surface of the 1.8mm pilot milling cutter. b) images of the surface of the 3.4mm BRD final milling cutter.

#### 4.3.2 Comparison between conventional Biomorse® (Bio Implant) X Densah® (Versah) x Bone Reamer Drills® (WF) surgical sites

Scanning electron microscopy revealed images of the surgical beds of the three groups (G1, G2 and G3) after removal of the implants in the same bovine rib sample (Figure 9) allowing comparison of the structural changes that occurred in the bone throughout the experiment. The occurrence of superficial structural changes in bone tissue associated with the different techniques used was observed. G2 presented greater propagation of cracks (arrow regions) (Figure 10). Furthermore, it was identified in groups G2 and G3 the presence of a compacted bone layer that would correspond to the bone-implant interface. As for G1, it was not possible to observe the presence of this layer (arrow region) (Figure 11).

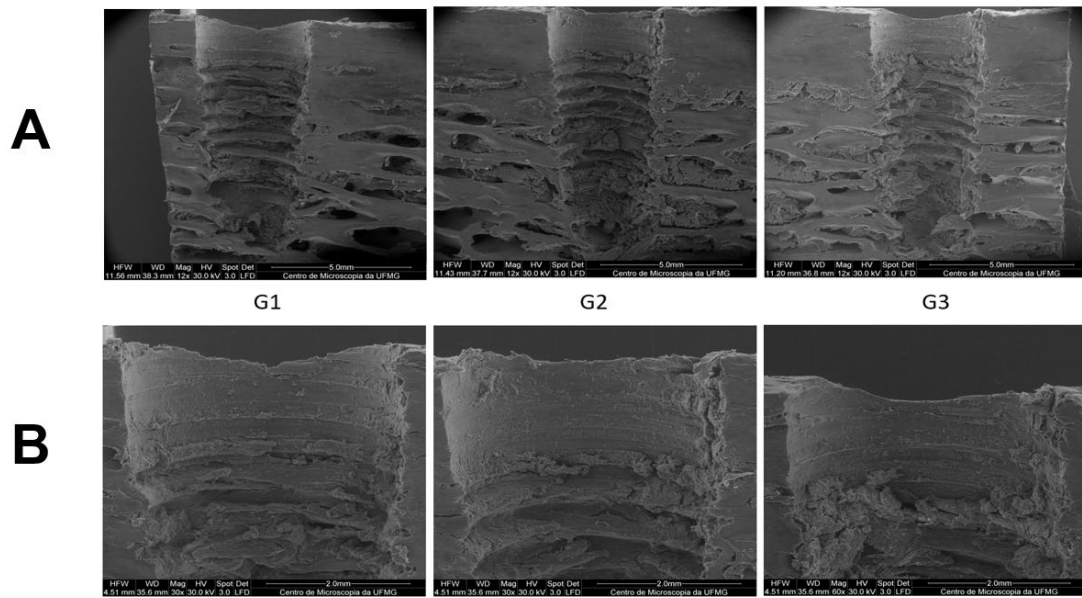


Figure 9 - Scanning electron microscopy of the surgical beds of the three groups after implant removal | Images magnified at a) 12x and b) 30x

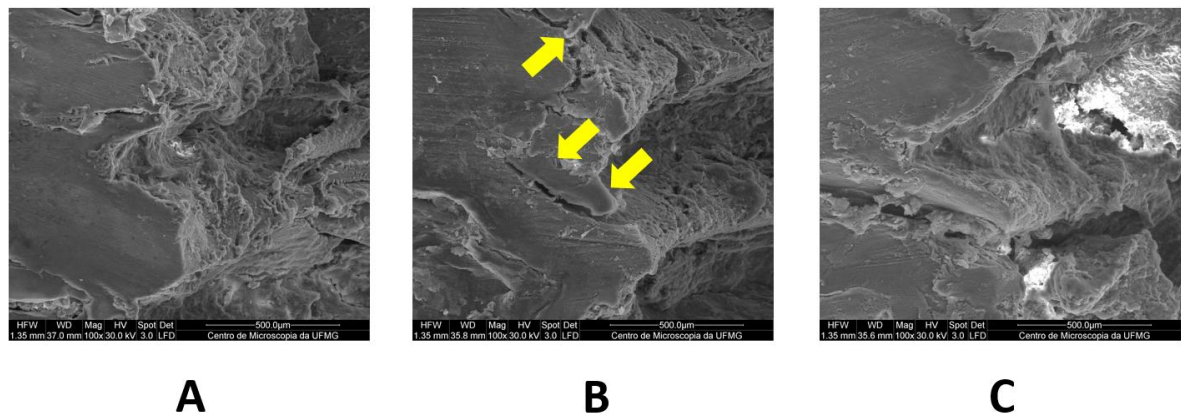


Figure 10 – Scanning electron microscopy of the beds of groups G1, G2 and G3 | a) conventional group (G1). b) Versah group (G2). c) WF group (G3). Image at 100x magnification. Note the crack areas shown by the arrows.

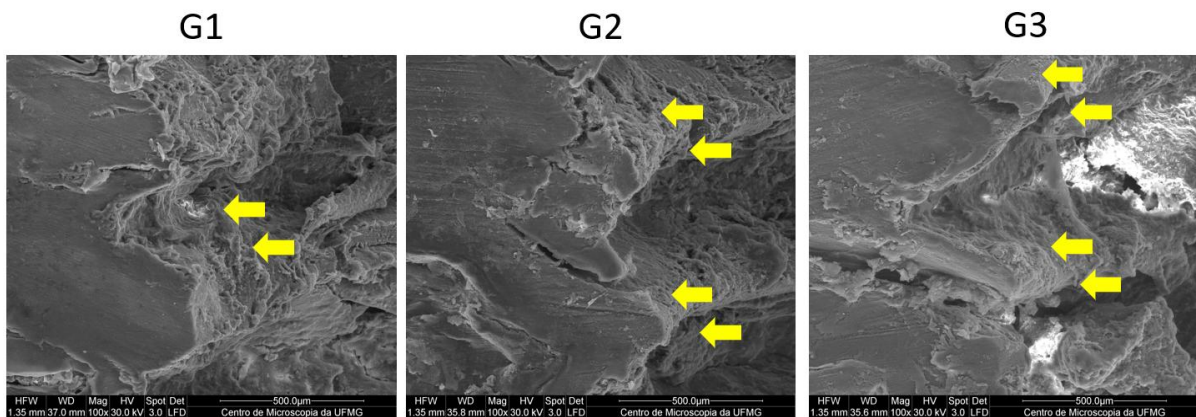


Figure 11 – Scanning electron microscopy of the beds of groups G1, G2 and G3 | Images with 100x magnification. Note that there is an absence of a bone layer over the region shown by the arrows in G1, while in groups G2 and G3 there is the presence of this bone layer.

