

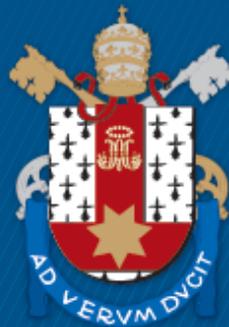
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
DOUTORADO EM PRÓTESE DENTÁRIA

DANILO RENATO SCHNEIDER

**RELAÇÃO ENTRE PROPORÇÃO DE OSSO CORTICAL E ANÁLISE DE TEXTURA
TRABECULAR EM TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS COM ESTABILIDADE E PERDA
ÓSSEA DE IMPLANTES CURTOS**

Porto Alegre
2018

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul

Danilo Renato Schneider

**RELAÇÃO ENTRE PROPORÇÃO DE OSSO CORTICAL E
ANÁLISE DE TEXTURA TRABECULAR EM TOMOGRAFIAS
COMPUTADORIZADAS COM ESTABILIDADE E PERDA ÓSSEA
DE IMPLANTES CURTOS**

Tese apresentada como requisito para obtenção do
grau de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação
em Odontologia da Faculdade de Odontologia da
Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

Orientadora: Profa. Dr. Rosemary Sadami Arai Shinkai

Porto Alegre, 2018

(ficha catalográfica)

*Dedico este trabalho aos meus familiares e amigos. Aos meus queridos pais **Danilo** e **Ivone**, que apesar de todas as dificuldades sempre se esforçaram em me educar e fazer tudo que estivesse ao alcance deles, para me ensinar o significado de moral, ética, caráter e honestidade. Aos meus irmãos, **Luciano** e **Maurício**, pela parceria de sempre. A **Nina**, minha esposa, um agradecimento especial, pela ajuda, paciência e companheirismo não apenas durante o mestrado e o doutorado, mas em vários momentos de extrema dificuldade que enfrentamos juntos. A generosidade e a grandeza de me incentivar na realização do sonho de estudar no exterior, mesmo sabendo que teria que segurar as pontas sozinha, durante meses, nunca será esquecida. Ao meu filho **Théo**, por ser no fundo, a maior motivação para todo meu esforço. Não poderia deixar de dedicar uma boa parte deste trabalho aos meus amigos. Aos meus amigos de dentro e de fora da Odontologia, aos meus parceiros da música e aos meus amigos do paraquedismo, ambos me ajudaram a superar os meus medos e entender minhas limitações, em especial, aos amigos-irmãos do **Paradocks Skydiving Team**.*

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dr. **Rosemary Sadami Arai Shinkai**, pela orientação, por dividir o conhecimento e pelas palavras de incentivo para todos os passos dados desde o início. Agradeço o apoio e a confiança. O ensinamento, apontando os caminhos de retidão e ética, me oportunizaram crescer pessoal e profissionalmente nestes anos de mestrado e doutorado. Muito obrigado pela oportunidade de integrar o seu grupo de pesquisa.

À Profa. Dr. **Reinhilde Jacobs**, pela excelente receptividade e oportunidade de aprendizado em um dos maiores centros de referência de pesquisa mundial. Foi uma realização fazer parte do OMFS-IMPACT Research Group, na KU Leuven, Bélgica. Suas palavras de motivação foram fundamentais.

Ao Dr. **Ruben Pauwels**, por me orientar e ajudar a entender as dificuldades de um universo paralelo à Odontologia, por acreditar nas ideias e defendê-las quando questionadas, sendo meu maior parceiro/mentor em Leuven.

Ao Dr. **Eduardo Aydos Villarinho**, colega e parceiro para toda hora. Não tenho palavras para agradecer as inúmeras vezes que me ajudou. Esteve presente em momentos fundamentais aqui e no exterior, participando de grandes conquistas ao meu lado. Abriu portas para retomar uma das atividades que mais gosto, dar aula.

Obrigado, meu amigo.

Aos Drs. **Diego Fernandes Triches, Fernando Rizzo Alonso e Luis André**

Mezzomo, por terem iniciado o projeto e me propiciado a sua continuidade. Em especial ao **Diego**, pela parceria, ponto de partida para o desenvolvimento das análises tomográficas.

