

Universidade do Grande Rio Professor José de Souza Herdy
UNIGRANRIO

Raphael Ferreira Martins

AVALIAÇÃO DE DIFERENTES SISTEMAS PARA OSSEODENSIFICAÇÃO

Duque de Caxias

2020

Raphael Ferreira Martins

Avaliação in vitro de três sistemas para osseodensificação

Dissertação apresentada à Universidade do Grande Rio “Professor José de Souza Herdy” como requisito para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Plínio Mendes Senna

Duque de Caxias

2020

ESPAÇO RESERVADO PARA FICHA CATALOGRÁFICA

ESPAÇO RESERVADO PARA FOLHA DE APROVAÇÃO

“Sucesso é a soma de pequenos esforços repetidos dia após dia.”

Robert Collier

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus.

À minha família, em especial meus filhos.

Aos amigos que contribuíram diretamente com esse trabalho, e indiretamente através de apoios e conselhos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Plínio Mendes Senna, por todo direcionamento na elaboração dessa dissertação com conhecimento paciência e simplicidade.

A toda equipe de professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia por contribuírem com mais uma etapa da minha vida acadêmica.

A todos os colegas do curso de mestrado pelo convívio maravilhoso e troca de experiências profissionais ao longo desses anos.

RESUMO

O presente trabalho avaliou a eficiência de densificação da interface de três diferentes sistemas de fresas para osseodensificação e sua influência na estabilidade primária de implante dentários com geometria apresentando câmara de coágulo. Para isto, foram confeccionados 32 blocos divididos em quatro grupos a partir de uma espuma de poliuretano distribuídos aleatoriamente para receber um dos três sistemas de osseodensificação e o grupo controle. Os grupos teste foram: Densah (Versah); Bone Expander (Maximus) e S-Volum (Supremo). Como controle, foi utilizado um sistema de fresa convencional (Emfils). A fresagem foi realizada até obtenção de um istmo com 3,0 mm de diâmetro e 10 mm de profundidade sob irrigação. Em seguida, os blocos foram secos e colocados individualmente em microtomógrafo. As imagens geradas foram reconstruídas e um volume de interesse (VOI) determinado abrangendo toda a área da fresagem para análise qualitativa do padrão de densificação da interface de cada sistema. Em seguida, um implante com dimensões 3,5 × 10 mm (Emfils) foi instalado em cada bloco e o torque final de instalação e o torque de remoção do implante foram aferidos com um torquímetro digital. A média foi registrada para cada grupo, que foram comparados utilizando a análise de variância e o teste de Tukey com nível de significância de 5%. Foi possível perceber um aumento da densidade na parede axial e apical de todos os grupos teste em relação ao controle. Observou-se um aumento do torque com a utilização da osseodensificação dos sistemas Versah e Bone Expander ($p < 0,05$). Apesar do aumento de densidade promovido pelo sistema S-Volum, o torque de instalação foi semelhante ao da broca padrão. Foi possível concluir que a densificação da interface ocorreu em todos os sistemas utilizados. Porém, o torque final de instalação do implante foi influenciado pela geometria da fresa do sistema de osseodensificação.

Palavras chave: osseodensificação; osseointegração; estabilidade primária; implantes dentários.

ABSTRACT

The present study evaluated the efficiency on interface densification of three different systems for osseodensification and its influence on the primary stability of dental implants presenting healing chamber. For this, 32 blocks were made from a polyurethane foam that were randomly distributed to receive one of the 3 osseodensification systems and the control group. The test groups were: Densah (Versah); Bone Expander (Maximus) and S-Volum (Supreme). As a control, a standard drilling sequence (Emfils) was used. Drilling was carried out under irrigation until an isthmus with a diameter of 3.0 mm and a depth of 10 mm was obtained. Then, the blocks were dried and placed individually in a microtomograph (Skyscan 1174, Bruker). The generated images were reconstructed and a volume of interest (VOI) determined covering the entire drilling area for qualitative analysis of the densification pattern of the interface of each system. Then, an implant with dimensions 3.5 × 10 mm (Emfils) was installed in each block and the final installation torque and implant removal torque were measured with a digital torque wrench. The mean was recorded for each group, which were compared using the analysis of variance and the Tukey test with a significance level of 5%. It was possible to notice an increase in density in the axial and apical wall of all test groups in relation to the control. An increase in torque was observed with the use of osseodensification of the Versah and Bone Expander systems ($p < 0.05$). Despite the increase in density promoted by the S-Volum system, the installation torque was similar to that of the standard drill ($p > 0.05$). It was possible to conclude that interface densification occurred in all the systems used, however the final torque of the implant installation was influenced by the cutter geometry of the osseodensification system.

Keywords: osseodensification; osteointegration; primary stability; dental implant.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	12
3. OBJETIVOS.....	19
4. MATERIAIS E MÉTODOS	19
5. RESULTADOS	23
6. DISCUSSÃO.....	26
7. CONCLUSÃO.....	29

1. INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegráveis foram desenvolvidos primordialmente para solucionar problemas relacionados ao edentulismo total, servindo de ancoragem para tornar a dentadura mandibular fixa (Branemark et al., 1969). Com o melhoramento da geometria e superfície dos implantes, principalmente após os anos 2000, e o aprimoramento das técnicas de regeneração óssea guiada, ampliou-se o uso dessas fixações para outras condições de reabilitação oral (Buser et al., 2017).

Deste modo, a reposição de elementos dentários perdidos nas mais variadas regiões, incluindo elementos unitários, muitas vezes com provisionalização imediata à instalação do implante é uma rotina clínica com taxas de sobrevivência acima de 95% (Jung et al., 2012). Estas altas taxas de sobrevivência são decorrentes da osseointegração, definida como conexão direta estrutural e funcional entre osso vivo e o titânio da superfície do implante (Branemark, 1983).

O início do processo de osseointegração depende principalmente da estabilidade primária do implante no leito ósseo (Lioubavina-Hack, 2006). Além de a qualidade óssea interferir na estabilidade primária do implante (Lekholm e Zarb, 1985), a técnica de preparo do leito ósseo também influencia este processo. Deste modo, diversos métodos de instrumentação do leito cirúrgico foram desenvolvidos na tentativa de aumentar a estabilidade primária em leitos de baixa densidade, dos quais podemos citar a sub-instrumentação, uso de osteótomos expansores assim como a bicorticalização dos implantes. No entanto, processos indesejáveis podem ser derivados dessas técnicas tais quais fraturas e aumento do trauma cirúrgico que intensificam o processo de remodelação óssea (Ivanoff et al., 2000).