## 5 DISCUSSION

The osseodensification techniques resulted in increased insertion and removal torque levels, in addition to advanced structural changes in the bone bed, but there was no increase in ISQ values or maximum temperature when compared to the conventional technique. Furthermore, despite the differences in the manufacturing processes between the two kits evaluated, there was no loss of mass after use.

Compared to the conventional technique and similar to literature, the present study found higher insertion torques in the osseodensification groups [10,17,19,20,21]. The osseodensification technique is capable of improving insertion torque by up to 24 Ncm in bones with low density due to the large amount of cancellous bone [22]. These results may be related to the condition of the bone bed in which the implant was inserted. The quantity and quality of bone present in the surgical bed directly influences the primary stability of the implant [23], considering it is largely determined by the friction generated during insertion of the implant into the intraoral bone [2]. Thus, the higher torque values can be explained by the bone compaction around the implant promoted by the osseodensification technique, which, when properly performed, is capable of providing greater accumulation of bone tissue on the surface of the implanted screw [3,10]. Consequently, bone-implant contact increases and micromovement reduces, resulting in higher insertion torque due to enhanced primary stability. On the other hand, the lower torque values in the conventional technique may be related with the osteotomy process, in which no bone residues remain on the walls

of the surgical bed, representing a disadvantage compared to preparing the bed using the osseodensification technique.

Between the osseodensification groups, G3 presented even higher insertion torque values when compared to G2. High torque levels may be unfavorable due to the titanium particles release associated with damage to the implant surface, which are cofactors involved in bone loss around dental implants [24,25,26]. From an economic perspective, the G3 burs manufactured in Brazil are more affordable, favoring their use by a greater number of dental professionals. However, there are no studies available in literature allowing a better comparison of the results obtained.

The removal torque is a parameter used in scientific research to assess implant stability in the implant bed and is directly correlated with the percentage of bone volume surrounding the implant and the bone/implant contact (BIC) [27]. Consequently, the osseodensification technique has been shown to increase the secondary stability of the implant, as reflected in the removal torque values [9]. Although the aim of this study was not assessing the secondary stability of the implants, this research revealed increased removal torque values for the osseodensification groups compared to the conventional group, corroborating previous reporting in literature [10,19,20].

The Osstell® device is the main tool used to measure RFA ranging from 1 to 100, with 100 being the highest stability value, referred to as the Implant Stability Quotient (ISQ)<sup>28</sup>. In the present study, there was no significant relationship between the stability coefficients recorded in the three groups ( $p = 0.157$ ). Although these findings are similar to other studies [21,29,30], it is important to consider that different methodologies were employed between the studies mentioned.

Lages *et al.* (2017) [28] conducted a systematic review assessing whether the primary stability of dental implants could be evaluated by insertion torque and resonance frequency analysis. The researchers concluded that these are independent and non-comparable methods, and that the professional should define only one method for examination. In contrast, Cáceres *et al.* (2020) [19] found a positive relationship between ISQ and insertion torque, reporting higher values for both parameters in implants placed by the osseodensification technique possibly associated with the greater number of observations and the smaller number of comparative

groups.

Several studies in literature state that osseodensification improves the primary stability of implants in low-density bones when compared to the conventional technique, attributing the improved bone healing to the preservation of bone tissue and autografting of the local bone matrix along the osteotomy bed [10,17,20,22,31,32]. However, it is prudent to consider indicating the osseodensification technique in regions with denser bone, as the technique may not present the same benefits as those found in regions with more porous bones [30].

The temperature limit for irreversible heat-induced bone tissue damage is in the range of 44 - 47°C applied for 1 minute and measured at a distance of approximately 0.5 mm from the implant [33]. Also, low temperatures at the bone/implant interface at the time of osteotomy are important to support and aid adequate osseointegration [34]. Irrigation is an essential element for reducing temperature especially when the drilling process reaches the final drill diameter, in order to avoid bone necrosis [35]. The thickness of the cortical bone, especially in the mandible, increases the contact of the drill with the bone, thereby raising the temperature. Therefore, it is strongly recommended that the operator use cooled irrigant and sharp drills to avoid increasing the temperature in the bone [34]. Additionally, Soldatos *et al.* (2022) also observed that the initial drills generate more heat, and that the temperature variation reduces as the drill diameter increases, especially in conical drills [36].

The thermocouple probe is inserted into a perforation located approximately 1 mm from the edge of the final diameter of the osteotomy to avoid damage to the thermocouple that may be caused by inadvertent contact of the bur with its probe and to capture heat generation during osteotomy preparation procedures [10,34]. Despite the lower penetration of the irrigant in deeper bone location, the thermocouple measures lower temperatures due to lower force required for the bur to penetrate the cancellous bone [34]. The drilling speed and the apical advancement of the bur into the bone significantly affect the amount of heat generated during osteotomy. In addition, lower drilling speeds have been shown to reduce temperature increases, improving bone regeneration and osseointegration [37]. In the present study, identical speed and torque values were used to perform all surgical site perforations in all groups.

This study found no statistically significant differences in maximum temperatures among the three groups, and results between G1 and G2 are in agreement with literature [10,38]. Soldatos *et al.* (2022) evaluated Densah® burs after forty osteotomies in a clockwise direction (drilling) and likewise reported no significant differences in the generation of heat by friction between the bone and the bur [36].

The Densah® burr is capable of inducing compression movement in cancellous bone resulting in controlled bone deformation due to its viscoelastic and viscoplastic characteristics [22]. In this study, it was possible to observe a layer of compacted bone around the bed of osteotomies that were performed using the osseodensification technique. It is suggested in literature that the formation of a compacted bone layer around the bed of the osseodensification techniques results in primary stability increases, secondary stability and the percentage of bone-implant contact (BIC) [3,21,22].