Ao Prof. Dr. **Eduardo Rolim Teixeira**, que sempre acreditou em mim como parceiro no desenvolvimento de projetos em paralelo, desde a especialização em Implantodontia na ABO-RS.

Aos Drs. **Ahmet Öskömür e Gustavo Frainer Barbosa**, parceiros durante anos, em momentos importantes durante o mestrado e apresentações em eventos científicos internacionais.

Ao Prof. Dr. **Rogério Belle de Oliveira**, um dos maiores incentivadores da minha decisão de fechar o consultório temporariamente e alçar vôo rumo ao período de doutorado sanduíche no exterior.

A todos os demais funcionários, professores e colegas do mestrado e doutorado na **PUCRS**, que não citarei para não esquecer ninguém. Em especial a **Camila Francine Maia**, que em um momento reflexivo sobre o meu futuro na profissão, sabendo da minha paixão pela minha especialidade e meu apreço pela ciência e docência, me incentivou a voltar a universidade e dar início a realização de uma aspiração adormecida, de quem sabe um dia, me tornar mestre e/ou doutor.

À **CAPES**, ao **CNPQ** e à **ITI** pelo suporte financeiro no mestrado e doutorado, na forma de financiamento das pesquisas e bolsas de estudo aqui e no exterior.

RESUMO

Os implantes dentais têm sido amplamente utilizados na reabilitação oral. Implantes curtos são uma alternativa válida em casos em que a quantidade óssea impede o uso de implantes mais longos, que exigiriam reconstrução óssea, tornando o tratamento mais invasivo, aumentando o risco de complicações biológicas, custo e duração do tratamento. Além da quantidade óssea, a qualidade do potencial sítio receptor é um importante fator a ser considerado. O presente estudo de coorte clínico-radiográfico prospectivo teve como objetivo avaliar, no manuscrito 1, a estabilidade de implantes curtos e a proporção de osso cortical, e no manuscrito 2, as características de textura do osso trabecular como fatores preditivos de perda óssea marginal em implantes curtos unitários em região posterior de maxila e mandíbula. **Metodologia:** Foram instalados 46 implantes Standard Plus Regular Neck SLActive® (Straumann Dental Implant System®, Waldenburg, Switzerland) de 6-mm de comprimento e 4.1-mm de diâmetro em 20 pacientes, que foram avaliados clínico-radiograficamente imediatamente após a instalação do implante, e 12, 24, 36, 48 meses após a prótese. Neste estudo foram avaliadas as tomografias computadorizadas pré-operatórias para a análise da qualidade óssea. No manuscrito 1, foram analisados a proporção de osso cortical, estabilidade primária e secundária como preditores de perda óssea marginal. No manuscrito 2, foram analisadas as características do osso trabecular através do método de análise de textura GLCM (*Gray Level Co-Occurrence Matrix*) como preditores de perda óssea. Modelos estatísticos multinível testaram o efeito dos fatores preditivos e do tempo na perda óssea marginal para os dois manuscritos, analisando três períodos de tempo: *baseline* - 12 meses (P1), 12 - 48 meses (P2) e *baseline* - 48 meses (P3). **Resultados:** No manuscrito 1, a proporção de osso cortical no plano coronal (PROPc) mostrou uma associação significativa com a perda óssea (MBL) ($P < 0.023$). Um aumento de 0.1 em PROPc estimou uma perda óssea menor em -0.11 mm para MBL (IC 95%: -0.21, -0.02) O tempo foi significativamente associado com MBL ($P < 0.001$). Uma perda óssea média foi estimada em 0.09 mm / ano (IC 95%: 0.05, 0.14). Para o modelo de estabilidade do implante, apenas o tempo teve um efeito significativo na MBL, estimando uma perda óssea média de 0.10 mm para um aumento de 12 meses ($P < 0.001$; IC 95%: 0.05, 0.15). No manuscrito 2, os atributos de textura do osso trabecular mostraram associação significativa com a MBL, dependendo do período de análise. ASM apresentou associação significativa com a MBL para P2 ($P = 0.0479$) e P3 ($P = 0.0497$), mas não para o primeiro ano de carga. *Correlation* ($P = 0.0152$) e *IDM* ($P = 0.0115$) mostraram associação para P1. *Entropy* apresentou associação com a MBL para todos os períodos de tempo analisados: P1 ($P = 0.0305$), P2 ($P = 0.0192$) and P3 ($P = 0.0099$). O modelo de regressão univariado mostrou que, para um aumento de 0.1 no ASM, uma menor perda óssea de 16.67 mm seria estimada para P2 (IC 95%: -33.36, 0.01) e 14.74 mm para P3 (IC 95%: 7.58, -29.62). Para um aumento de 0.1 em *Correlation*, uma maior perda óssea de 0.9 mm foi estimada para P1 (IC 95%: 0.17, 1.61). Para um aumento de 0.1 em *Entropy*, maior perda óssea de 0.2 mm foi estimada para P1 (IC 95%: 0.02; 0.45), 0.3 mm para P2 (IC 95%: 0.04, 0.51). e 0.3 mm para P3 (IC 95%: 0.06, 0.47). Para um aumento de 0.1 no *IDM*, menor perda óssea de 4.79 mm foi estimada para P1 (95% CI: -8.50, -1.07) O tempo teve um efeito significativo na MBL, dependendo do período analisado. **Conclusões:** As características macro e microestruturais do tecido ósseo impactam na estabilidade dos níveis ósseos de implantes curtos unitários em região posterior ao longo do tempo. A proporção de osso cortical e o