Huwais (2017) propôs uma técnica para abordar regiões com baixa densidade através do uso de fresas que compactam o osso lateral e apicalmente quando utilizadas no sentido anti-horário, criando uma camada de osso mais denso na interface do implante pelo processo de autoenxerto e compactação óssea. A esta técnica deu-se o nome de osseodensificação, a qual permite um aumento significativo da estabilidade primária dos implantes, assim como um aumento do contato osso-implante, beneficiada pelos mecanismos de deformação viscoelásticos

e plásticos do osso trabecular. Tais benefícios poderiam ser aplicados a implantes com geometrias desenvolvidas para manter um espaço vazio na interface osso-implante, chamado de câmara de coágulo ou câmara de reparação óssea, o qual atua acelerando a remodelação óssea que gerará a estabilidade secundária de maneira mais precoce (Degidi et al., 2015). Porém, falta informação na literatura sobre a interação da técnica de osseodensificação com implantes apresentando geometria de câmara de coágulo.

Assim, o presente trabalho avaliou *in vitro* a eficiência de densificação óssea de três diferentes sistemas de fresas para osseodensificação e sua influência na estabilidade primária de implante dentários apresentando câmara de coágulo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Implantes Dentários

O sucesso dos implantes osseointegráveis é influenciado por diversos fatores, tendo como ponto de partida o fenômeno de osseointegração, e a manutenção dessa integração ao longo do tempo (Adell et al, 1981). Ausência de dor e mobilidade, reduzida perda óssea inicial e ao longo dos anos, assim como a manutenção de tecido perimplantar livre de exsudatos ou quaisquer processos inflamatórios são algumas das bases utilizadas.

Buser et al. 2017 analisando a evolução da implantodontia cita dois objetivos principais na terapia com implantes osseointegráveis pós anos 2000 a 2010: primeiro, resultados funcionais, estéticos e fonéticos com previsibilidade e estabilidade, além de baixo risco de complicações durante a cicatrização e período de acompanhamento. Os objetivos secundários incluem a menor quantidade de intervenções possível, mínima dor e morbidade durante a cicatrização, com períodos de espera menores possíveis para o carregamento dos implantes. A partir de 2010, a sobrevivência dos implantes passa a ter alta previsibilidade, e fatores estéticos tomam cada vez mais espaço, complementando os aspectos até então utilizados desde o início da implantodontia para se definir sucesso.

Osseointegração é o primeiro requisito que deve estar presente para que os implantes possam servir de ancoragem protética, e caracteriza-se pela íntima relação entre o osso vital e a superfície dos dispositivos de titânio instalados no interior do osso (Adell et al, 1981). Vários fatores podem interferir nesse processo, desde fatores relacionados ao paciente quanto a modificações na superfície dos dispositivos, que visam otimizar a resposta modulatória do hospedeiro. Dentre as categorias de modificação, encontram-se aquelas que aumentam a rugosidade de maneira controlada e aquelas que, além de modificar a topografia, incluem moléculas bioativas na superfície (Coelho et al. 2009).

A macrogeometria dos implantes também interfere na resposta do hospedeiro quanto à formação óssea. Espaços entre as roscas dos dispositivos, chamados câmaras de coágulo, têm por objetivo permitir a formação óssea a partir do coágulo aprisionado sem que haja remodelação inicial ocasionada por compressão e lesão

do leito hospedeiro (Coelho et al. 2010). Marin et al. (2010) avaliaram a cicatrização óssea em várias conformações diferentes de câmaras de coágulo, concluindo que existe uma otimização dos resultados independente do tipo da câmara.

2.2 Estabilidade primária

Estabilidade primária é definida como imbricamento mecânico entre o implante e o osso receptor, e entendido como um dos principais fatores para o sucesso dos dispositivos, uma vez que irá prevenir micromovimentações deletérias para formação óssea. São aceitáveis micromovimentações entre 50 a 100 μm . Valores acima desses estão relacionados a falhas por induzirem reabsorção óssea e fibrose na interface dos implantes (Soballe et al., 1992). O torque de inserção dos implantes mensurado no ato cirúrgico mostra-se um bom parâmetro clínico da estabilidade primária. Altos torques de inserção estão relacionados à boa ancoragem dos implantes. Dentre os fatores que interferem na estabilidade primária, podemos citar a geometria dos implantes, o tratamento da superfície, a densidade óssea e a técnica de instrumentação do leito cirúrgico (Lages et al., 2018).

Trisi et al. (2009) mensuraram micromovimentações através da aplicação de forças laterais em implantes instalados com diferentes picos de torque de inserção, em diferentes densidades ósseas. Observou-se que quanto menor a densidade do osso maior é a micromovimentação percebida mediante os mesmos torques de inserção e mediante aplicações da mesma força lateral. Entretanto, quanto maior o torque de inserção menor a micromovimentação. Ossos com densidades muito baixas não conseguiram atingir torques superiores a 35 Ncm, evidenciando que deve haver cautela em indicar carregamentos funcionais imediatos para esse tipo de circunstância.

A geometria dos implantes intraósseos deve ser estrategicamente selecionada caso a caso (Ogle, 2015), pois interfere na estabilidade primária dos dispositivos. O desenho cônico apresenta estabilidade inicial significativamente superior ao cilíndrico quando instalado em osso de baixa densidade, sendo o formato de escolha para qualidades ósseas do tipo III e IV. Em boa qualidade óssea, tipo I e II, o desenho do implante exerce muito pouca influência na estabilidade inicial, na osseointegração e no sucesso final dos implantes (Glauser et al. 2004).

Uma investigação que comparou a estabilidade primária de 5 tipos diferentes de implantes instalados em maxila de cadáver mostrou sucesso em todos os grupos quando o leito receptor era de qualidade II e III. Entretanto, quando analisados leitões receptores de qualidade baixa (tipo IV), implantes cônicos com dupla rosca obtiveram os maiores valores nos torques de inserção e na frequência de ressonância (O`Sullivan et al. 2000).

Truhlar et al. (1997), em trabalho multicêntrico, estudaram a qualidade óssea de quatro diferentes regiões que receberam 2839 implantes. A classificação de densidade utilizada foi de Lekholm-Zarb e os métodos foram radiográficos e tácteis. Qualidade tipo I e IV foram encontradas com menos frequência que os tipos II e III. Ocorreu uma prevalência de qualidade óssea do tipo II na mandíbula ($2,14 \pm 0,65$, unidade qualitativa) e tipo III na maxila ($2,83 \pm 0,65$). Em ordem decrescente de densidade observou-se a região anterior de mandíbula como a mais densa, seguida pela posterior de mandíbula, anterior de maxila e posterior de maxila. Dos implantes que falharam (88 de 2839) 42% foram instalados em osso tipo III e 17% em osso tipo IV.