It was evaluated by morphological assessment of the surgical beds in microtomography greater peri-implant bone volume in osseo densified beds compared to the conventional technique, suggesting a greater bone volume due to trabecular condensation, which favors the immediate stability of the implant through physical interlocking [21]. Similarly, Trisi *et al.* (2016) also reported a greater percentage of bone volume in the beds that used the osseodensification technique, being approximately 30% greater when compared with the conventional technique [9].

Dental implant burs are reusable and widely adopted in clinical practice to perform osteotomies for dental implants, although there are no clear guidelines regarding their longevity, and the professional is expected to determine their service life subjectively, such tactile perception in of the force required to perform osteotomy [34]. This decision regarding bur replacement may lead to premature replacement of the equipment or prolonged use of a worn bur [39]. The ideal service life of a bur may fluctuate. Based on the technical report by Medical Data International (1999), Allsobrook *et al.* (2011) reported that a bur can be used in approximately 25 osteotomies, considering that the average number of implants placed per procedure is 2.5 implants, diverging to most manufacturers' recommendations that limit reuse to 10 surgical procedures [34]. Worn burs when reused, may cause extreme damage to bone tissue, impairing osseointegration of the implant with the boné [40]. This study

evaluated the wear of the initial and final burs using the osseodensification technique (G2 and G3). As in Allsobrook *et al.* (2011), it was not possible to compare the progressive wear on the active surfaces of the burs, thus a random single drilling surface was analyzed during the microscopy sessions, according to its orientation in the SEM [34]. Furthermore, a single specimen of each bur was used at different times in the SEM, limiting the range of comparisons.

Bur wear is affected by the type of osteotomy that each type of implant advocates, as this influences the location on the bur where the bone is cut, resulting in variations that lead to different degrees of bur wear [39]. The initial (pilot) burs suffer greater wear when compared to others used in osteotomy procedures for dental implants, requiring replacement after approximately 50 drillings [35,40]. Versah recommends replacing its Densah® burs after 12-20 osteotomies [41]. The present study employed the burs to perform 20 osteotomies. In the analyses, the pilot bur did not demonstrate major structural losses under SEM. The final bur (VT2838) presented an area of structural loss in the region of the active tip boundary and the bur body, suggesting the presence of some surface treatment on its active tip. There were no statistically significant differences between the weights of the burs before and after use.

According to WF (2025, p.10) [42], Bone Reamer Drills® burs are made of stainless steel coated with diamond-like carbon (DLC). This coating has biomedical applications as it leads to an increase in mechanical properties, inducing higher resistance to corrosion and wear [43]. There is no information available on the number of reuses cycles that Bone Reamer Drills® can be subjected to before their replacement. Mendes *et al.* (2014) [43] in their study did not find differences in relation to the mass changes in the cutters containing DLC coating after 10, 20, 30 and 40 drillings, even observing delamination of this coating after multiple drillings. The latter reinforces our conclusions, since the burs did not present major structural losses in SEM and there were no statistically significant differences between the weights of the burs before and after the experiment. Although this study allows an objective evaluation of mechanical parameters involving the differences between conventional and osseodensification techniques, and the performance between two different kits that perform them, it has as limitation the assessment in an *in vitro* scenario, where it does not faithfully reproduce the clinical environment. Besides, another limitation is the

lack of studies performed with the burs from group G3.

New research applying *in vivo* models and/or using Bone Reamer Drills® may provide important data to improve the safety and results of dental implant treatments. Furthermore, single samples of a bone block and specimens of each drill were used for SEM evaluations, which may have limited broader comparisons. Further laboratory studies and analyses employing larger N are necessary to provide more information on the subject, enabling more effective tests to be performed, such as the Bone Area Fraction Occupancy (BAFO). However, our results suggest that osseodensification does in fact form a layer of compacted tissue around the surgical bed, favoring primary stability in bones considered to be of low density (type 4). Furthermore, future research should include a greater number of burs and drillings in order to verify the occurrence of significant structural changes and identify its frequency.

## **6 CONCLUSION**

Bone instrumentation using both osseodensification kits increased the primary stability of the implants, as evidenced by higher insertion and removal torque values compared to conventional instrumentation in type 4 bone. There were no significant differences in temperature among the groups, with values remaining below the threshold capable of causing thermal damage to bone, suggesting clinical safety when adequate irrigation is applied during bed preparation. Regarding the drills, no statistically significant differences were observed in weight before and after use.

SEM analysis revealed cracks in the bone bed of Group 2 and the presence of compacted bone at the bone-implant interface where the osseodensification technique was applied. Densah®/Versah drills showed slight wear at the junction between the active tip and the body, while Bone Reamer Drills®/WF exhibited irregular milling lines along their length. Although the *in vitro* results support the technique's application for both brands, clinical studies with larger sample sizes are needed to assess the effects of irrigation, cleaning, and sterilization on drill performance.

## **REFERENCES**

1. Insua A, Monje A, Wang HL, Miron RJ. Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss. *J Biomed Mater Res A*. 2017;105(7):2075-2089. doi:10.1002/jbm.a.36060

