

Universidade do Grande Rio Professor José de Souza Herdy  
UNIGRANRIO

Ricart Gil Macedo

AVALIAÇÃO MORFOMÉTRICA DA OSSEODENSIFICAÇÃO  
ATRAVÉS DA MICROTOMOGRÁFIA – ESTUDO PILOTO

Duque de Caxias

2020

Ricart Gil Macedo

AVALIAÇÃO MORFOMÉTRICA DA OSSEODENSIFICAÇÃO  
ATRAVÉS DA MICROTOMOGRÁFIA – ESTUDO PILOTO

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

“Desejo a vocês:  
Namoro no portão, domingo sem chuva,  
segunda sem mau humor, sábado com seu amor.  
Chope com os amigos, viver sem inimigos, filme na TV.  
Ter uma pessoa especial e que ela goste de você.”

Carlos Drummond de Andrade

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus

A minha esposa Daniele Machado Gomes pelo companheirismo , paciência e apoio de sempre e a minha filha Sofia Gomes Macedo pelo sorriso constante .

Aos meus Pais Anselmo Ricart Macedo e Elma Gil Macedo pelo caráter , honestidade e dignidade .

Ao meu orientador Prof .Dr. Plinio Mendes Senna, por todo cuidado, atenção e direcionamento na elaboração dessa dissertação .

A toda equipe de professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia por contribuírem por esta etapa na minha vida acadêmica.

A todos os AMIGOS do Curso de Mestrado pela energia mútua em todos os momentos de nosso convívio e troca de experiências profissionais durante esses dois anos.

## RESUMO

A estabilidade do implante no momento da instalação é chamada de estabilidade primária, e é tida como crucial para uma boa osseointegração. Essa estabilidade primária também depende da qualidade óssea local e do protocolo seguido para a instalação do mesmo. A osseodensificação é uma técnica de preparação óssea que possibilita a melhora do leito receptor do implante e permite obter uma melhor estabilidade primária, pelo aumento do contato osso-implante. Essa técnica usada de forma correta normalmente proporciona um torque primário maior do que o obtido com o uso da técnica convencional. Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar quantitativamente e qualitativamente, através de uma análise morfométrica por microtomografia, a eficiência da densificação de 3 sistemas de fresas para osseodensificação. Para isto, foram confeccionados 4 blocos a partir de uma espuma de poliuretano sólido pcf 20 com dimensões de 20 x 20 x 40 mm (L x P x A). Os blocos foram distribuídos aleatoriamente para receber um dos 3 sistemas de osseodensificação (não-subtrativa): 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 sob irrigação até obtenção de um istmo com 3,3 mm de diâmetro e 10 mm de profundidade. Em seguida, os blocos foram secos e escaneados em um microtomógrafo computadorizado (Skyscan 1174). Em seguida, as 300 imagens microtomográficas de cada amostra foram reconstruídas e o volume de interesse (VOI) projetado para abranger 1 mm do osso da interface da fresagem. Assim, os cálculos de morfometria 2D e 3D foram aplicadas em cada amostra. Qualitativamente, foi possível observar um aumento da densidade na parede axial e apical das perfurações em relação ao

controle, porém nítida variação entre os sistemas de fresagem. Os valores de morfometria 2D demonstraram aumento do volume ósseo e perímetro ósseo na região apical, principalmente nos sistemas que utilizam fresas cônicas. As curvas da análise de espessura trabecular apresentaram-se mais horizontais, indicando ser uma variável mais homogênea ao longo de toda a interface da perfuração nos 3 sistemas. A porosidade nos sistemas de osseodensificação reduzem no ápice da perfuração quando comparados ao controle. Os valores de morfometria 3D demonstraram um aumento do volume ósseo e redução da porosidade, e consequente compactação óssea, exceto para o sistema Maximus. Foi possível concluir que a mensuração quantitativa foi possível através da microtomografia, podendo observar diferentes padrões de osseodensificação decorrente das diferentes geometrias das fresas de cada fabricante.

Palavras chave: osseodensificação, osteointegração, estabilidade primária, implantes dentários.



## ABSTRACT

The stability of the implant at the time of installation is called primary stability and is considered to be crucial for good osseointegration. This primary stability also depends on the local bone quality and the protocol followed for its installation. Osseodensification is a bone preparation technique that improves the recipient's implant bed and allows for better primary stability by increasing bone-implant contact. This technique used correctly normally provides a higher primary torque than that obtained using the conventional technique. Thus, the objective of this work was to evaluate quantitatively and qualitatively, through a morphometric analysis by microtomography, the densification efficiency of 3 cutter systems for osseodensification. For this, 4 blocks were made from a solid polyurethane foam 20 pcf with dimensions of 20 x 20 x 40 mm (W x D x H). The blocks were randomly distributed to receive one of the 3 osseodensification systems (non-subtractive): Densah (Versah, USA); Bone Expander (Maximus, SP) and S-Volum (Supremo, SP). As a control, a conventional burs system (Emfiles, Itu, SP) was used. Milling was carried out under irrigation until an isthmus with a diameter of 3.3 mm and a depth of 10 mm was obtained. Then, the blocks were dried and scanned on a computerized microtomograph (Skyscan 1174). Next, the 300 microtomographic images of each sample were reconstructed and the volume of interest (VOI) designed to cover 1 mm of the milling interface bone. Thus, 2D and 3D morphometry calculations were applied to each sample. Qualitatively, it was possible to observe an increase in the density in the axial and apical wall of the perforations in relation to the control, but a clear variation between the milling systems. The values of 2D morphometry showed an increase in bone volume and bone perimeter in the apical region, mainly in systems that use conical cutters. The curves of the trabecular thickness analysis were more

horizontal, indicating that it was a more homogeneous variable throughout the entire drilling interface in the 3 systems. The porosity in osseodensification systems reduces at the apex of the perforation when compared to the control. The 3D morphometry values showed an increase in bone volume and a reduction in porosity, and consequent bone compaction, except for the Maximus system. It was possible to conclude that the quantitative measurement was possible through microtomography, being able to observe different patterns of osseodensification due to the different geometries of the cutters of each manufacturer.