Sennerby et al. (2015), investigaram a estabilidade primária de dois diferentes desenhos de implantes, um grupo teste de formato cônico e um controle de formato cilíndrico. Dezoito implantes por grupo foram instalados em osso bovino fresco e mensurado a frequência de ressonância, o torque de inserção, o deslocamento do implante e a constante flexural para cada sítio dos implantes. Como resultado houve uma diferença estatística para todos os parâmetros testados a favor do grupo teste $80,0 \pm 8,0 / 78,1 \pm 7,1$ ISQ; $58,4 \pm 31,5 / 44,1 \pm 32,2$ Ncm; $56,8 \pm 25,1 / 97,0 \pm 82,24$ μm , $3,8 \pm 1,7 / 6,5 \pm 5,5$ $\mu\text{m}/\text{N}$, respectivamente para grupo teste e controle. Os autores sugerem que implantes cônicos podem otimizar os resultados em regiões com baixa densidade óssea.

Chauhan et al. (2018), em revisão sistemática, analisaram vários fatores biomecânicos que afetam a geração de calor durante osteotomia para implantes. Efeitos negativos como desnaturação de proteínas, diminuição osteoclástica e atividade osteoblástica, hiperemia, necrose, fibrose, desidratação e dessecação podem estar associadas ao aumento da temperatura. Com relação à densidade óssea, fresagens realizadas em osso muito denso geram mais calor pelo maior atrito friccional entre a fresa e o osso quando comparado a leitões com densidades menores. Além disso, a vascularização mais evidenciada em ossos com baixa

densidade promove uma dissipação/reparação mais rápida, minimizando os danos dessa agressão.

Tian et al. (2018), compararam a osseointegração de implantes instalados em mandíbulas atróficas de porcos pela técnica de osseodensificação, e de osteotomias convencionais utilizando expansores manuais. Após 4 semanas, a análise quantitativa foi feita por meio de BIC (contato osso implante) e BAFO (fração de área ocupada por osso). Os valores de BIC se mostraram significativamente maiores para técnica de osseodensificação (62,5% contra 31,4%), para BAFO não houve diferença estatística. Segundo os autores, os resultados sugeriram que a osseodensificação acelerou a transição da estabilidade primária para a secundária, aumentando o prognóstico de sucesso da osseointegração.

2.3. Osseodensificação

O conceito de osseodensificação é definido pela compactação óssea à superfície dos implantes através da utilização de brocas específicas que trabalham no sentido anti-horário sob irrigação e pressão controlada. O material ósseo é brunido para os poros trabeculares favorecido pela plasticidade óssea. Dentro dessa nova abordagem de osteotomia, o osso não é removido como em técnicas convencionais, preservando-se assim, a massa óssea existente. Essa densificação observada ao redor dos implantes melhora a estabilidade primária, através do aumento do torque de inserção, requisito fundamental para osseointegração. Com isso, aumenta-se a previsibilidade em se trabalhar em regiões com baixa densidade (osso tipo 3 e 4 pela classificação de Lekolmh e Zarb), além de favorecer casos de carregamento imediatos (Hawais et al., 2017).

Hawais et al. (2017) propuseram um estudo para validar biomecanicamente o conceito da osseodensificação. Em seu experimento, 72 implantes foram instalados em 12 tíbias suínas frescas, através de um alargamento gradual realizado por 5 brocas com diâmetros crescentes, em uma profundidade de fresagem de 14 mm subdividida em 6 patamares de avaliação. Implantes padrão Brannemark 4.1 e 6.0 mm de largura por 11 mm de comprimento (n=8) foram instalados mediante 3 técnicas de fresagem: protocolo de fresagem convencional (grupo controle); brocas Densah Versah sentido horário (primeiro grupo experimental); brocas Densah Versah sentido antio-horário (segundo grupo experimental). Foram testados os

seguintes parâmetros: torque de fresagem, torque de inserção do implante, torque de remoção, quociente de estabilidade do implante, temperatura de fresagem, histomorfologia do contato osso implante, e densidade óssea. Como resultado observou-se um aumento significativo nas forças e torques de fresagem, principalmente nas brocas de maior calibre, a favor do grupo experimental fresagem anti-horária (osseodensificação), justificado pelo efeito da condensação e expansão óssea. Os torques de inserção e remoção também se mostraram aumentados para esse grupo, os implantes 4.1 mm apresentaram 49 ± 24 Ncm, 31 ± 17 Ncm, respectivamente média e desvio padrão para torques de inserção e remoção. Os implantes 6.0 mostraram valores ainda maiores, 108 ± 56 Ncm, 85 ± 49 Ncm.

Nessa mesma investigação, nenhuma diferença estatística foi observada no que se refere a quociente de estabilidade ou aumento de temperatura, embora tenha havido um aumento da temperatura para o grupo osseodensificação evidenciada nas últimas fresagens. Apesar do diâmetro final das brocas terem sido similar entre os grupos, houve uma diminuição do diâmetro final da osteotomia realizada através da osseodensificação (*spring back*), ocasionada pela memória elástica do osso. A porcentagem de osso encontrada na superfície dos implantes foi otimizada mediante a técnica de osseodensificação, as médias passaram de 26% para 72% nos implantes 4,1 e 22% para 64% nos implantes 6,0, quando comparadas osteotomias padrão versus osseodensificação. Uma camada de osso denso também pode ser observada em exames de imagens ao redor das fresagens anti-horárias.

As bases biomecânicas também foram avaliadas acrescidas de investigações histológicas por Lahens et al. (2016). 30 implantes cônicos e paralelos foram instalados em carneiros, subdivididos em 3 grupos de acordo com a instrumentação realizada: fresagem regular (controle), osseodensificação sentido horário (grupo teste 1), osseodensificação sentido anti-horário (grupo teste 2). Com relação a torque de inserção e BIC, não houve diferença quando se comparou a geometria dos implantes ($p=0,60$ e $p=0,58$ respectivamente), entretanto um aumento significativo foi observado na comparação das técnicas de fresagem a favor dos grupos teste tanto para torques de inserção ($p < 0,001$), quanto para BIC ($p < 0,05$). Os autores concluem que técnicas de osseodensificação tanto no sentido horário (com remoção óssea), quanto no sentido anti-horário (compactação óssea) podem ser aliadas na aquisição de estabilidade primária. Em análise histológica observou-

se que o osso condensado na técnica anti-horário pode atuar como ponte de neoformação óssea facilitando o preenchimento das lacunas durante a remodelação, apesar de os valores de BAFO não terem apresentado diferença estatística em função da técnica de fresagem.

Witek et al. (2019) avaliaram quantitativamente e qualitativamente o efeito da cicatrização óssea em ilíacos de carneiro mediante 3 instrumentações diferentes: fresagens convencionais, osseodensificação sentido horário, e osseodensificação sentido anti-horário. A análise qualitativa foi realizada 6 semanas após as fresagens e independente da instrumentação escolhida, todos resultaram em boa cicatrização e formação óssea. A análise quantitativa foi feita através da porcentagem da fração de ocupação óssea (BAFO) que mostrou homogeneidade entre os grupos.