2. Inchingolo AD, Inchingolo AM, Bordea IR, *et al.* The Effectiveness of Osseodensification Drilling Protocol for Implant Site Osteotomy: A Systematic Review of the Literature and Meta-Analysis. *Materials (Basel)*. 2021;14(5):1147. Published 2021 Feb 28. doi:10.3390/ma14051147
3. Lahens B, Neiva R, Tovar N, *et al.* Biomechanical and histologic basis of osseodensification drilling for endosteal implant placement in low density bone. An experimental study in sheep. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;63:56-65. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.06.007
4. Lee KJ, Cha JK, Sanz-Martin I, Sanz M, Jung UW. A retrospective case series evaluating the outcome of implants with low primary stability. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(9):861-871. doi:10.1111/clr.13491
5. Carr AB, Arwani N, Lohse CM, Gonzalez RLV, Muller OM, Salinas TJ. Early Implant Failure Associated With Patient Factors, Surgical Manipulations, and Systemic Conditions. *J Prosthodont*. 2019;28(6):623-633. doi:10.1111/jopr.12978
6. Rauber S. “Osseodensificação em implantes dentários: uma revisão de literatura”, *Braz J Implantol Health Sci*. 2019;1(4):55-68.
7. Feher B, Lettner S, Heinze G, *et al.* An advanced prediction model for postoperative complications and early implant failure. *Clin Oral Implants Res*. 2020;31(10):928-935. doi:10.1111/clr.13636
8. Huwais S, Meyer E. “Osseodensification: a novel approach in implant site preparation to increase primary stability, bone mineral density, and bone-to-implant contact”, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(3):713–720.
9. Trisi P, Berardini M, Falco A, Podaliri Vulpiani M. New Osseodensification Implant Site Preparation Method to Increase Bone Density in Low-Density Bone: In Vivo Evaluation in Sheep. *Implant Dent*. 2016;25(1):24-31. doi:10.1097/ID.0000000000000358
10. Huwais S, Meyer EG. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(1):27-36. doi:10.11607/jomi.4817
11. Slete FB, Olin P, Prasad H. Histomorphometric Comparison of 3 Osteotomy Techniques. *Implant Dent*. 2018;27(4):424-428. doi:10.1097/ID.0000000000000767
12. Mello-Machado RC, Sartoretto SC, Granjeiro JM, *et al.* Osseodensification enables bone healing chambers with improved low-density bone site primary stability: an in vivo study. *Sci Rep*. 2021;11(1):15436. Published 2021 Jul 29. doi:10.1038/s41598-021-94886-y
13. Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent*. 2005;94(3):242-258.

doi:10.1016/j.prosdent.2005.04.015

14. Gonçalves APR, Porto BL, Rodolfo B, *et al.* Brazilian Articles in Top-Tier Dental Journals and Influence of International Collaboration on Citation Rates. *Braz Dent J.* 2019;30(4):307-316. Published 2019 Jul 22. doi:10.1590/0103-6440201902826

15. Francescato O, Souza Rodrigues IN, Douglas de Oliveira DW, Moreira AN, Magalhães CS, Lages FS. Primary Stability and Fracture Resistance of Zirconia and Titanium Implants: A Paired Comparative In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2025;40(3):321-328. doi:10.11607/10974.

16. Loh, C. Y. Y., Wang, A. Y. L., Tiong, V. T. Y., Athanassopoulos, T., Loh, M., Lim, P., & Kao, H. K. (2018). Animal models in plastic and reconstructive surgery simulation—a review. *Journal of Surgical Research*, 221, 232–245

17. Barberá-Millán J, Larrazábal-Morón C, Enciso-Ripoll JJ, Pérez-Pevida E, Chávarri-Prado D, Gómez-Adrián MD. Evaluation of the primary stability in dental implants placed in low density bone with a new drilling technique, Osseodensification: an in vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2021;26(3):e361-e367. Published 2021 May 1. doi:10.4317/medoral.24231

18. Laurito D, Lamazza L, Garreffa G, De Biase A. An alternative method to record rising temperatures during dental implant site preparation: a preliminary study using bovine bone. *Ann Ist Super Sanita.* 2010;46(4):405-410. doi:10.4415/ANN\_10\_04\_08

19. Cáceres F, Troncoso C, Silva R, Pinto N. Effects of osseodensification protocol on insertion, removal torques, and resonance frequency analysis of BioHorizons® conical implants. An ex vivo study. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2020;10(4):625-628. doi:10.1016/j.jobcr.2020.08.019

20. de Carvalho Formiga M, da Silva HDP, Ghiraldini B, *et al.* Effects of Osseodensification on Primary Stability of Cylindrical and Conical Implants-An Ex Vivo Study. *J Clin Med.* 2023;12(11):3736. Published 2023 May 29. doi:10.3390/jcm12113736

21. Bittar BF, Sotto-Maior BS, Devito KL, *et al.* Assessing peri-implant bone microarchitecture: conventional vs. osseodensification drilling - ex vivo analysis. *Braz Dent J.* 2024;35:e245599. Published 2024 Mar 22. doi:10.1590/0103-6440202405599

22. Althobaiti AK, Ashour AW, Halteet FA, *et al.* A Comparative Assessment of Primary Implant Stability Using Osseodensification vs. Conventional Drilling Methods: A Systematic Review. *Cureus.* 2023;15(10):e46841. Published 2023 Oct 11. doi:10.7759/cureus.46841

23. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-170. doi:10.3109/17453678108991776

24. Senna P, Antoninha Del Bel Cury A, Kates S, Meirelles L. Surface Damage on Dental Implants with Release of Loose Particles after Insertion into Bone. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(4):681-692. doi:10.1111/cid.12167

25. Insua A, Galindo-Moreno P, Miron RJ, Wang HL, Monje A. Emerging factors affecting peri-implant bone metabolism. *Periodontol 2000*. 2024;94(1):27-78. doi:10.1111/prd.12532
26. Dodo C, Senna PM, Del Bel Cury AA, Meirelles L. Impact of High Insertion Torque on Implant Surface Integrity. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2025;27(2):e70030. doi:10.1111/cid.70030
27. Herrero-Climent M, Santos-García R, Jaramillo-Santos R, *et al*. Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: a cross-sectional clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013;18(6):e877-e882. Published 2013 Nov 1. doi:10.4317/medoral.19120
28. Lages FS, Douglas-de Oliveira DW, Costa FO. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(1):26-33. doi:10.1111/cid.12565
29. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;13(3):215-223. doi:10.1111/j.1708-8208.2009.00202.x
30. Arpudaswamy S, Asaraf Ali SS, Karthigeyan S, Ponnanna A, Nadhini Y, Eazhil R. Comparative Analysis of the Effects of Two Different Drill Designs on Insertion Torque and Primary Stability during Osteotomy - An *In Vivo* Animal Study. *J Pharm Bioallied Sci*. 2024;16(Suppl 3):S2288-S2290. doi:10.4103/jpbs.jpbs\_221\_24
31. Banerjee S, Dasgupta D, Parasrampur N, Pal D, Gandhi UV. Comparative evaluation of osseodensification drilling versus conventional drilling technique on dental implant stability: A systematic review. *J Indian Prosthodont Soc*. 2024;24(3):225-232. doi:10.4103/jips.jips\_480\_23
32. Sheikh Ibrahim A, Jaafar MH. A Comparison of Different Implant Site Preparation Techniques in Low-Density Bone: An Ex-Vivo Study. *Cureus*. 2024;16(9):e70318. Published 2024 Sep 27. doi:10.7759/cureus.70318
33. De Oliveira TN, *et al*. Impact of heat on the torque of prosthetic screws: An in vitro study. *J Adv Med Med Res*. 2025;37(5):86-92.
34. Allsobrook OF, Leichter J, Holborrow D, Swain M. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;13(3):244-254. doi:10.1111/j.1708-8208.2009.00205.x
35. Koo KT, Kim MH, Kim HY, Wikesjö UM, Yang JH, Yeo IS. Effects of implant drill wear, irrigation, and drill materials on heat generation in osteotomy sites. *J Oral Implantol*. 2015;41(2):e19-e23. doi:10.1563/AAID-JOI-D-13-00151
36. Soldatos N, Pham H, Fakhouri WD, *et al*. Temperature Changes during Implant Osteotomy Preparations in Human Cadaver Tibiae Comparing MIS® Straight Drills with Densah® Burs. *Genes (Basel)*. 2022;13(10):1716. Published 2022 Sep 24.