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

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	12
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	14
3. OBJETIVOS.....	19
4. MATERIAIS E MÉTODOS .....	19
4.1. ANÁLISE QUANTITATIVA (MORFOMETRIA) .....	21
5. RESULTADOS.....	23
6. DISCUSSÃO.....	28
7. CONCLUSÃO.....	30
ANEXO 1 – CRIAÇÃO DA ROI PARA ANÁLISE QUANTITATIVA.....	37

## 1. INTRODUÇÃO

A atividade do Implantodontista no âmbito de sua competência profissional evoluiu consideravelmente nas últimas décadas. As técnicas de instalação dos implantes melhoraram, conseqüentemente o processo de osseointegração, bem como a recuperação do paciente pós cirurgia. Com a evolução das técnicas cirúrgicas, da macrogeometria e da superfície dos implantes osseointegráveis, principalmente após os anos 2000, ampliou-se o uso dos implantes dentários na reabilitação oral (Buser et al, 2017; Trisi et al, 2013).

A previsibilidade de uma boa osseointegração aumentou juntamente com a evolução dos sistemas, o que aumenta a taxa de sobrevivência dos implantes e diminui o tempo de tratamento. O início do processo de osseointegração depende principalmente da estabilidade primária do implante no leito ósseo (Lioubavia-Hack N, 2006). A técnica de preparo do leito ósseo também influencia este processo, além da qualidade óssea interferir na estabilidade primária do implante (Lekholm e Zarb, 1985).

O tratamento da superfície dos implantes e sua macrogeometria são as variáveis mais estudadas até então com relação a como podem interferir na estabilidade primária. Desse modo, diversos métodos de instrumentação do leito cirúrgico foram desenvolvidos na tentativa de aumentar a estabilidade primária em leitões de baixa densidade, entre eles podemos citar a sub-instrumentação, o uso de osteótomos expansores e também a bicorticalização dos implantes. Entretanto o efeito da técnica de fresagem para a instalação dos implantes ainda não está muito clara. Muitos protocolos técnicos vêm sendo propostos para aumentar o índice de sobrevivência em osso de baixa densidade (Diaz-Sanchez, 2017; Koutouzis et al, 2011).

Recentemente, vem sendo realizados estudos usando uma nova técnica de fresagem, que promove um auto enxerto no leito receptor. Essa técnica é chamada de Osseodensificação, desenvolvida por Salah Huwais. É uma nova técnica de preparo do leito ósseo para a instalação do implante e possui como objetivo compactar o osso medular, manter e compactar as micropartículas ósseas, que foram geradas durante o processo de perfuração na parede do alvéolo cirúrgico,

melhorando conseqüentemente a estabilidade primária do implante, sobretudo em ossos de baixa densidade (Trisi et al, 2016).

Na osseodensificação ocorre a preservação da massa óssea de maneira que o tecido seja compactado e autoenxertado no leito receptor, aumentando o contato osso-implante, beneficiada pelos mecanismos de deformação viscoelástico e plástica do osso trabecular, o que permite um aumento significativo da estabilidade primária. Sendo assim, essa técnica pode contribuir para uma maior taxa de sobrevivência ~~sucesso~~ dos implantes, além de diminuir teoricamente o tempo de osseointegração e reabilitação do paciente (BJIHS, 2019).

As principais vantagens dessa técnica são a preservação do volume ósseo, conservação da matrix óssea através do autoenxerto, a aceleração do processo de cicatrização óssea, e conseqüentemente o menor tempo de reabilitação (Huwais, 2017).

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

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.

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 de maneira endóssea (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. 2008).

A macro-geometria dos implantes também interfere na resposta do hospedeiro quanto à formação óssea. Espaços entre as roscas dos dispositivos chamados câmaras de coágulo, tem 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. 2009). 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.

Nos últimos anos, a Implantodontia tem se dedicado em melhorar a macro, a micro e mais recentemente, a nanogeometria dos implantes dentários, buscando otimizar os resultados em termos de estabilidade primária e secundária. O torque de inserção dos implantes no ato de instalação é definido como estabilidade primária, e entendido como um dos principais fatores para o sucesso dos dispositivos, uma vez que irá prevenir micro-movimentações deletérias para formação óssea. 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., 2017).

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 influencia na estabilidade inicial, na osseointegração e no sucesso final dos implantes (Glauser et al. 2004).

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 táteis. Qualidade tipo 1 e 4 foram encontradas com menos frequência que os tipo 2 e 3. Ocorreu uma prevalência de qualidade óssea do tipo 2 na mandíbula ( $2,14 \pm 0,65$ ) e tipo 3 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 anterior de mandíbula, anterior de maxila e posterior de maxila. Dos implantes que falharam (88 de 2839) 42% foram instalados em osso tipo 3 e 17% em osso tipo 4.

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 associados 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.

Um procedimento praticamente não mudou desde os primórdios: a instrumentação para preparo do alvéolo cirúrgico. Pensando nisso, Dr. Salah Huwais, um periodontista de Illinois (Chicago, EUA), desenvolveu um sistema de brocas que otimiza a loja cirúrgica, potencializando os resultados para osseointegração. Essas brocas fazem a osseodensificação do rebordo, causando expansão controlada ao mesmo tempo que promovem um “autoenxerto”, preenchendo as trabéculas ósseas com partículas provenientes da própria instrumentação. O conceito de osseodensificação é definido pela compactação óssea através de uma perfuração

não subtrativa através da utilização de brocas específicas que trabalham no sentido anti-horário sobe irrigação e pressão controlada. A viscoelasticidade do tecido ósseo permite que as partículas ósseas sejam compactadas para os poros trabeculares. Dentro dessa nova abordagem de perfuração não subtrativa, o osso não é removido como em técnicas convencionais, preservando-se assim, a massa óssea existente (Huweis e Meyer, 2017).