Alifarag et al. (2018) investigaram os efeitos da osseodensificação em osso de baixa densidade através da instalação de dois diferentes tipos de implantes, um cônico e um modificado por um trabecular metálico na parte medial do implante. O trabalho se procedeu em ilíacos de carneiros e o tempo de cicatrização foi de 3 semanas. O grupo controle mostrou torques de inserção menores comparados às fresagens de osseodensificação. Os valores de BIC e BAFO foram significativamente maiores no grupo teste. Comparando-se torques de inserção e remoção em função do tipo de implante, os maiores valores foram observados nos implantes cônicos, justificado pela maior presença de roscas que geram um travamento inicial maior. No entanto não houve diferença para BIC e BAFO quando a comparado o tipo de implante.

Outro estudo em crista ilíaca de carneiro visou testar os efeitos da osseodensificação na estabilidade e osseointegração de implantes com superfície tratada e maquinada (Lahens et al., 2019). Preparos convencionais foram comparados à preparos por osseodensificação em ambas as rotações. O torque de inserção se mostrou maior nos grupos teste em ambas as rotações ($p < 0,001$) independentes do implante instalado. O BIC foi significativamente maior para instrumentações por osseodensificação, além de ser otimizado em implantes com superfícies tratadas, porém o fator tempo não alterou os resultados (sem diferença entre 3 e 12 semanas para BIC). O fator superfície não alterou os valores de BAFO, entretanto, o tipo de instrumentação elevou o BAFO para os grupos de osseodensificação tanto no sentido horário quanto anti-horário, que também foram

afetados pelo tempo, melhorando o grau de cicatrização principalmente em implantes maquinados.

Quando se analisa o potencial de expansão da técnica de osseodensificação, Trisi et al. (2016) observaram um aumento significativo no percentual de expansão óssea (BV) para o grupo teste (osseodensificação sentido anti-horário), $37,63 \pm 4,25$ comparado ao grupo controle (fresagens convencionais) $28,28 \pm 4,74$. Em análise histológica evidenciou-se a presença de aspecto granular rodeando a parte cervical dos implantes, com osteóides e osteoblastos, além de presença de osso neoformado. Esses grânulos atuam como núcleos de mineralização, tendo sido formados pela condensação em função das características viscoelásticas do osso trabecular.

O preparo do leito a se receber implantes foi analisado histomorfometricamente por Slete et al. (2018), através de testes de BIC e BV. Três técnicas foram executadas em tíbias de porcos: fresagens padrão, osteotomias por expansão (Summers), e osseodensificação. Os preparos por osseodensificação se mostraram superiores tanto em promover volume (62%) quanto em contato osso implante (60,3%), os menores valores observados para BIC foi ao grupo controle (16,3%).

Osseodensificação foi avaliada no tempo 0, em 3 e 6 semanas, em comparação a instrumentação convencional, em implantes instalados em vértebras de carneiros. No teste de *Pull Out*, a ancoragem se mostrou superior no grupo osseodensificação (OD), e otimizada após 6 semanas quando comparada ao baseline. Torque de inserção foi maior para o grupo OD assim como os valores para BIC ($p < 0,01$). A análise do BAFO mostrou que quando comparada as técnicas de fresagem, a osseodensificação apresentou valores maiores, porém na variável tempo, houve um decréscimo nas primeiras 3 semanas e um retorno com 6 semanas aos valores observados no tempo 0, que foi atribuída a remodelação óssea inicial seguida por neoformação (presença de *woven bone*). A presença de remanescentes não vitais quando analisado histologicamente, atuando como núcleo de neoformação óssea, foi mais evidenciada no grupo OD (Lopez et al. 2017).

3. OBJETIVOS

O objetivo deste estudo foi avaliar a eficiência de densificação óssea de 3 diferentes sistemas de fresas para osseodensificação e sua influência na estabilidade primária de um implante dentário com geometria apresentando câmara de coágulo.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram confeccionados 32 blocos a partir de uma espuma de poliuretano sólido pcf 20 (Sawbones) com dimensões de 20 x 20 x 40 mm (L x P x A). Este material apresenta densidade de 32 g/cm³ simulando osso da região posterior da maxila (Devlin et al., 1998).

Os blocos foram distribuídos aleatoriamente para receber um dos 3 sistemas de osseodensificação (Figura 1) e o grupo controle. Os grupos teste foram: Densah (Versah, EUA); Bone Expander (Maximus, SP) e S-Volum (Supremo, SP). Como controle, foi utilizado um sistema de fresa convencional (Emfils, Itu, SP). A fresagem foi realizada até obtenção de um istmo com 3,0 mm de diâmetro e 10 mm de profundidade sob irrigação. Em seguida, os blocos foram secos e escaneados em um microtomógrafo computadorizado (Micro-CT SKYSCAN 1174; Bruker, Kontich, Bélgica) pertencente ao Laboratório de Biomateriais da Universidade do Grande Rio (Figura 2), que opera com tensão de aceleração de 50 kV e corrente elétrica de 800 µA. Os blocos foram fixados no suporte com cera utilidade (Technew, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), de modo perpendicular ao feixe de raios X, a fim de prevenir movimentação da amostra durante o escaneamento. Para a aquisição das imagens, foram utilizados os seguintes parâmetros: tempo de exposição de 1680 ms, 22 µm de tamanho de pixel e matriz do detector de 1304x1024 pixels, *average frame* de 2 e passo de rotação de 0,5° com rotação total da amostra.



Figura 1. Sistemas de fresas para osseodensificação utilizados no presente estudo: Densah (a), Bone Expander (b), S-Volum (c) (Fonte: Catálogo de divulgação das próprias empresas).

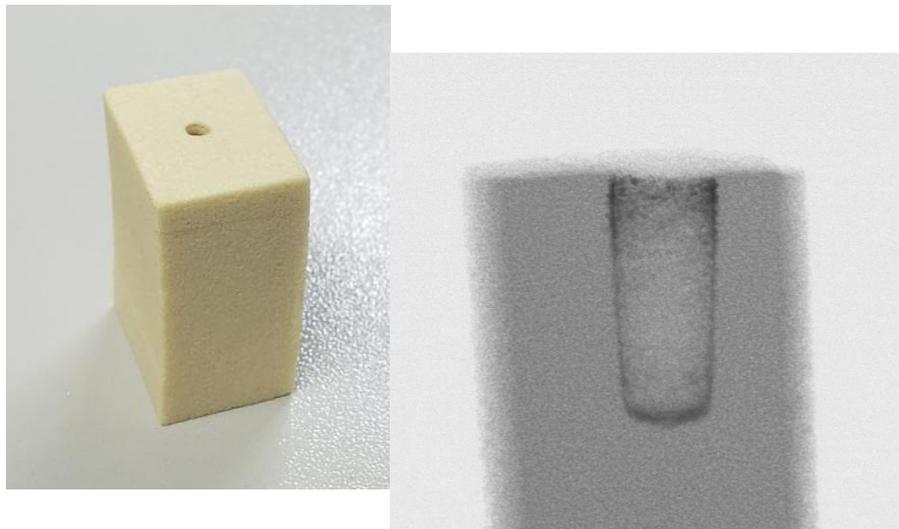


Figura 2. Bloco de poliuretano utilizado na esquerda e a radiografia obtida inicialmente pelo equipamento onde é possível ver um aumento da densidade do material na interface onde será instalado o implante (direita).