tempo foram preditores de perda óssea marginal peri-implantar nesta amostra. Um aumento na proporção de osso cortical parece ser um fator de proteção para a perda óssea. A estabilidade primária e secundária não afetaram a perda óssea marginal de implantes. Parâmetros de análise de textura do osso trabecular foram preditores de perda óssea marginal de implantes curtos em região posterior de maxila e mandíbula.

Palavras-chave: Implantes curtos; Perda óssea marginal; Qualidade óssea; Proporção de osso cortical; Análise de textura.

ABSTRACT

Dental implants have been broadly used in oral rehabilitation. Short implants are a valid alternative in cases where bone quantity prevents the use of longer implants, which would require bone reconstruction, making the treatment more invasive, increasing the risk of biological complications, cost and duration of treatment. In addition to the bone quantity, the quality of the potential receptor site is an important factor to be considered. The present prospective clinical-radiographic cohort study aimed to evaluate, in manuscript 1, the stability of short implants and the proportion of cortical bone, and in manuscript 2, the texture characteristics of trabecular bone as predictive factors of marginal bone loss in single-stand short implants in the posterior region of maxilla and mandible. **Methods:** A total of 46 Standard Plus Regular Neck SLActive® (Straumann Dental Implant System®, Waldenburg, Switzerland) implants 6-mm long and 4.1-mm in diameter were installed in 20 patients, who were clinically and radiographically evaluated immediately after implant installation, and 12, 24, 36, 48 months after the prosthesis. In this study, preoperative computed tomography scans were evaluated for bone quality analysis. In manuscript 1, the proportion of cortical bone, primary and secondary stability were analyzed as predictors of marginal bone loss. In manuscript 2, the characteristics of trabecular bone were analyzed through the Gray Level Co-Occurrence Matrix (GLCM) analysis method as predictors of bone loss. The results of this study were based on the three periods of time: baseline - 12 months (P1), 12 - 48 months (P2) and baseline - 48 months (P3). **Results:** In manuscript 1, the proportion of cortical bone in the coronal plane (PROPc) showed a significant association with bone loss (MBL) ($P < 0.023$). An increase of 0.1 in PROPc estimated a lower bone loss at -0.11 mm for MBL (95% CI: -0.21, -0.02). Time was significantly associated with MBL ($P < 0.001$). A mean bone loss was estimated at 0.09 mm / year (95% CI: 0.05, 0.14). For the implant stability model, only time had a significant effect on MBL, estimating an average bone loss of 0.10 mm for a 12-month increase ($P < 0.001$, 95% CI: 0.05, 0.15). In manuscript 2, the trabecular bone texture features showed a significant association with MBL, depending on the period of analysis. *ASM* showed a significant association with MBL for P2 ($P = 0.0479$) and P3 ($P = 0.0497$), but not for the first year of loading. *Correlation* ($P = 0.0152$) and *IDM* ($P = 0.0115$) showed association for P1. *Entropy* presented association with MBL for all time periods analyzed: P1 ($P = 0.0305$), P2 ($P = 0.0192$) and P3 ($P = 0.0099$). The univariate regression model showed that, for an increase of 0.1 in *ASM*, a lower bone loss of 16.67 mm would be estimated for P2 (95% CI: -33.36, 0.01) and 14.74 mm for P3 (95% CI: 7.58, 29.62). For an increase of 0.1 in *Correlation*, a higher bone loss of 0.9 mm was estimated for P1 (95% CI: 0.17, 1.61). For an increase of 0.1 in *Entropy*, a higher bone loss of 0.2 mm was estimated for P1 (95% CI: 0.02, 0.45), 0.3 mm for P2 (95% CI: 0.04, 0.51). and 0.3 mm for P3 (95% CI: 0.06, 0.47). For an increase of 0.1 in the *IDM*, a lower bone loss of 4.79 mm was estimated for P1 (95% CI: -8.50, -1.07). Time had a significant effect on MBL, depending on the period analyzed. **Conclusions:** The macro and microstructural characteristics of the bone tissue impact on the stability of bone levels of single-stand short implants in the posterior region over time. The proportion of cortical bone and time were predictors of peri-implant marginal bone loss in this sample. An increase in the proportion of cortical bone appears to be a protective factor for bone loss. Primary and secondary stability did not affect marginal bone loss around implants. Trabecular bone texture features were predictors of marginal bone loss of short implants in the posterior region of the maxilla and mandible.