Segundo Huweis, não tem sentido tanta morbidade em enxertos ósseos, sejam autógenos ou não, para reconstruir rebordos atróficos e depois “simplesmente” remover parte desse novo osso com brocas que extraem material da loja cirúrgica. Basicamente, por trabalhar com a matriz colágena do osso, basta existir um remanescente mínimo de 2 mm de osso medular respeitando a metodologia triangular da anatomia óssea onde a base seja o dobro do tamanho do remanescente e esse osso seja predominantemente medular, para sentir os efeitos da osseodensificação ao trabalhar com a plasticidade do tecido ósseo e movê-lo, ao invés de removê-lo pela subtração com brocas convencionais.

Vários estudos têm sido feitos demonstrando eficácia tanto na melhora da estabilidade primária – muito desejada nos casos de carregamento imediato, por exemplo – quanto da estabilidade secundária (contato osso-implante (BIC) e fração de área óssea formada (BAFO)), o que pode antecipar a reabilitação final do caso, diminuindo o tempo de espera para pacientes e cirurgiões-dentistas. Trabalhos de Trisi et.al (2016) evidenciaram o aumento do coeficiente de estabilidade implantar (ISQ) e estabilidade primária que influencia positivamente em um ganho médio de 30% de estabilidade em casos de instalação de implantes pela técnica de osseodensificação em um tempo menor do que quando utilizada a técnica tradicional de instrumentação, independentemente do sistema de implantes. Esses resultados podem ser extrapolados e sugerir um menor tempo de espera para iniciar a etapa protética dos pacientes, uma vez que o processo facilita ambas as estabilidades (primária e secundária).

Estudos experimentais em animais comprovaram taxas similares de BIC em implantes de superfície lisa e rugosa com a osseodensificação. O sistema pode ser utilizado para implantes cônicos ou cilíndricos e ainda para levantamento do assoalho de seio maxilar via crista – um método seguro porque a ponta das brocas não tem poder de corte e não perfura a membrana de Schneider quando usada no sentido anti-horário (osseodensificação). Levantamentos atraumáticos de até 3 mm, muitas



vezes, são executados sem a necessidade de biomateriais, somente pelo autoenxerto que a osseodensificação propicia. Além dessa medida, pequenos enxertos ósseos podem ser utilizados para aumentar a elevação da membrana controladamente, de milímetro em milímetro, mesmo em casos limítrofes.

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 14mm 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  $49 \pm 24$  Ncm,  $31 \pm 17$  Ncm, respectivamente média e desvio padrão para torques de inserção e remoção. Os implantes 6.0 mostraram valores ainda maiores,  $108 \pm 56$  Ncm,  $85 \pm 49$  Ncm. Nessa mesma investigação, nenhuma diferença estatística foi observada no que se refere a quociente de estabilidade ou aumento de temperatura.

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 íliacos 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.

O preparo do leito a se receber implantes foi analisado histomorfometricamente por Slete et al. (2018), através de testes de BIC e porcentagem de volume ósseo ao redor dos implantes. 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%)

Porém, como em qualquer técnica, recomenda-se uma curva de aprendizado. Essas brocas ainda podem ser empregadas no sentido horário, assim executando perfurações convencionais. Embora haja muito a ser incorporado à técnica e ao aprendizado com os resultados longitudinais, esse sistema tem apresentado respostas muito promissoras para a Implantodontia contemporânea.

### 3. OBJETIVOS

O objetivo deste estudo foi avaliar quantitativamente e qualitativamente a densificação óssea de 3 diferentes sistemas de fresas para osseodensificação através da microtomografia.

### 4. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram confeccionados 4 blocos a partir de uma espuma de poliuretano sólido pcf 20 (Sawbones, Washington, EUA) com dimensões de 20 x 20 x 40 mm (L x P x A). Este material apresenta densidade de 32g/cm<sup>3</sup> simulando osso da região posterior da maxila (Devlin et al., 1998). As perfurações não subtrativas foram executadas pelo mesmo operador afim de padronizar as amostras criadas e antes do procedimento o operador foi calibrado afim de evitar distorções de angulação, controle de pressão ou algum vício do operador.

Os blocos foram distribuídos aleatoriamente para receber um dos 3 sistemas de osseodensificação (Figura 1): 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 sob irrigação até obtenção de um istmo com 3,3 mm de diâmetro e 10 mm de profundidade. Em seguida, os blocos foram secos e escaneados em um microtomógrafo computadorizado (MicroCT Skyscan 1174; Bruker, Kontich, Bélgica) pertencente ao Laboratório de Biomateriais da Universidade do Grande Rio (Figura 2).

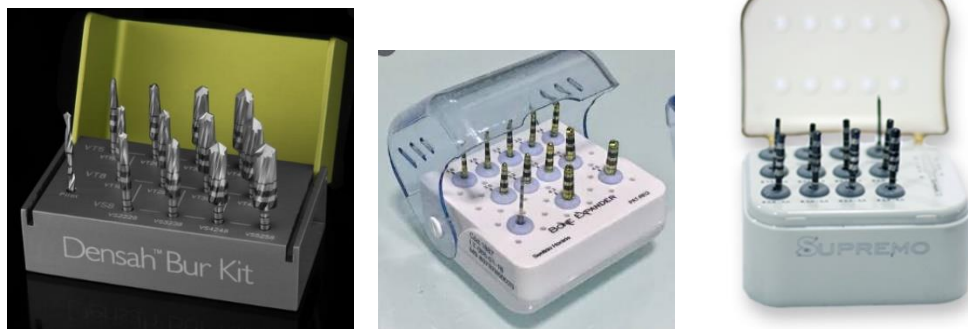


Figura 1. Sistemas de fresas para osseodensificação utilizados no estudo: Densah (a), Bone Expander (b) e S-Volum (c) e o bloco de poliuretano (d).