Após o escaneamento, as projeções microtomográficas foram reconstruídas com o auxílio de um programa específico NRecon[®] (Bruker) onde foi estabelecida uma ROI (*region of interest*) que abrangia toda a área da fresagem. Foram utilizados os parâmetros de reconstrução: suavização 0, redução de artefato de anel 5 e correção de endurecimento de feixe de 10% para todas as amostras. A visualização 2D foi realizada no software DataViewer (Bruker) e a 3D no software CTvox (Bruker) para análise qualitativa do padrão de densificação da interface de cada sistema.

Após a obtenção das imagens dos blocos de poliuretano, um implante com dimensões 3,5 x 10 mm (Emfils) foi instalado em cada bloco. Este implante apresenta geometria cilíndrica de ápice cônico. O torque final de instalação e o torque de remoção do implante foi aferido com um torquímetro digital (TQ-8800; Impac, SP). A média registrada para cada grupo, que foram comparados utilizando a análise de variância e o teste de Tukey com nível de significância de 5% (SPSS v.20, IBM; EUA).

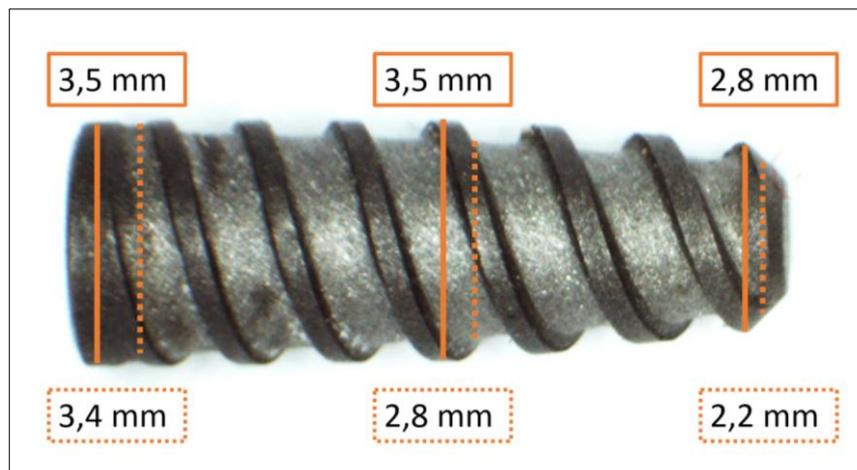


Figura 3. Diâmetro interno e externo do implante de dimensões 3,5 x 10 mm e geometria cilíndrica com ápice cônico utilizado neste estudo.



Figura 4. Comparação entre a geometria da última fresa de cada sistema: broca padrão (a); Densah 3,0 (b); Bone Expander 3,0 (c); S-Volum 3,0 (d) e o implante utilizado (e).

5. RESULTADOS

A densidade óssea pode ser visualizada em 2D na figura 5 e em 3D na figura 6. Foi possível perceber um aumento da densidade na parede axial e apical em todos os grupos teste em relação ao grupo controle.

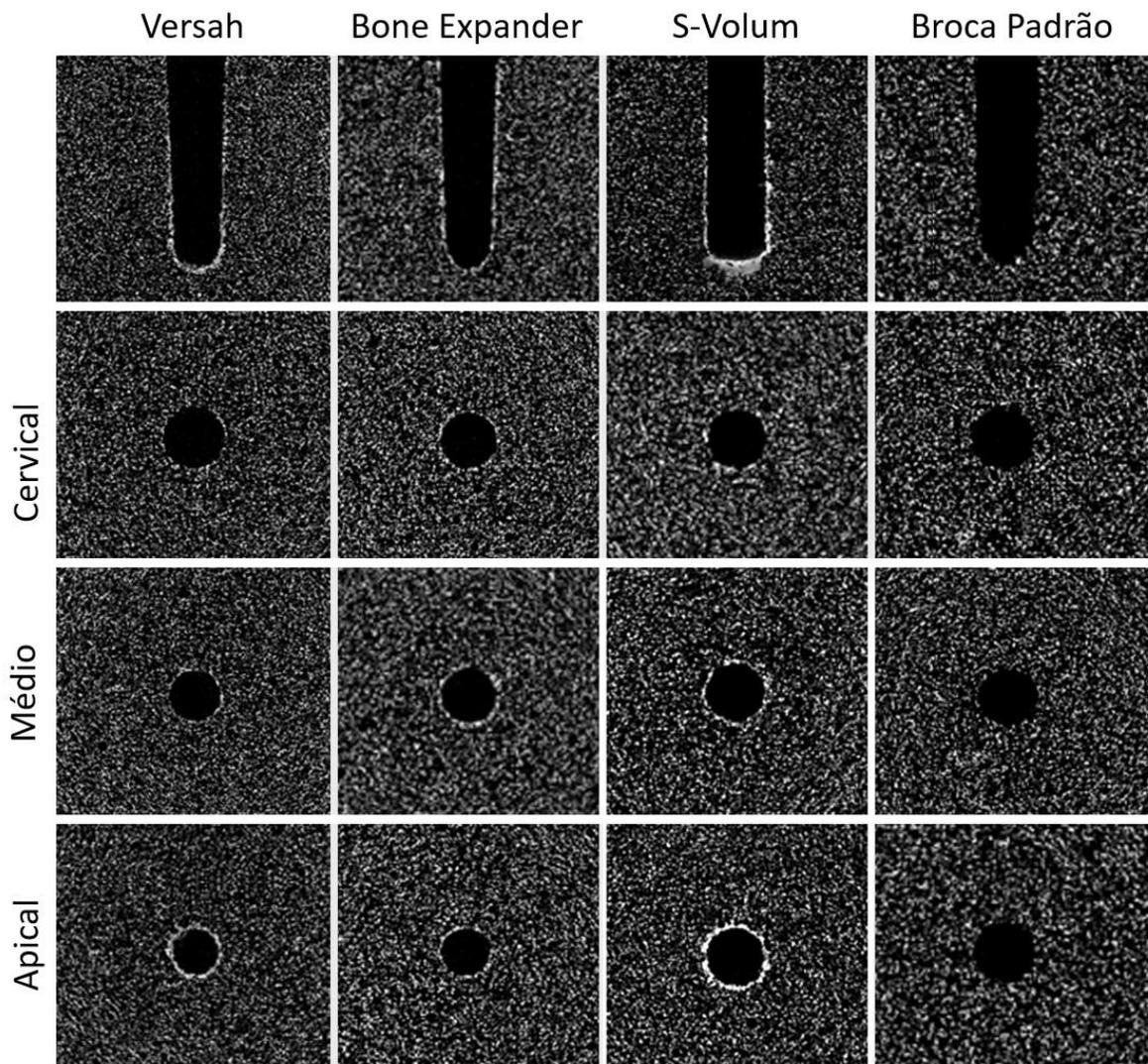


Figura 5. Interface óssea no plano sagital e axial na altura do terço cervical, médio e apical dos 3 sistemas de osseodensificação e da broca padrão.