Keywords: Short implants; Marginal bone loss; Bone quality; Proportion of cortical bone; Texture analysis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO GERAL	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1 Estabilidade primária e secundária.....	14
2.2 Qualidade óssea em tomografias computadorizadas	19
2.2.1 Proporção de osso cortical	23
2.2.2 Análise de textura	24
2.3 Sucesso e perda óssea de implantes curtos	32
3 MANUSCRITO 1	36
4 MANUSCRITO 2	69
5 DISCUSSÃO GERAL	96
6 CONCLUSÕES GERAIS	111
REFERÊNCIAS GERAIS	112
ANEXOS.....	130

1 INTRODUÇÃO GERAL

A reabilitação da estética e da função mastigatória com o uso de implantes osseointegrados pode ser conseguida em diversas situações clínicas com segurança, dispondo de vários estudos longitudinais comprovando seu sucesso a longo prazo (Adell et al., 1981; Van Steenberghe et al., 1990; Buser et al., 1997; Romeo et al., 2002; Jemt T., 2018; Simion et al., 2018).

Entretanto, em situações desfavoráveis, com limitada quantidade óssea disponível e/ou baixa qualidade óssea, esta mesma previsibilidade foi questionada, especialmente em estudos com implantes de superfície lisa (Friberg B et al., 1991; Nevins M e Langer B, 1993; Jemt T e Lekholm U, 1995; Bahat O, 2000).

A utilização de implantes curtos em pacientes com moderada ou severa reabsorção óssea tem como principais vantagens clínicas a maior previsibilidade, menor complexidade, custo, morbidade e duração do tratamento (Renouard e Nisand, 2005). Mais recentemente, com o surgimento de implantes de novas formas e superfícies, têm sido reportados resultados semelhantes a implantes associados a procedimentos reconstrutivos (Nisand et al., 2015; Lemos et al., 2016; Toti et al., 2017; Bolle et al., 2018; Dias et al., 2018; Felice et al., 2018; Gastaldi et al., 2018; Scarano et al., 2018; Uehara et al., 2018).

Anitua e Orive (2010) avaliaram retrospectivamente 1287 implantes entre 6,5 e 8,5 mm e concluíram que a maioria das perdas de implantes curtos está associada a implantes instalados em osso tipo 4 acompanhados de baixa estabilidade primária.