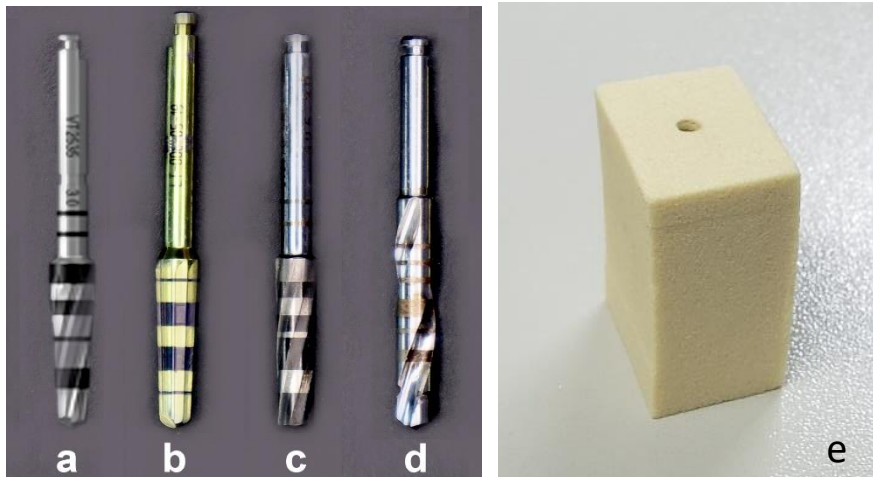


Figura 2. As brocas finais de cada sistema: controle (a), Versah (b), Maximus (C) e Supremo (d); e o bloco de poliuretano fresado em sua porção central (e)

Para a aquisição das imagens, 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. Foram utilizados os seguintes parâmetros de aquisição: tensão de aceleração de 50 kV, corrente elétrica de 800  $\mu$ A, tempo de exposição de 1680 ms e resolução da matriz do detector de 1304x1024 pixels, resultando em 22  $\mu$ m o tamanho de cada pixel. Não foi utilizado filtro de alumínio entre a amostra e o sensor. Foi utilizado um *average frame* de 2 e passo de rotação de 0,5° com rotação de 360°, que resultaram num tempo de processamento de aproximadamente de 45 min.

Em seguida, as projeções microtomográficas foram reconstruídas com o auxílio de um programa específico NRecon<sup>®</sup> (Bruker) onde foi estabelecida uma região de interesse (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. Para visualização 3D das imagens, foi utilizado o software CTVox (Bruker) e para a análise quantitativa o software CTan (Bruker).

A análise qualitativa foi realizada com base nas reconstruções tridimensionais avaliando a interface formada por cada sistema de perfuração.

#### 4.1. ANÁLISE QUANTITATIVA (MORFOMETRIA)

Para a análise morfométrica, cada sequência de imagens foi ajustada no software Dataviewer (Bruker) e carregada no software CTan. Cada amostra consistiu de 300 imagens distribuídas sequencialmente no longo eixo do bloco. Sobre a imagem inicial (região cervical do implante) foi projetada uma ROI com diâmetro interno equivalente a 3,3 mm e diâmetro externo de 4,3 mm (Figuras 3 e 4) que se estendia acompanhando o longo eixo do bloco. Desta ROI estendeu-se para as demais imagens gerando um volume de interesse (VOI).

Após a delimitação do VOI (Anexo 1), a série de imagens foi binarizada utilizando um threshold 40-255 para separar identificar o poliuretano, remoção do ruído de pontos brancos menores que 10 pixels (função *despekle*) e aplicação das ferramentas de análise morfométrica 2D, que calcula os dados em cada imagem individualmente da 1 até a 300 (Figura 4), e 3D, que calcula em função de todo o volume dentro do VOI.

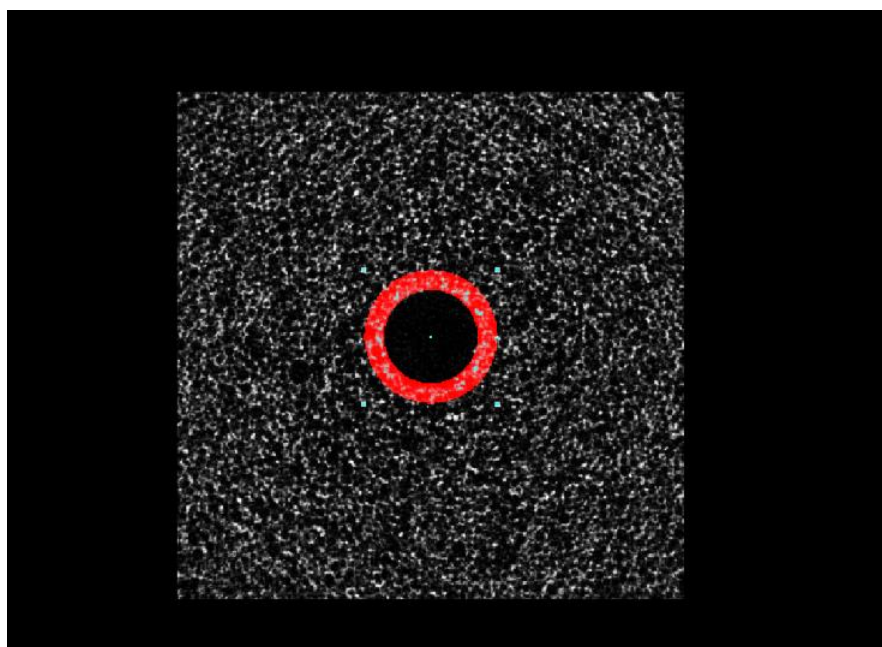


Figura 3. ROI (área em vermelho) aplicada sobre a imagem inicial de cada série já binarizada no software CTan para determinação da área sobre a qual a análise morfométrica é realizada.