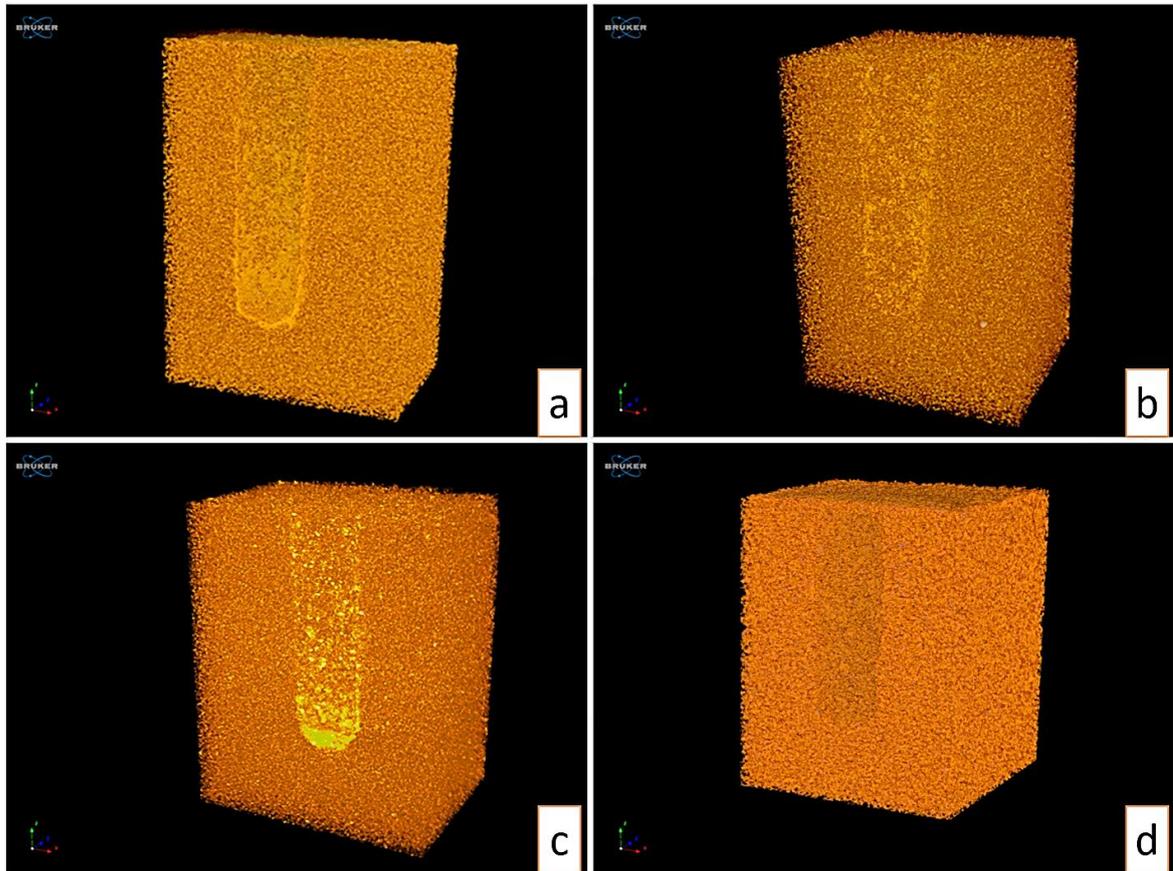


Figura 6. Reconstrução 3D dos blocos de poliuretano após a utilização dos sistemas de osseodensificação Densah (a), Bone Expander (b), S-Volum (c) e da broca padrão (d).

Os valores do torque final de instalação e o torque de remoção podem ser visualizados na figura 7. Observou-se um aumento do torque com a utilização da osseodensificação dos sistemas Versah e Bone Expander ($p < 0,05$). Apesar do aumento de densidade promovido pelo sistema S-Volum, o torque de instalação foi semelhante ao da broca padrão ($p > 0,05$).

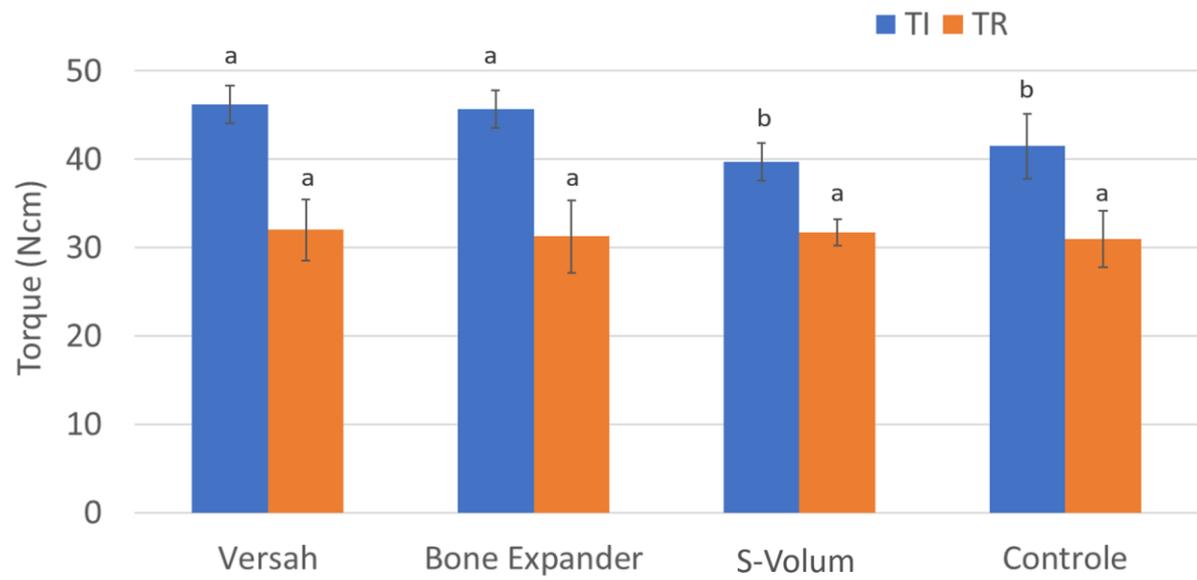


Figura 7. Valores de torque de instalação (TI) e de remoção (TR) dos implantes instalados com os diferentes sistemas de fresas para ossedensificação. Letras diferentes indicam diferença estatística significativa entre os grupos (ANOVA/Tukey, $p < 0,05$).