Desta forma, assim como acontece com a avaliação da quantidade de osso

disponível para a instalação de implantes, seria interessante poder prever a qualidade óssea com a mesma acuidade anteriormente à cirurgia para um melhor planejamento cirúrgico e protético, devido aos maiores cuidados necessários ao se trabalhar com osso de baixa qualidade, ainda mais se associada a pouca quantidade óssea (Ganeles et al., 2008).

Esta mensuração da qualidade óssea de um potencial sítio receptor de um implante pré-cirurgicamente poderia ser realizada a partir dos mesmos exames tomográficos utilizados como rotina para avaliação quantitativa no planejamento deste tipo de procedimento, tomografias computadorizadas cone beam (CBCT) (Lee et al., 2007; Katsumata et al., 2009).

Apesar da possibilidade de avaliação da densidade óssea através dos níveis de cinza (*gray values*), esta abordagem não é a mais recomendada devido à grande variabilidade das medidas de intensidade em CBCT. Com a finalidade de reduzir esta inconsistência, vários métodos de correção têm sido propostos, resultando em níveis de cinza normalizados, com resultados ainda limitados (Pauwels et al., 2013).

Devido a própria natureza e limitações da tecnologia cone beam no que tange a inconsistência de *gray values*, ultimamente têm sido sugeridas abordagens estruturais na análise qualitativa do osso alveolar, independentes da variabilidade das medidas de intensidade das CBCT, dentre elas a proporção de osso cortical (Simons et al., 2015) e a análise de textura óssea (Merheb et al. 2015, Mundim et al., 2016).

Sendo assim, este estudo compreende a avaliação pré-operatória em tomografias computadorizadas através de diferentes metodologias, visando mensurar o impacto destas avaliações de qualidade óssea sobre parâmetros

clínicos trans e pós-operatórios no acompanhamento clínico e radiográfico de 48 meses de implantes dentários de 6-mm de comprimento restaurados com coroas protéticas metalocerâmicas individualizadas em regiões posteriores de maxila e mandíbula. A tese é composta por a revisão de literatura, descrição das novas metodologias de análise óssea em tomografias computadorizadas e por dois manuscritos. No manuscrito 1, o estudo avaliou a qualidade óssea através da proporção de osso cortical, estabilidade primária e secundária como fatores preditivos de perda óssea marginal. No manuscrito 2, a qualidade óssea foi aferida através de análise de textura do osso trabecular, avaliando-a como preditora para perda óssea marginal.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Estabilidade primária e secundária

A estabilidade do implante é dividida em estabilidade primária (no momento de sua instalação) e secundária (gradualmente alcançada com o tempo) (Sennerby e Meredith, 2008).

A estabilidade primária pode ser definida como a ausência de mobilidade clínica alcançada ao término da colocação de um implante, sendo considerada como um dos pré-requisitos para o sucesso da osseointegração (Lioubavina-Hack et al, 2006).

A estabilidade secundária é alcançada com o tempo como resultado da cicatrização óssea. O osso recém-formado substituirá parte do osso em contato e preencherá os vazios na zona de interface e crescer em irregularidades de superfície, o que resulta em embricamento e estabilização adicional do implante,

amadurecendo com o tempo, resultando em um aumento da densidade e rigidez do complexo osso-implante (Johansson e Albrektsson, 1987).

Os fatores que podem influenciar a estabilidade do implante são a qualidade e quantidade óssea (Makary et al., 2011; Marquezan et al., 2012; Javed et al., 2013; Trisi et al., 2015; Gómez-Polo et al., 2016; Waechter et al., 2017; Alonso et al., 2018; Merheb et al., 2018) espessura do osso cortical (Song et al., 2009; Merheb et al., 2010; Waechter et al., 2017); a técnica cirúrgica (Javed et al., 2013; García-Moreno et al., 2018); a habilidade do cirurgião (Carmo Filho et al., 2018); e as micro e macrocaracterísticas do implante como a sua geometria, comprimento, diâmetro e tratamento de superfície (Javed et al., 2013; Trisi et al., 2015; Gómez-Polo et al., 2016; Merheb et al., 2018).

Os métodos de medição de estabilidade de implantes mais utilizados são a capacidade de amortecimento (Periotest®), análise de frequência de ressonância (Osstell®) e o torque de inserção, sendo este último o de maior aplicabilidade clínica, porém limitado a aferição da estabilidade primária no transoperatório (Cooper, 2010; Degidi et al., 2010, Oh e Kim, 2012).