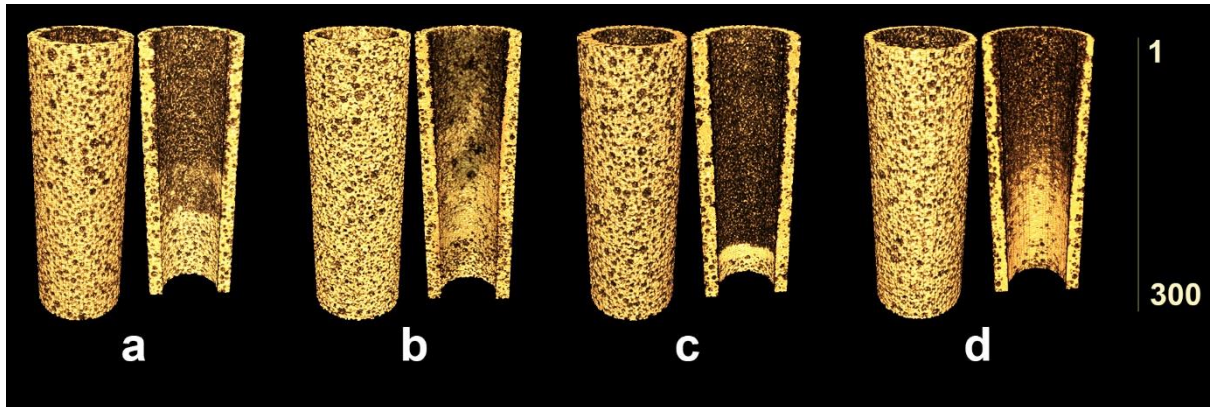


Figura 4. Volume reconstruído a partir da ROI de cada sistema de osseodensificação: controle (a), maximus (b), supremo (c) e versah (d); sobre o qual foi calculado a morfometria 2D e 3D.

## 5. RESULTADOS

A densidade da interface pode ser observada 2D, com a projeção de todas as imagens no plano axial e coronal (Figura 5) e 3D (Figura 6). Nesta análise qualitativa, é possível observar um aumento da densidade na parede axial e apical das perfurações em relação ao controle, porém há variação entre os sistemas de fresagem.

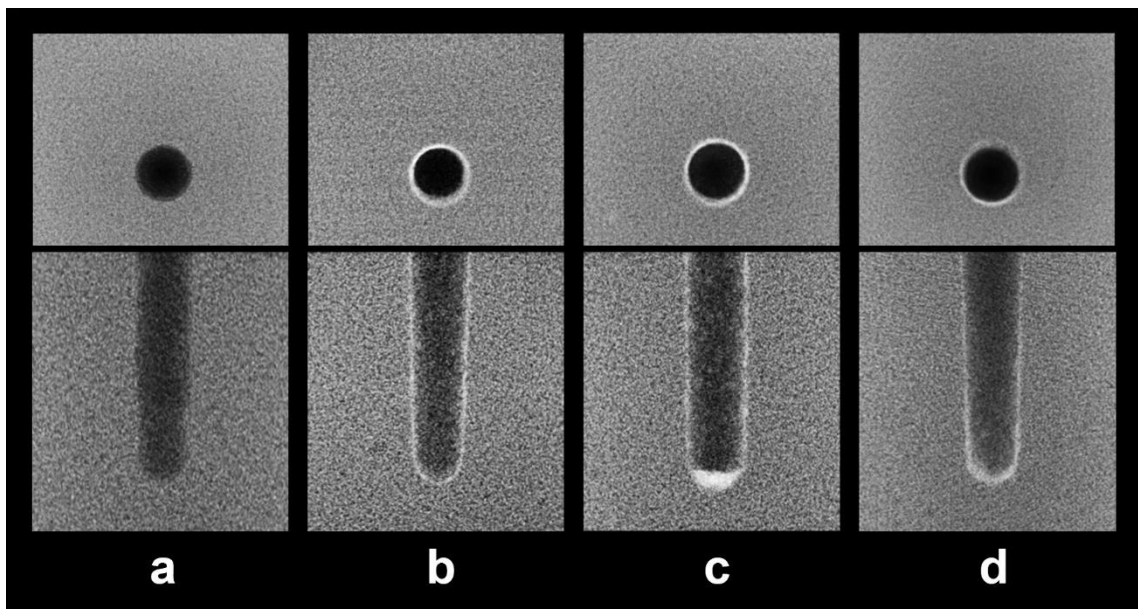


Figura 5. Projeção no plano axial (topo) e no plano coronal (abaixo), considerando a média de todas as imagens, do controle (a) e dos diferentes sistemas de osseodensificação: maximus (b), supremo (c) e versah (d).