doi:10.3390/genes13101716

37. Karaca F, Aksakal B, Köm M. Effects of bone drilling on local temperature and bone regeneration: an in vivo study. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2014;48(3):326-332. doi:10.3944/AOTT.2014.3074

38. Az ZAA, Ak G. Comparison of Temperature Changes during Implant Osteotomy: Conventional, Single, and Osseodensification Drilling. *Int J Med Sci.* 2025;22(6):1237-1245. Published 2025 Feb 18. doi:10.7150/ijms.105544

39. Sorgato M, Bottin A, Stocchero M, Toia M, Savio E. Impact of drill bit wear on temperature increase in dental implant osteotomy: an in vitro study. *PLoS One.* 2025;20(3):e0319492. Published 2025 Mar 19. doi:10.1371/journal.pone.0319492

40. Carvalho AC, Queiroz TP, Okamoto R, Margonar R, Garcia IR Jr, Magro Filho O. Evaluation of bone heating, immediate bone cell viability, and wear of high-resistance drills after the creation of implant osteotomies in rabbit tibias. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(6):1193-1201

41. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(2):265-269. doi:10.1016/j.joms.2005.10.011

42. **WF Cirúrgicos Ltda.** *Catálogo de produtos WF 2025.* Barueri, SP: WF Cirúrgicos Ltda.; 2025. Accessed June 10, 2025. <https://wfcirurgicos.com.br/wf-cirurgicos-catalago.pdf>

43. Batista Mendes GC, Padovan LE, Ribeiro-Júnior PD, Sartori EM, Valgas L, Claudino M. Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant Dent.* 2014;23(2):188-194. doi:10.1097/ID.0000000000000028

## FIGURE'S LEGENDS

Figure - 1 - Location of the thermocouple probe during osteotomy for each group

Figure - 2 - Radiograph highlighting the location of the thermocouple probe approximately 1mm away from the final edge of the osteotomy

Figure - 3 - Measurement of the resonance frequency of the implants

Figure - 4 - Scanning electron microscopy of the interface region between the active tip and the body of the VT2838 milling cutter | Images with magnifications of 500x and 1000x, respectively. a) Images obtained before bed preparation; b) Images obtained after bed preparation. Note a slight structural loss in the regions of the arrows.

Figure 5 - Scanning electron microscopy of the initial reamer of the Bone Reamer Drills® (WF) system | Images with magnification of 100x, 500x and 1000x respectively. a) Images obtained before bed preparations; b) Images obtained after

bed preparations. Note slight visible wear, with areas of deformation observed at their active tips.

Figure 6 - Scanning electron microscopy of the end mill of the Bone Reamer Drills® (WF) system | Images with magnification of 100x, 500x and 1000x respectively. a) Images obtained before bed preparations; b) Images obtained after bed preparations. Note slight visible wear, with areas of deformation observed at their active tips.

Figure 7 - Scanning electron microscopy of the surface of Densah® VPLTT and VT2838 cutters | Images with magnification 40x, 100x, 500x and 1000x respectively. a) images of the surface of the VPLTT pilot milling cutter. b) images of the surface of the VT2838 final milling cutter.

Figure 8 - Scanning electron microscopy of the surface of Bone Reamer Drills® helical 1.8mm | Images with magnification 40x, 100x, 500x and 1000x respectively. a) images of the surface of the 1.8mm pilot milling cutter. b) images of the surface of the 3.4mm BRD final milling cutter.

Figure 9 - Scanning electron microscopy of the surgical beds of the three groups after implant removal | Images magnified at a) 12x and b) 30x

Figure 10 - Scanning electron microscopy of the beds of groups G1, G2 and G3 | a) conventional group (G1). b) Versah group (G2). c) WF group (G3). Image at 100x magnification. Note the crack areas shown by the arrows.

Figure 11 - Scanning electron microscopy of the beds of groups G1, G2 and G3 | Images with 100x magnification. Note that there is an absence of a bone layer over the region shown by the arrows in G1, while in groups G2 and G3 there is the presence of this bone layer.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados desse trabalho mostraram que a instrumentação óssea com ambos os kits de osseodensificação é capaz de aumentar a estabilidade primária dos implantes, uma vez que apresentaram maiores níveis de torque de inserção e torque de remoção, quando comparados com a instrumentação óssea convencional, em osso tipo IV, embora não tenha havido diferenças significativas nos valores de ISQ entre os grupos. Os resultados sugerem que ambas as técnicas são seguras ao clínico.

Em relação à temperatura, não houve diferenças significativas entre os três grupos, ficando bem abaixo do valor capaz de causar um dano ósseo irreversível.