O torque de inserção (IT, *insertion torque*, em inglês), expresso em Newtons por centímetro (Ncm), é medido no momento da colocação do implante através de dispositivos eletrônicos ou manuais, e representa a quantidade de força por área obtida no travamento do implante, sendo uma função do atrito na interface osso-implante e da compressão aplicada ao tecido ósseo, estando assim relacionado ao contato entre implante e osso, bem como a suas características (Molly, 2006; Walker et al., 2011).

Implantes com baixo torque de inserção estão mais relacionados com falhas de osseointegração, da mesma forma que os implantes com torque de

inserção mais altos são relacionados com sucesso na osseointegração. Quanto maior o torque de inserção, maior a resistência do conjunto osso-implante à micromovimentação, especialmente quando os protocolos de carga imediata ou precoce estiverem sendo aplicados (Trisi e Rao, 1999; Ottoni et al., 2005; Trisi et al., 2009; Degidi et al., 2010; Walker et al., 2011).

Entretanto, estudos mais recentes têm demonstrado que mesmo implantes com baixo torque de inserção possibilitam alcançar a mesma estabilidade secundária e as mesmas taxas de sobrevivência de implantes inseridos com valores mais altos (Levin, 2016; Norton, 2017).

A medição do torque de inserção é o método mais utilizado para verificação da estabilidade primária, por ser prático e fácil de obtê-lo, além de não requerer nenhum investimento ou treinamento específico, nem equipamento adicional, além daqueles utilizados para a instalação do implante (Degidi et al., 2010).

O Osstell® é um aparelho que mede a rigidez do conjunto osso-implante e a sua capacidade de resistir às forças de flexão através da análise de frequência de ressonância (RFA), analisando a frequência da oscilação do implante dentro do osso (Meredith et al., 1996).

Quanto mais rígido for o conjunto osso e implante, maior será a frequência de oscilação do transdutor. Este aparelho pode ser utilizado tanto para verificar a estabilidade primária quanto a estabilidade secundária ao longo do tempo (Herrero-Climent et al., 2012).

Este dispositivo utiliza atualmente um sistema sem fios para a análise da frequência de ressonância (num intervalo de 1.100 a 10.000Hz) onde um transdutor em forma de munhão, ou *peg* (SmartPeg, Integration Diagnostics AB),

é fixado ao implante ou ao pilar com o auxílio de um montador específico, sendo que 4 a 5 Ncm de torque é suficiente para tanto. Cada tipo de implante ou pilar possui um SmartPeg específico (Alsaadi et al., 2007). O SmartPeg, que possui um ímã interno, é excitado por ondas eletromagnéticas quando da aproximação de uma sonda que excita este conjunto sem tocá-lo e registra a quantidade de vibração. Esta vibração é transformada pelo aparelho de hertz (Hz) em uma unidade de medida chamada de quociente de estabilidade do implante (ISQ, em inglês *Implant Stability Quocient*), e varia de 1 a 100 (Lachmann et al., 2006a; Lachmann et al. 2006b; Sennerby e Meredith, 2008). Esta transformação dos dados na escala de ISQ foi idealizada para facilitar a compreensão do resultado da medição por parte do observador (Meredith et al., 1996).

Ainda não há parâmetros absolutos para estabelecer quando um implante está estável e quando está com risco aumentado de perda a partir da análise do ISQ. Em um estudo realizado por Rodrigo et al. (2010), nenhum dos implantes com estabilidade primária acima de 60 ISQ foi perdido, enquanto que 19% dos implantes com estabilidade inicial menor que 60 ISQ foram perdidos. Como referência, um torque de inserção acima de 32 Ncm e/ou ISQ acima de 60 no momento da colocação do implante é considerado uma indicação de estabilidade suficiente para um resultado bem-sucedido, enquanto os implantes com torque de inserção e ISQ mais baixos parecem mais propensas ao fracasso, especialmente em protocolos de carga precoce ou imediata (Albrektsson et al., 2017). Portanto, há indícios que baixos valores de ISQ estejam ligados com perda da estabilidade dos implantes após a sua instalação e sua possível falência.