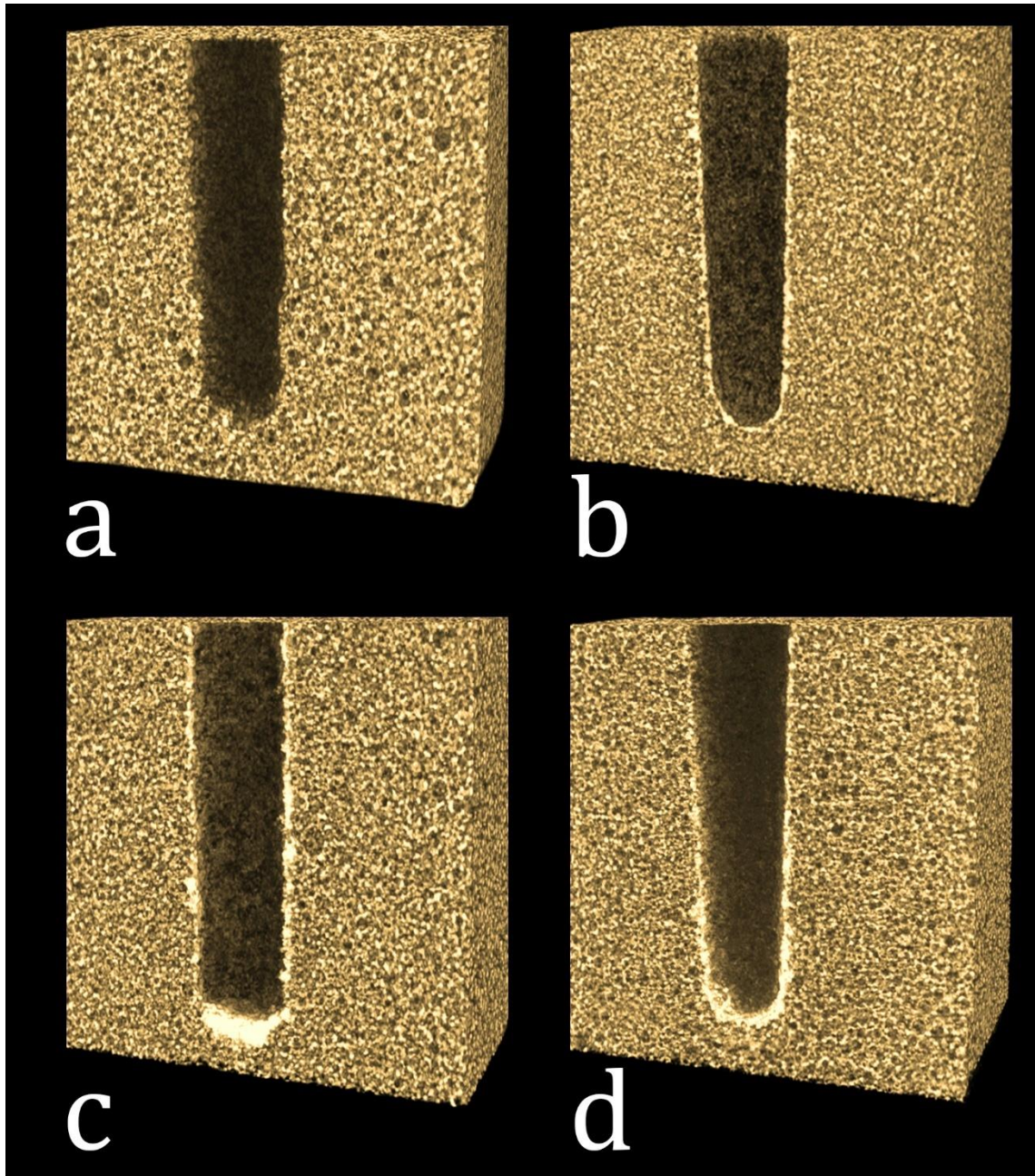


Figura 6. Reconstrução 3D dos blocos de poliuretano após a utilização da broca padrão (a) e dos sistemas de osseodensificação: maximus (b), supremo (c) e versah (d).

Os valores de morfometria 2D podem ser visualizados na Figura 7. Observou-se na região apical um aumento do volume ósseo e perímetro ósseo, mais pronunciado no sistema Supremo e Versah. As curvas da análise de espessura trabecular apresentaram-se mais horizontais, indicando um comportamento mais homogêneo ao longo de toda a interface da perfuração. A porosidade nos sistemas de osseodensificação reduzem no ápice da perfuração quando comparados ao controle.