Em relação aos kits de osseodensificação utilizados no estudo, não foram detectadas diferenças estatisticamente significativas em relação a diferença de peso entre as fresas antes e após os usos. Ao MEV, observaram-se alterações estruturais na superfície do leito ósseo, além da presença de uma camada de osso compactado na interface osso-implante em ambos os leitos que utilizaram a técnica de osseodensificação. As fresas Densah®/Versah apresentaram leve desgaste na região da interface entre a ponta ativa e o corpo da fresa, enquanto as fresas Bone Reamer Drills®/WF apresentaram linhas de fresagem irregular em a sua extensão. O efeito de irrigação, da limpeza e dos procedimentos de esterilização dessas fresas devem ser abordados em pesquisas adicionais com um maior número de amostras para avaliar essas características em maior escala.

Novas pesquisas utilizando as fresas Bone Reamer Drills® podem fornecer dados importantes para aprimorar a segurança e os resultados dos tratamentos com implantes dentários realizados com esse sistema, que por ser fabricado no Brasil, apresenta um menor custo e maior acessibilidade aos profissionais da odontologia. Além disso, a realização de novos estudos *in vivo* são necessários para confirmar os resultados obtidos *in vitro*, reforçando a validade e a segurança das técnicas de preparo para leito de implantes dentários avaliados neste estudo.

## REFERÊNCIAS

ADELL, R. Tissue integrated prostheses in clinical dentistry. *Int Dent J*, v. 35, n. 4, p. 259-265, Dez. 1985. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3912327/>. Acesso em: 20 mar. 2024.

ALBREKTSSON, T.; BRÅNEMARK, P. I.; HANSSON, H. A.; LINDSTRÖM, J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, v. 52, n. 2, p. 155 -170, 1981. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7246093/>. Acesso em: 15 abr. 2024.

ALBREKTSSON, T.; JANSSON, T.; LEKHOLM, U. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am*, v. 30, n. 1, p. 151-174, Jan. 1986. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3514290/>. Acesso em: 15 abr. 2024.

ATTARD, N. J.; ZARB, G. A. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 94, n.3, p. 242–258, 2005. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16126077/>. Acesso em: 25 abr. 2024.

BARBERÁ-MILLÁN, J. *et al.* Evaluation of the primary stability in dental implants placed in low density bone with a new drilling technique, Osseodensification: an in vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, v. 26, n. 3, p. e361-e367, May 1 2021. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33037795/>. Acesso em: 12 abr. 2024.

BLANCO, J. *et al.* Histomorphometric assessment in human cadavers of the peri implant bone density in maxillary tuberosity following implant placement using osteotome and conventional techniques. *Clin Oral Implants Res*, v. 19, n. 5, p. 505-510, May 2008. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18371096/>. Acesso em: 25 jun. 2024.

BRÅNEMARK, P. I. *et al.* Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, v. 16, p. 1-132, 1977. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/356184/>. Acesso em: 18 set. 2024.

BRÅNEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, v. 50, n. 3, p. 399-410, Set 1983. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6352924/>. Acesso em: 18 set. 2024.

BRASIL. Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008. Regula os procedimentos para o uso científico de animais. *Diário Oficial da União*: seção 1, Brasília, DF, ano 145, n. 195, p. 1, 9 out. 2008. Disponível em: [http://www.planalto.gov.br/ccivil\\_03/\\_ato2007-2010/2008/lei/l11794.htm](http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2007-2010/2008/lei/l11794.htm). Acesso em: 15 mar. 2025.

CÁCERES, F. *et al.* Effects of osseodensification protocol on insertion, removal torques, and resonance frequency analysis of BioHorizons® conical implants. An ex

vivo study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, v. 10, n. 4, p. 625-628, 2020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32983856/>. Acesso em: 10 jan. 2024.

CARR, A. B. *et al.* Early Implant Failure Associated With Patient Factors, Surgical Manipulations, and Systemic Conditions. *J Prosthodont*, v. 28, n. 6, p. 623-633, Jul. 2019. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30350385/>. Acesso em: 22 fev. 2024.

CEHRELI, M. C. *et al.* Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets. *Clin Oral Implants Res*, v. 20, n. 10, p. 1163-1169, Out. 2009. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19681964/>. Acesso em: 14 mar. 2024.

CHÁVARRI-PRADO, D. *et al.* Influence of cortical bone and implant design in the primary stability of dental implants measured by two different devices of resonance frequency analysis: An in vitro study. *J Clin Exp Dent*, v. 12, n. 3, p. e242-e248, Mar. 2020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32190194/>. Acesso em: 28 mar. 2024.

DE OLIVEIRA, T. N. *et al.* Impacto f Hear on the Torque Prosthetic Screws; Na in vitro Study. *Journal of Advances in Medicine and Medical Research*. v. 37, n. 5, p. 86-92, 2025. Disponível em: <https://journaljammr.com/index.php/JAMMR/article/view/5818>. Acesso em: 06 jun. 2025.

DÍAZ-CASTRO, M. C. *et al.* Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, v. 24, n. 5, p. e636-e642, Set 1 2019. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31422408/>. Acesso em: 22 abr. 2024.

FEHER, B. *et al.* An advanced prediction model for postoperative complications and early implant failure. *Clin Oral Implants Res*, v. 31, n. 10, p. 928-935, Out 2020. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7589383/>. Acesso em: 6 mai. 2024.

FRIBERG, B.; JEMT, T.; LEKHOLM, U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 6, n. 2, p. 142-146, 1991. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1809668/>. Acesso em: 17 jun. 2024.

FORMIGA, M.C. *et al.* Effects of Osseodensification on Primary Stability of Cylindrical and Conical Implants; An Ex Vivo Study. *Journal of Clinical Medicine*, v. 12, n. 11, p. 3736, 2023. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37297938/>. Acesso em: 25 jul. 2024.

FRANCESCATO, O. *et al.* Primary Stability and Fracture Resistance of Zirconia and Titanium Implants: A Paired Comparative In Vitro Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, p. 1-22, 2025. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38820085/>. Acesso em: 06 jun. 2025.

GLAUSER, R.; SENNERBY, L.; MEREDITH, N.; RÉE, A. *et al.* Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res*, v. 15, n. 4, p. 428-434, Ago 2004. Disponível em <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15248877/>. Acesso em: 28 ago. 2024.

GONÇALVES, Ana Paula R. *et al.* Brazilian articles in top-tier dental journals and influence of international collaboration on citation rates. *Brazilian Dental Journal*, v. 30, p. 307-316, 2019. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/bdj/a/4MqQ6T56p7HjZtPXtZn8CZx/>. Acesso em: 10 mai. 2025.