O Osstell vem sendo freqüentemente utilizado para avaliação da estabilidade primária e também da estabilidade secundária dos implantes longitudinalmente

em inúmeros estudos (Sennerby e Meredith, 2008; Rodrigo et al., 2010; Rossi et al., 2010; Oh e Kim, 2012; Trisi et al., 2015; Van Eekeren et al., 2015; Gültekin et al., 2016; Levin, 2016; Malchiodi et al., 2016; Albrektsson et al., 2017; Grognard et al., 2017; Norton, 2017; Waechter et al., 2017; Alonso et al., 2018; Carmo Filho et al., 2018; García-Moreno et al., 2018; Hadzik et al., 2018; Merheb et al., 2018).

Inicialmente, o Periotest® (Gulden-Medizintechnik, Bensheiman der Bergstrabe, Germany) foi desenvolvido para medir a mobilidade dental (Lukas e Schulte, 1990). Entretanto, nos últimos anos, este equipamento tem sido mais utilizado para avaliar a estabilidade primária e/ou secundária de implantes dentários (Olivé e Aparício, 1990; Alsaadi et al., 2007; Zix et al., 2008; Cehreli et al., 2009; Oh e Kim, 2012; Grognard et al., 2017; Merheb et al., 2018). O Periotest® é um aparelho que mede a capacidade de amortecimento do implante através da desaceleração que o martetele do dispositivo de medição sofre ao bater contra o implante, componente protético ou coroa fixada no implante. Esta desaceleração é convertida em um Valor de Periotest (PTV), que varia de -8 a 50 (Olivé e Aparício, 1990; Atsumi et al., 2007).

Apesar da utilização do Periotest ser prática e fácil, a técnica para a medição é sensível ao operador. Isto porque a medição da estabilidade do implante ou do dente deve ser realizada com a sonda, ou peça de mão, nivelada em um ângulo reto com o objeto a ser testado, e seu contato com o mesmo deve ser o mais perto possível da crista óssea (Cranin et al., 1998; Aparicio et al., 2006; Atsumi et al., 2007).

Segundo o fabricante do Periotest®, o PTV pode ser escalonado em -8 a 0 como implante osseointegrado ou com boa estabilidade; 1 a 9 implante que ainda não deve receber carga; e 10 a 50 como perda da osseointegração ou

estabilidade insuficiente (Periotest Procedure).

Porém, Olivé e Aparicio (1990) indicam que implantes osseointegrados podem variar de -5 a 5 em PTV. Já Noguero et al. (2006) verificaram que implantes com estabilidade inicial acima de -2 PTV possuíam risco aumentado de falha inicial.

Alguns fatores podem ser controlados ou aprimorados pelo cirurgião-dentista para alcançar a melhor estabilidade primária possível, como é o caso das características do implante, a técnica cirúrgica, a habilidade e o treinamento do profissional. Contudo, a qualidade óssea varia de paciente para paciente, intra-paciente e até mesmo intra-arcada, uma vez que esta característica depende da espessura da cortical óssea, da quantidade de osso trabecular e do grau de mineralização do tecido ósseo na área de interesse para a colocação de implante (Valiyaparambil et al., 2012).

Estudos têm mostrado associação positiva entre a densidade óssea obtida em tomografias computadorizadas e a estabilidade primária (Marquezan et al., 2012; Trisi et al., 2015; Gómez-Polo et al., 2016; Waechter et al., 2017; Alonso et al., 2018; Merheb et al., 2018), o volume ósseo e a estabilidade primária dos implantes (Makary et al., 2011) e a espessura da cortical óssea e a estabilidade primária (Song et al., 2009; Merheb et al., 2010; Waechter et al., 2017). Sendo assim, saber qual é e como classificar a qualidade óssea de uma área onde será colocado um implante seria um dado importante para o planejamento e condução da reabilitação, ainda mais quando implantes curtos forem considerados.