6. DISCUSSÃO

A instalação cirúrgica de implantes em regiões com baixa densidade óssea representa um desafio para a prática clínica (Maruqezan et al. 2012). A busca de estabilidade primária, fundamental para o sucesso, depende do embricamento entre a superfície do dispositivo e o osso osteotomizados. Dessa forma, a técnica de osseodensificação auxilia a compactar o osso trabecular, melhorando os torques iniciais de inserção (De Oliveira et al 2018).

A subinstrumentação por muitos anos foi a técnica mais preconizada para alcançar torques de inserção maiores em osso de baixa densidade. Trata-se de uma técnica de osteotomia onde o diâmetro de abertura é bem menor que o diâmetro do implante, proporcionando um travamento imediato dos dispositivos. Entretanto, o estresse de compressão exagerado pode gerar uma demora maior na resposta do hospedeiro em formar osso (osseointegração). Tabassum et al. (2013) mostrou que não há benefícios em subinstrumentar mais que 15% do tamanho do implante, nem em estabilidade primária nem em estabilidade secundária (biológica).

Na técnica de osseodensificação, diferentemente da subinstrumentação, não há remoção de estrutura óssea, e a compactação óssea parece acentuar a atividade osteogênica. As partículas mineralizadas são realocadas para os espaços trabeculares, graças a capacidade de deformação viscoelástica e plástica desse tipo de osso. Em nossos resultados podemos evidenciar esse fenômeno nas imagens microtomográficas (figura 4.) através do aumento da densidade nas paredes circundantes e porção apical das perfurações. Essas imagens se assemelham as obtidas por Huwais et al. (2017)

O presente trabalho, comparou 3 Kits existentes no mercado quanto a capacidade de densificar o osso, e a repercussão na estabilidade primária de implantes instalados, através da mensuração dos torques de inserção. No ato de fresagem foi realizada irrigação, uma vez que a densificação é auxiliada por “ondas hidrodinâmicas”. As perfurações foram executadas pelo mesmo operador com movimentos verticais intermitentes e controle de pressão. A microtomografia dos blocos perfurados permite visualizar o potencial de compactação e as regiões em que se evidenciaríamos com mais intensidade.

Vários artigos mostraram resultados melhores na capacidade de osseodensificar quando utilizados implantes de maior diâmetro comparados a implantes regulares. Independente da técnica de fresagem, dispositivos mais largos e maiores geram mais superfície de contato osso/implante. No entanto, nos deparamos com situações anatômicas onde não é possível instalar implantes regulares ou largos. Sendo assim, buscando replicar mais fidedignamente a realidade clínica, optamos por utilizar implantes de menor diâmetro, tentando excluir a facilidade de ancoragem inicial que implantes maiores pudessem nos fornecer.

Os valores de torques de inserção evidenciados no grupo controle ($41,5 \pm 3,8$ Ncm) se mostraram similares aos apresentados em trabalhos que utilizaram tecido ósseo verdadeiro (Lopez et al. 2017), validando a utilização dos blocos de poliuretano (figura 1.d) em nossa pesquisa. Os valores do grupo S-Volum foram estatisticamente iguais aos do grupo controle tanto em torques de inserção quanto de remoção.

Todos os sistemas analisados orientam o alargamento gradual na osteotomia até alcançar o diâmetro final desejado para cada caso. Em osso de baixa densidade foram seguidas as instruções de uso do sistema Densah®, com diâmetro final da abertura 0,5 mm menor que o tamanho do implante. Sendo assim, a osteotomia foi realizada até a profundidade correspondente ao diâmetro de 3,0 mm de cada broca para instalação dos implantes com 3,5 mm de largura por 10 mm de comprimento. A sequência de brocas obedeceu a instruções dos respectivos fabricantes, entretanto todos os grupos testados terminaram em uma abertura final equivalente (3,0 mm). Para o grupo controle a abertura final do istmo foi de 2,8 mm conforme instruções do fabricante para osso tipo III e IV (Emfils®).

Em função da conicidade das brocas, os diâmetros se diferem no decorrer do seu comprimento, e o número correspondente a cada broca corresponde a uma média de diâmetros. Sendo assim, a profundidade de perfuração foi ajustada e calibrada com um paquímetro, para que os valores de alargamento das osteotomias na região cervical coincidissem entre os sistemas. Para o sistema Bone Expander, uma profundidade de perfuração de 11 mm foi necessária para atingir 3mm (broca Ø2.8). No sistema S-Volum foi necessário utilizar o comprimento total da broca Ø3.0, enquanto na Densah a perfuração foi até a marcação correspondente a 10 mm na broca Ø3.0.

Os sistemas Densah e Bone Expander apresentaram torques de inserção maiores que S-Volum. Isso pode ser explicado pela diferença de conicidade das brocas e ao fato do implante ser estreito e com porção cônica em boa parte de seu comprimento. Dessa maneira, o grupo S-Volum por ter menos conicidade na porção apical, gerou menos embricamento mecânico do implante produzindo torques de inserção menores. Em contra partida, os sistemas que possuem a conicidade apical maior (Densah e Bone Expander), produziram osteotomias mais estreitas possibilitando um maior travamento dos implantes nessa região.

O efeito *spring back* caracterizado pela diminuição gradual do diâmetro das perfurações em função da memória elástica observada em osso trabecular, já foi demonstrado por Kold et al. (2003) como de fundamental importância para estabilidade primária dos implantes. Após a realização das perfurações do presente trabalho, não pode ser observado o efeito *spring back*. Essa ausência pode explicar o fato de outros trabalhos terem obtidos resultados mais expressivos para os grupos de osseodensificação comparados a fresagens convencionais no que diz respeito a torques iniciais de inserção (De Oliveira et al 2018; Hwais et al. 2017; Trisi et al. 2016). Esse efeito reduz entre 0,4 a 0,7 mm o diâmetro do istmo da fresagem, ajudando a reduzir os gaps iniciais da interface implante/osso (Huwais et al. 2017). Os blocos de poliuretano nesse aspecto de viscoelasticidade não se comportaram como tecido ósseo verdadeiro.

Nas imagens obtidas através da microtomografia, observamos densificação do poliuretano ao redor das paredes axiais e no ápice das fresagens em todos os grupos testados (figuras 3 e 4). Tal fenômeno evidencia a compactação exercida por todos os sistemas que se propõem a realizar densificação óssea. Porém, em trabalhos futuros, outros métodos de mensuração da estabilidade inicial podem ser acrescentados, como análise de frequência de ressonância. A utilização de osso fresco como leito receptor das fresagens e implantes também pode alterar os resultados.

7. CONCLUSÃO

Foi possível concluir que a osseodensificação ocorreu com todos os sistemas utilizados, porém o torque final de instalação do implante foi influenciado pela geometria da fresa do sistema de osseodensificação.

REFERÊNCIAS

ADELL, R; LEKHOLM, U; BRANEMARK, P. I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **International journal of oral surgery**, 1981; 10(6): 387-416.