GRIFFIN, T; CHEUNG, W. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 92, n. 2, p. 139-144, 2004. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15295322/>. Acesso em: 22 set. 2024.

HERRERO-CLIMENT, M. *et al.* Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: a cross-sectional clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, v. 18, n. 6, p. e877-882, Nov 2013. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3854080/>. Acesso em: 6 out. 2024.

HERRMANN, I.; LEKHOLM, U.; HOLM, S.; KULTJE, C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 20, n. 2, p. 220-230, Mar/Apr 2005. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15839115/>. Acesso em: 18 out. 2024.

HUWAIS S.; MEYER E. Osseodensification A novel approach in implant o preparation to increase primary stability, bone mineral density and bone to implant contact. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2015. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25738335/>. Acesso em: 2 nov. 2024.

HUWAIS, S.; MEYER, E. G. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 32, n. 1, p. 27-36, Jan/Fev 2017. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27741329/>. Acesso em: 16 nov. 2024.

INCHINGOLO, A. D. *et al.* The Effectiveness of Osseodensification Drilling Protocol for Implant Site Osteotomy: A Systematic Review of the Literature and Meta-Analysis. *Materials (Basel)*, v. 14, n. 5, fev. 2021. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33671038/>. Acesso em: 1 dez. 2024.

INSUA, A.; MONJE, A.; WANG, H. L.; MIRON, R. J. Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, v. 105, n. 7, p. 2075-2089, jul. 2017. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28281321/>. Acesso em: 19 dez. 2024.

ISODA, K. *et al.* Relationship between the bone density estimated by cone-beam

computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, v. 23, n. 7, p. 832-836, jul. 2012. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21545533/>. Acesso em: 8 jan. 2025.

JAFFIN, R. A.; BERMAN, C. L. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of Periodontology*, v. 62, n. 1, p. 2-4, jan. 1991. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2002427/>. Acesso em: 21 jan. 2025.

JAVED, F.; ROMANOS, G. E. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of Dentistry*, v. 38, n. 8, p. 612-620, ago. 2010. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20546821/>. Acesso em: 5 fev. 2025.

JAVED, F.; ALMAS, K.; CRESPI, R.; ROMANOS, G. E. Implant surface morphology and primary stability: is there a connection? *Implant Dentistry*, v. 20, n. 1, p. 40-46, fev. 2011. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21278526/>. Acesso em: 19 fev. 2025.

JUNG, R. E. *et al.* Group 1 ITI Consensus Report: The influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, v. 29 Suppl, n. 16, p. 69-77, out. 2018. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30328189/>. Acesso em: 3 mar. 2025.

KANATHILA, H.; PANGI, A. An insight into the concept of osseodensification enhancing the implant stability and success. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, v. 7, n. 12, jul. 2018. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/326395178\\_An\\_Insight\\_into\\_the\\_Concept\\_of\\_Osseodensification-Enhancing\\_the\\_Implant\\_Stability\\_and\\_Success](https://www.researchgate.net/publication/326395178_An_Insight_into_the_Concept_of_Osseodensification-Enhancing_the_Implant_Stability_and_Success). Acesso em: 20 mar. 2025.

KARL, M.; GROBECKER-KARL, T. Effect of bone quality, implant design, and surgical technique on primary implant stability. *Quintessence International*, p. 189-198, jan. 2018. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29363678/>. Acesso em: 4 abr. 2025.

KOLD, S.; RAHBEK, O.; TOFT, M.; DING, M. *et al.* Bone compaction enhances implant fixation in a canine gap model. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 23, n. 4, p. 824-830, jul. 2005. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16022996/>. Acesso em: 18 abr. 2025.

KOLD, S. *et al.* Bone compaction enhances fixation of weight-bearing hydroxyapatite-coated implants. *Journal of Arthroplasty*, v. 21, n. 2, p. 263-270, fev. 2006. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16520217/>. Acesso em: 2 mai. 2025.

KOLA, M. Z. *et al.* Surgical templates for dental implant positioning; current knowledge and clinical perspectives. *Nigerian Journal of Surgery*, v. 21, n. 1, p. 1-5, jan./jun. 2015. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25838757/>. Acesso em: 16 mai. 2025.

LAHENS, B. *et al.* Biomechanical and histologic basis of osseodensification drilling for endosteal implant placement in low density bone. An experimental study in sheep. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 63, p. 56-65, out. 2016. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27341291/>. Acesso em: 28 mai. 2025.

LAURITO D. *et al.* An alternative method to record rising temperatures during dental implant site preparation: a preliminary study using bovine bone. *Ann Ist super sanita*. v. 46, n. 4, p. 405-410, 2010. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21169672/>. Acesso em: 26 Abr. 2025.

LEE, K. J. *et al.* A retrospective case series evaluating the outcome of implants with low primary stability. *Clin Oral Implants Res*, v. 30, n. 9, p. 861-871, Set 2019. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31168862/>. Acesso em: 18 Jan. 2025.

LIOUBAVINA-HACK, N.; LANG, N. P.; KARRING, T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res*, v. 17, n. 3, p. 244-250, Jun 2006. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16672018/>. Acesso em: 18 Jan. 2025.

MELLO-MACHADO R. C; Osseodensification enables bone healing chambers with improved low-density bone site primary stability: an in vivo study. *Scientific Reports*, v. 11, n. 1, p. 1 – 11, 2021. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34326400/>. Acesso em: 20 Jan. 2025.

MISCH C E. *Implantes dentais contemporâneos*. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008.

PADHYE, N. M.; PADHYE, A. M.; BHATAVADEKAR, N. B. Osseodensification; A systematic review and qualitative analysis of published literature. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, v. 10, n. 1, p. 375-380, 2020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31737477/>. Acesso em: 06 Fev. 2025.

PEÑARROCHA, M.; PÉREZ, H.; GARCÍA, A.; GUARINOS, J. Benign paroxysmal positional vertigo as a complication of osteotome expansion of the maxillary alveolar ridge. *J Oral Maxillofac Surg*, v. 59, n. 1, p. 106-107, Jan 2001. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11152180/>. Acesso em: 28 Mai. 2025.