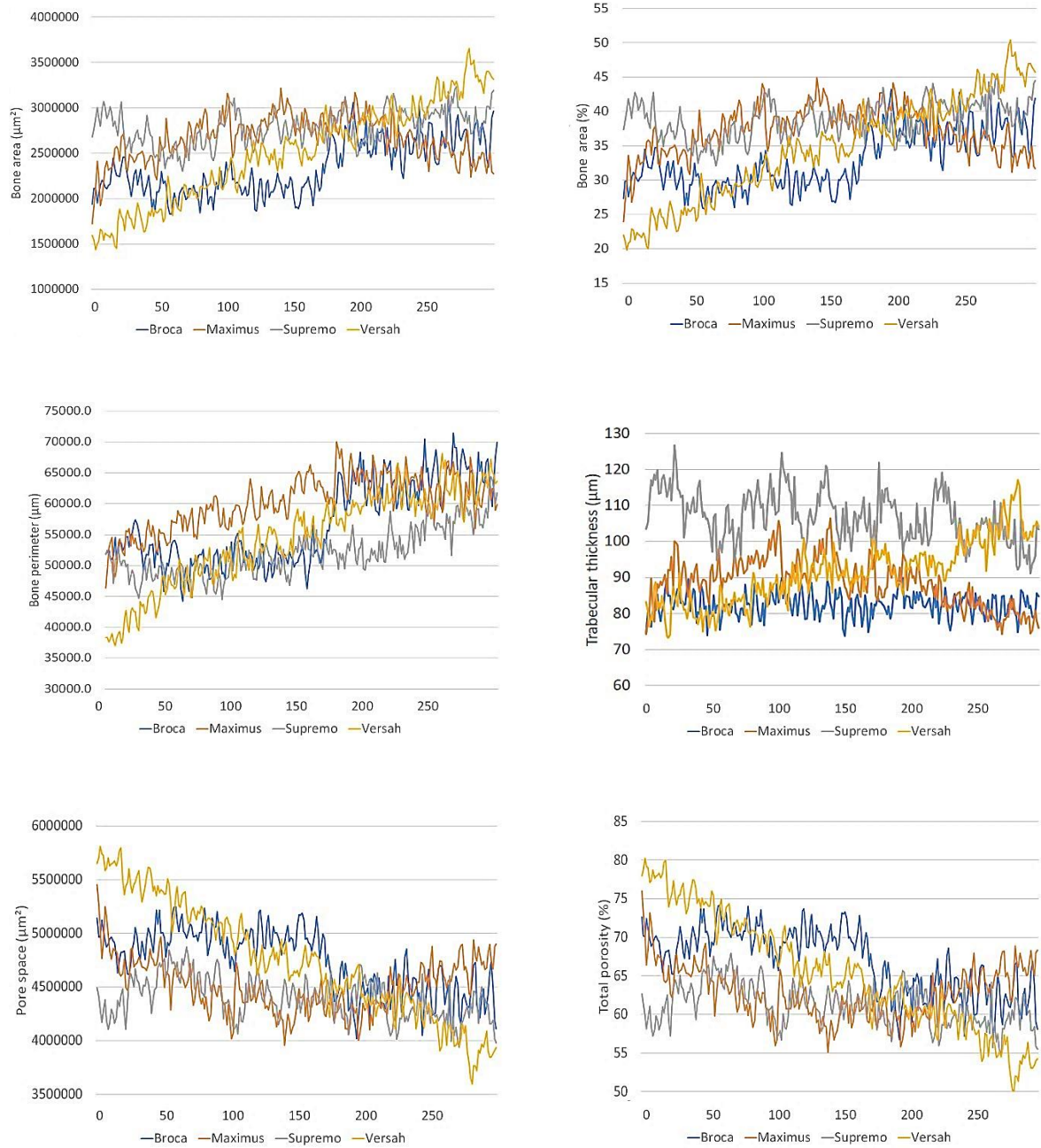


Figura 7. Valores de área óssea ( $\mu\text{m}^2$ , %), perímetro ósseo ( $\mu\text{m}$ ), espessura trabecular ( $\mu\text{m}$ ) e porosidade ( $\mu\text{m}^2$ , %) para a interface em cada imagem (1 a 300) de cada série após utilização da broca controle e dos 3 sistemas de osseodensificação.

Os valores de morfometria 3D podem ser visualizados nas Tabela 1. Há um aumento do volume ósseo e redução da porosidade, indicando mais tecido na interface. No sistema Maximus não houve redução de porosidade. Os valores de Intersection surface indicam maior presença de tecido na interface para os Sistemas Supremo e Versah.

Tabela 1. Valores de morfometria 3D para os 3 sistemas de osseodensificação e para o grupo controle.

Parâmetro	Unidade	BROCA	MAXIMUS	SUPREMO	VERSAH
Total volume	pixel <sup>3</sup>	1128985	1129024	1129394	1128430
Poliuretane volume	pixel <sup>3</sup>	508870	545519	536483	600320
Bone volume percent	%	45.07	48.32	47.50	53.20
VOI surface	pixel <sup>2</sup>	135543	173409	158734	182902
Bone surface	pixel <sup>2</sup>	496682	643830	584952	635168
Intersection surface	pixel <sup>2</sup>	34671	35845	40128	42785
Bone surface/volume ratio	1/pixel	1.106	1.180	0.903	0.991
Bone surface density	1/pixel	0.571	0.57025	0.4711	0.53248
Trabecular pattern factor	1/pixel	-0.654	-0.499	-0.538	-0.649
Trabecular thickness	pixel	2.972	2.976	3.796	3.500
Trabecular number	1/pixel	0.173	0.162	0.137	0.153
Degree of anisotropy		1.164 (0.141)	1.136 (0.120)	1.214 (0.176)	1.176 (0.149)
Open porosity (percent)	%	48.39	51.67	47.86	46.30
Total porosity (percent)	%	48.40	51.68	47.88	46.32

Na Tabela 2, pode ser visto a frequência das diferentes espessuras das trabéculas e o espaçamento entre elas dos sistemas de osseodensificação. Percebe-se um aumento percentual das trabéculas mais espessas nos sistemas de osseodensificação, o que é resultado da compactação óssea. Porém o espaçamento entre as trabéculas não modificou-se em função dos sistemas de osseodensificação.

Tabela 2. Frequência das diferentes espessuras e espaçamentos entre as trabéculas ósseas obtidos na morfologia 3D da interface do poliuretano após utilização de broca controle e as fresas dos sistemas de osseodensificação.

Parâmetro	BROCA	MAXIMUS	SUPREMO	VERSAH
Distribuição de espessura trabecular (%)				
1.0 < 3.0 pixels	88.3	77.1	60.7	70.3
3.0 < 5.0 pixels	11.7	22.1	32.7	25.5
5.0 < 7.0 pixels	0.0	0.8	5.5	3.8
7.0 < 9.0 pixels	0.0	0.1	1.1	0.4
Distribuição do espaçamento entre as trabéculas (%)				
1.0 < 3.0 pixels	25.6	29.0	31.0	26.6
3.0 < 5.0 pixels	35.0	40.3	36.3	34.9
5.0 < 7.0 pixels	22.2	22.1	21.6	23.7
7.0 < 9.0 pixels	13.7	7.2	8.9	12.2
9.0 < 11.0 pixels	3.2	1.2	1.8	2.5
11.0 < 13.0 pixels	0.2	0.2	0.4	0.1

## 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 implante 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).

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, 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 evidenciariam 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.

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 o diâmetro de 3,3 mm de cada sistema e 10 mm de profundidade. A sequência de brocas obedeceu a instruções dos respectivos fabricantes.

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) e Huwais et al. (2016), 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. Esse efeito reduziria 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), porém este fenômeno não foi observado. 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. Tal fenômeno evidencia a compactação exercida por todos os sistemas que se propõem a realizar densificação óssea. Porém, a determinação da ROI neste estudo acabou eliminando a densificação na região do ápice do implante, o que subestimou os resultados de todos os sistemas de osseodensificação. Futuros estudos podem trabalhar o ROI a partir do formato da broca de cada sistema a fim de considerar a região apical nas análises morfométricas.

## 7. CONCLUSÃO

Foi possível concluir que a mensuração quantitativa foi possível através da microtomografia, podendo observar diferentes padrões de osseodensificação decorrente das diferentes geometrias das fresas de cada fabricante.

## 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-Il; 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.

32

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. An oval 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.

LIOUBAVINA-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.

34

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.