ALIFARAG, A; LOPEZ, C.D; NEIVA, R.F; et al. Temporal Osseointegration: Early Biomechanical Stability Through Osseodensification. **J Orthop Res**, 2018; 36(9): 1-8

APARICIO, C; RANGERT, B; SENNERBY, L. Immediate/Early Loading of Dental Implants: a Report from the Sociedad Espanola de Implantes World Congress Consensus Meeting in Barcelona, Spain, 2002. **Clin Implant Dent Relat Res**. 2003; 5(1): 57-60.

BALDI, D; et al. Correlation between Insertion Torque and Implant Stability Quotient in Tapered Implants with Knife-Edge Thread Design. **BioMed Research International**, 2018.

BRANEMARK, P. I; BREINE, U; ADELL, R; et al. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. **Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery**, 1969; 3(2): 81-100.

BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent**, 1983; 50: 399-410.

BUSER, B; SENNERBY, L; DE BRUYN, H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. **Periodontology 2000**, 2017; 73(1): 7-21.

CHO, In-Ho; LEE, Young-II; KIM, Young-Mi . A comparative study on the accuracy of the devices for measuring the implant stability. **The journal of advanced prosthodontics**, 2009; 1(3): 124-128.

COELHO, P. G; GRANJEIRO, J. M; ROMANOS, G. E; et al. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, 2009; 88(2): 579-596.

COELHO, P. G; SUZUKI, M; GUIMARAES, M. V; et al. Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: a study in dogs. **Clinical implant dentistry and related research**, 2010; 12(3): 202-208.

CHAUHAN, C. J; SHAH, D. N; SUTARIA, F. B. Various bio-mechanical factors affecting heat generation during osteotomy preparation: A systematic review. **Indian Journal of Dental Research**, 2018; 29(1): 81.

DEGIDI, M; DAPRILE, G; PIATTELLI, A. Influence of underpreparation on primary stability of implants inserted in poor quality bone sites: an in vitro study. **International journal of oral and maxillofacial surgery**, 2015; 73(6): 1084-1088.

DEGIDI, M; et al. Clinical Outcome of 802 Immediately Loaded 2-stage Submerged Implants with a new grit-blasted and Acid-Etched Surface: 12-month Follow-up. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants** 2006; 21(5): 763-768.

DEVLIN, H; HORNER, K; LEDGERTON, D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. **J Prosthet Dent** 1998;79(3): 323-327.

DE OLIVEIRA, P. G. P; BERGAMO, E. T; NEIVA, R; et al. Osseodensification outperforms conventional implant subtractive instrumentation: A study in sheep. **Materials Science and Engineering: C**, 2018; 90: 300-307.

ESPOSITO, M. The Effectiveness of Immediate, Early, and Conventional Loading of Dental Implants: : A Cochrane Systematic Review of Randomized Controlled Clinical Trials. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants** 2007; 22(6): 893-904.

GLAUSER, R; SENNERBY, L; MEREDITH, N. et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. **Clinical oral implants research**. 2004; 15(4): 428-434.

IVANOFF, C. J; GRONDAHL, K; BERGSTROM, C; et al. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Branemark System implants. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, 2000; 15(1).

HUWAIS, S; MEYER, E. G. Anovel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, 2017; 32(1): 27-36.

JUNG, R. E; ZEMBIC, A; PJETURSSON, B. E; et al. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic

complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. **Clinical oral implants research** 2012; 23: 2-21.

KOLD, S; BECHTOLD, J; DING, M; et al. Compacted cancellous bone has a spring-back effect. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, 2003; 74(5): 591-595.

LAGES, F. S; OLIVEIRA, D. W. D; COSTA, F. O. 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.

LAHENS, B; LOPEZ, C.D; NEIVA, R.F; et al. The effect of osseodensification drilling for endosteal implants with different surface treatments: A study in sheep. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, 2019; 107(3): 615-623

LAHENS, B; NEIVA, R.F; TOVAR, N; 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**, 2016; 63: 56-65.

LEKHOLM, U; ZARB, G.A; Patient selection and preparation. Tissueintegrated prostheses-Osseointegration, in Clinical Dentistry. **Chicago: Quintessence**, 1985: 199-209.

LIUBAVINA-HACK, N; LANG, N. P; KARRING, T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. **Clinical oral implants research**. 2006; 17(13): 244-250.

LOPEZ, C. D; ALIFARAG, A. M; TORRONI, A; et al. Osseodensification for enhancement of spinal surgical hardware fixation. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, 2017; 69: 275-281.

MARIN, C; GRANATO, R; SUZUKI, M; et al. Histomorphologic and histomorphometric evaluation of various endosseous implant healing chamber configurations at early implantation times: a study in dogs. **Clinical oral implants research**, 2010; 21(6), 577-583.

MARQUEZAN, M; OSÓRIO, A; SANTANNA, E; et al. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. **Clinical oral implants research**, 2012; 23(7): 767-774.

OGLE, O. E.. Implant surface material, design, and osseointegration. **Dental Clinics**, 2015; 59(2): 505-520.

O`SULLIVAN, D; SENNERBY, L; MEREDITH, N. et al. Measurements comparing the initial stability of dental implants: a human cadaver study. **Clinical oral implants research**, 2000; 15:428-34.

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**, 2020; 10: 375-380.

SANTOS, A. M. T; TREVISAN JR., W; OKABAYASHI, S. Carga imediata em implantes na maxila edêntula. **ImplantNewsPerio - International Journal**, 2010; 7(2): 225-229.

SENNERBY, L; PAGLIANI, L; PETERSSON, A; et al. Two different implant designs and impact of related drilling protocols on primary stability in different bone densities: an in vitro comparison study. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, 2015; 30(3).

SLETE, F. B; OLIN, P; PRASAD, H. Histomorphometric comparison of 3 osteotomy techniques. **Implant dentistry**, 2018; 27(4): 424-428.

SOBALLE, K; BROCKSTEDT-RASMUSSEN, H; HANSEN, E. S; et al. Hydroxyapatite coating modifies implant membrane formation: controlled micromotion studied in dogs. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, 1992; 63(2): 128-140.

TIAN, J. H; NEIVA, R; COELHO, P. G; et al. Alveolar ridge expansion: comparison of osseodensification and conventional osteotome techniques. **Journal of Craniofacial Surgery**, 2019; 30(2): 607-610.

TRISI, P; BERARDINI, M; FALCO, A; et al. 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.

TRISI, P; PERFETTI, G; BALDONI, E; et al. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. **Clinical oral implants research**, 2009; 20(5): 467-471.

TRUHLAR, R. S; ORENSTEIN, I. H; MORRIS, H. F; et al. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. **The Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 1997; 55(12): 38-45.

WITEK, L; NEIVA, R; ALIFARAG, A; et al. Absence of Healing Impairment in Osteotomie Prepared via Osseodensification Drilling. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2019; 39(1).