PEREIRA, J. F. *et al.* Osseodensification: An Alternative to Conventional Osteotomy in Implant Site Preparation: A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine*, v. 12, n. 22, p. 7046, Nov 2023. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38002660/>. Acesso em: 30 Mai. 2025.

PJETURSSON, B. E. *et al.* A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*, v. 23 Suppl n. 6, p. 22-38, Out 2012. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23062125/>. Acesso em: 05 Jun. 2025.

RAUBER, S. OSSEODENSIFICAÇÃO EM IMPLANTES DENTÁRIOS: UMA REVISÃO DE LITERATURA. *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences*, v. 1, n. 4, p. 55-68, 2019. Disponível em: <https://bjih.emnuvens.com.br/bjih/article/view/11>. Acesso em: 06 Jun. 2025.

REINGEWIRTZ, SZMUKLER e SENGER. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clinical oral implant research*, v.8, n. 3, p. 189 – 197, 1997. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9586463/>. Acesso em: 05 Jun. 2025.

SOLDATOS, N *et al.* Temperature Changes ( $\Delta T$ ) in Correlation with Number of Implant Osteotomy Preparations in Human Cadaver Tibiae, Comparing Osseodensification (OD) Burs in Clockwise (CW) versus Counterclockwise (CCW) Mode. *Journal of Functional Biomaterials*, v. 15, n. 8, 9. 237, 2024. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39194676/>. Acesso em: 09 Jun. 2025.

SUMMERS, R. B. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium*, v. 15, n. 2, p. 152, 154-156, Fev 1994. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8055503/>. Acesso em: 24 Nov. 2025.

SLETE, F. B.; OLIN, P.; PRASAD, H. Histomorphometric Comparison of 3 Osteotomy Techniques. *Implant Dent*, v. 27, n. 4, p. 424-428, Ago 2018. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29762184/>. Acesso em: 14 Abr. 2025.

TEHEMAR, S. H. Factors affecting heat generation during implant site. preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 14, n. 1, p. 127-36, 1999. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10074763/>. Acesso em: 05 Jun. 2025.

TRISI, P. *et al.* Primary stability, insertion torque, and bone density of conical implants with internal hexagon: is there a relationship? *J Craniofac Surg*, v. 24, n. 3, p. 841-844, Mai 2013. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23714893/>. Acesso em: 24 Abr. 2025.

TRISI, P.; BERARDINI, M.; FALCO, A.; PODALIRI VULPIANI, M. Effect of Implant Thread Geometry on Secondary Stability, Bone Density, and Bone-to-Implant Contact: A Biomechanical and Histological Analysis. *Implant Dent*, v. 24, n. 4, p. 384-391, Ago 2015. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25939083/>. Acesso em: 24 Abr. 2025.

TURKYILMAZ, I.; MCGLUMPHY, E. A. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*, v. 8, p. 32, Nov 2008. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19025637/>. Acesso em: 16 Jul. 2024.

WANG, L. *et al.* Effects of Condensation on Peri-implant Bone Density and Remodeling. *J Dent Res*, v. 96, n. 4, p. 413-420, Abr 2017. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5384489/>. Acesso em: 10 Abr. 2024.

YACKER, M. J.; KLEIN, M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 11, n. 5, p. 634-638, Set-Out 1996. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8908862/>. Acesso em: 24 Abr. 2025.

## ANEXO 1 - Informações referentes ao periódico e suas regras de formatação para a submissão - Clinical Implant Dentistry and Related Research

The screenshot shows the journal's homepage. At the top, there is a navigation bar with links for HOME, ABOUT, AUTHORS, and BROWSE. Below this, the journal title "CLINICAL IMPLANT DENTISTRY and Related Research" is displayed. The main content area is divided into several sections:

- Overview:** A brief description of the journal's focus on advancing scientific and technical developments in clinical implant dentistry and related subjects.
- Aims and Scope:** A detailed statement of the journal's goals and a list of topics covered, including new scientific developments, implant surfaces, computer-aided designs, and materials research.
- Keywords:** A list of key terms such as Clinical Implant Dentistry, Related Research, implants, prosthetics, and dental.
- Abstracting and Indexing Information:** A list of databases and services that index the journal's content, including EBSCO Publishing, Clarivate Analytics, and Scopus.

On the right side of the page, there are several promotional banners and buttons:

- "Sign up for email alerts"
- "Submit an article"
- "Reach engaged audiences with Wiley Online Library" (with a "Learn more" button)
- "Journal Metrics"
- "Subscribe to this journal"
- "Amplify your reach with digital advertising" (with a "Contact us" button)

### Author Guidelines:

#### Main Text File

Manuscripts can be uploaded either as a single document (containing the main text, tables and figures), or with figures and tables provided as separate files. Should your manuscript reach revision stage, figures and tables must be provided as separate files. The main manuscript file can be submitted in Microsoft Word (.doc or .docx).

Your main document file should include:

- A short informative title containing the major key words. The title should not contain abbreviations;
- The full names of the authors with institutional affiliations where the work was conducted, with a footnote for the author's present address if different from where the work was conducted;
- Acknowledgments;
- Abstract structured (intro/methods/results/conclusion) or unstructured;
- Abstract of clinical studies needs to report number of study participants and total number of procedures performed in all study participants.
- Abstract reporting on a randomized controlled trials need to list a link to the clinical trial registration site after conclusions. Their ethics committee approval form should also be submitted. If trial was registered after the start of participant recruitment & randomization the following sentence is needed after conclusions: "This clinical trial was not registered prior to participant recruitment and randomization".
- Up to seven keywords;
- Main body: formatted as introduction, materials & methods, results, discussion, conclusion;
- Materials & methods section needs to include a subheading entitled "handling of correlated data" when the number of procedures is larger than the number of participants.
- References;
- Tables (each table complete with title and footnotes);
- Figures: Figure legends must be added beneath each individual image during upload AND as a complete list in the text.

### Reference Style

This journal uses the AMA reference style. Review your [reference style guidelines](#) prior to submission.

### Figures and Supporting Information

Figures, supporting information, and appendices should be supplied as separate files. You should review the [basic figure requirements](#) for manuscripts for peer review, as well as the more detailed post-acceptance figure requirements. View [Wiley's FAQs](#) on supporting information.