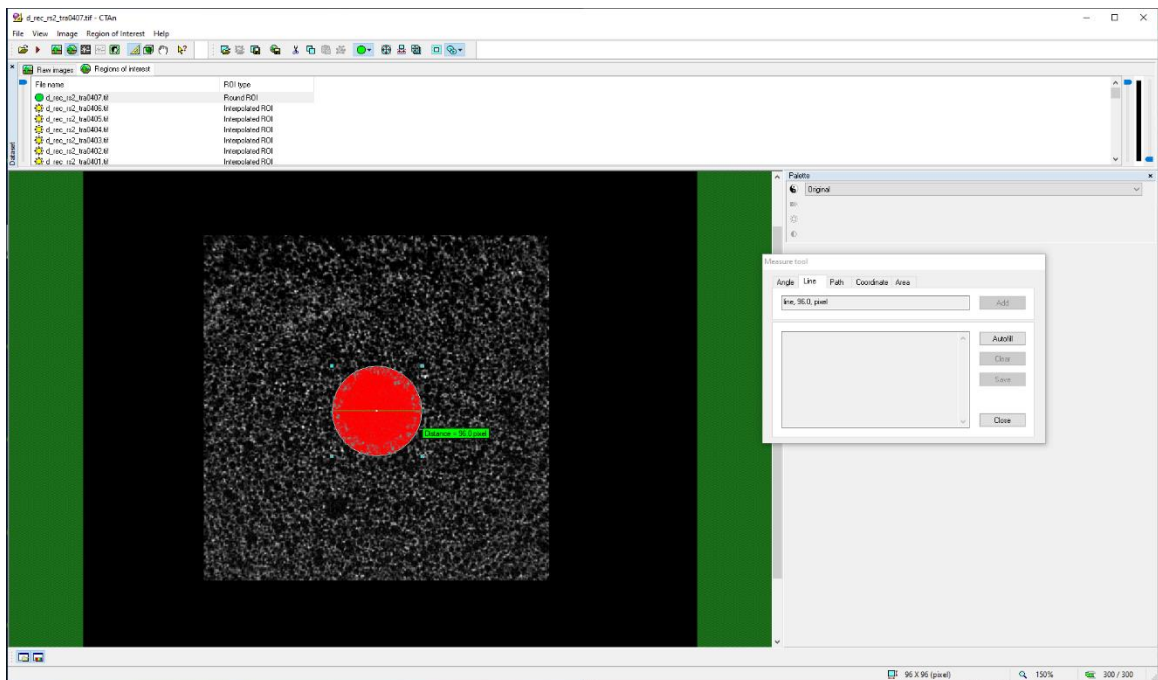
TRUHLAR, R. S; ORENSTEIN, I. H; MORRIS, H. F; et al. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *The Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1997; 55(12): 38-45.

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).

## ANEXO 1 – CRIAÇÃO DA ROI PARA ANÁLISE QUANTITATIVA

Este anexo busca descrever a metodologia utilizada para delimitação da região de interesse nas amostras para avaliação quantitativa da capacidade de osseodensificação dos diferentes sistemas.

1. A série de imagens é carregada no software Ctan (Bruker) e uma máscara circular de 96px de diâmetro (equivalente a 4.3 mm) foi centralizada sobre a perfuração delimitando a região de interesse (ROI).



2. Na aba processamento customizado é possível observar três modos de visão: imagem, imagem dentro da ROI e a ROI



3. Função “Erode 2D” para reduzir o ROI para 67px (3.0mm)



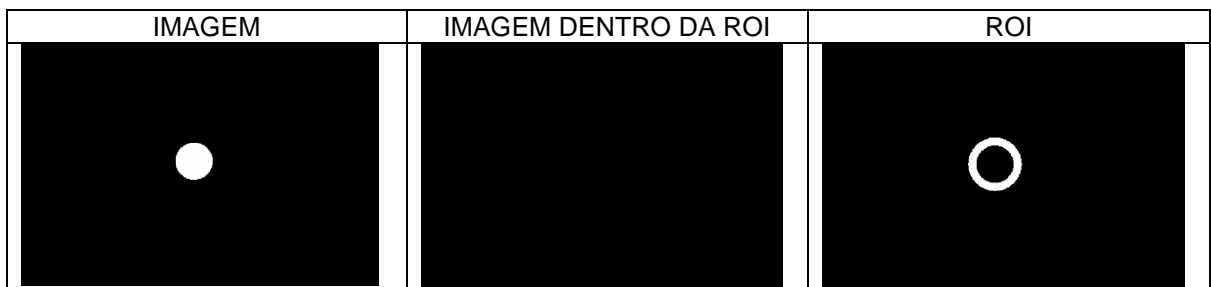
#### 4. Função "Bitwise: Image = ROI)"



#### 5. Função "Reload ROI"



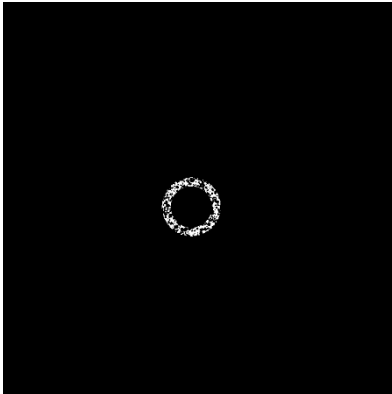
#### 6. Função "Arithmetical: ROI = ROI sub IMAGE"



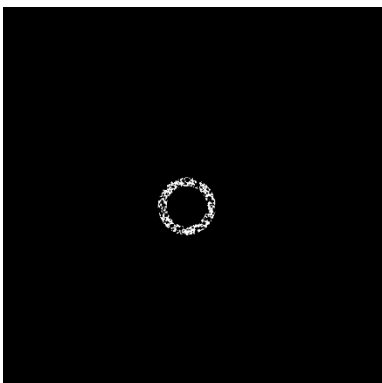
### 7. Função "Reload IMAGE"



### 8. Theshold 40-255 aplicado



### 9. Remoção de ruído com a função "remove white speckles 10 px"



10. Imagem nesta etapa está preparada para análise quantitativa do tecido.