2.2 Qualidade óssea em tomografias computadorizadas

O termo qualidade óssea é amplamente utilizado na odontologia,

principalmente na implantodontia, para avaliação do tecido ósseo da maxila e da mandíbula envolvendo três aspectos principais: qualidade estrutural do osso, referente à quantidade de osso cortical e o padrão do osso trabecular; densidade óssea, no que tange à quantidade de mineralização do osso e quantidade de osso por área; e quantidade óssea, no que diz respeito ao volume do osso disponível (Ribeiro-Rotta et al., 2007; Ribeiro-Rotta et al., 2011).

A classificação de referência para categorizar o tecido ósseo em relação a qualidade foi publicada por Lekholm e Zarb, em 1985, idealizada com base em radiografias pré-operatórias e na sensação tátil durante a perfuração no local do implante, considerando-se que o tecido do osso trabecular varia na estrutura e que a camada compacta circundante varia em espessura (Ribeiro-Rotta et al., 2011). Nela, o tecido ósseo foi avaliado e classificado, em relação a qualidade óssea, como osso tipo 1 quando a cortical compreendia praticamente toda a área óssea e havia pouquíssimo osso trabecular; osso tipo 2 quando havia cortical óssea espessa e trabeculado denso; osso tipo 3 quando havia cortical fina e trabeculado denso; e osso tipo 4 quando havia cortical fina e trabeculado ósseo rarefeito.

Os métodos mais utilizados para se medir a qualidade óssea são a avaliação pré-operatória, através de recursos radiográficos ou tomográficos, e a avaliação subjetiva do cirurgião no transcorrer da cirurgia (Lekholm e Zarb, 1985; Misch, 1990; Lindh et al., 1996; Trisi e Rao, 1999; Ribeiro-Rotta et al., 2007; Trisi et al., 2009; Ribeiro-Rotta et al., 2011; Fuster-Torres et al., 2011; Valiyaparambil et al., 2012; Arisan et al., 2013).

Mesmo que o *gold standard* para avaliação da qualidade óssea tenha sido a biópsia da região durante anos (Aparicio et al., 2006), a microtomografia computadorizada (micro-CT) tem ganhado muito espaço devido as suas vantagens

sobre a primeira. Apesar de ambas não se mostrarem métodos viáveis para aplicação clínica de rotina, sendo mais utilizadas em pesquisas pré-clínicas, a micro-CT possibilita avaliar a estrutura óssea cortical e trabecular tridimensionalmente, qualitativa e quantitativamente, de forma não-destrutível. Como a espessura de uma trabécula é medida em micrômetros (μm), a micro-CT é rotineiramente utilizada para a avaliação do padrão trabecular e é considerada o método de referência na avaliação da morfologia óssea atualmente (Ibrahim et al., 2013).

Na clínica, as tomografias *cone beam* (CBCT) tem prevalecido em Odontologia, uma vez que proporciona uma melhor avaliação pré-operatória quando comparada as radiografias panorâmicas (Sahota et al., 2017). Além disso, apresenta inúmeras vantagens sobre as tomografias *multi slice* (MSCT): menor dose de radiação, custo reduzido, maior conforto para o paciente, aparelho mais simples e compacto, tornando mais fácil sua viabilização em clínicas radiológicas, conseqüentemente, mais conveniente para o paciente e para o profissional (Scarfe et al., 2006; Venkatesh e Elluru, 2017).

Por outro lado, na MSCT é possível a utilização das Unidades Hounsfield (HU) para avaliar a densidade óssea de uma região de interesse na imagem, sendo uma metodologia validada e amplamente utilizada (Turkyilmaz et al., 2007; Fuh et al., 2010; Arisan et al., 2013; Valiyaparambil et al., 2012; Merheb et al., 2018). Esta escala baseia-se em dois valores fixos, 0 HU para água e -1000 HU para o ar. Materiais ou tecidos que absorvem mais raios X, por exemplo o osso, tem assim um valor mais elevado.

O método de correlacionar a densidade óssea aos valores de HU em CBCT é possível, mas não é o ideal devido à maior dispersão de raios na CBCT do que na CT, gerando maior ruído e artefatos, piorando em torno de tecidos com valores de

HU reduzidos e afetando a detecção de baixo contraste. O sensor único da CBCT, de largura maior do que a linha de multi-sensores da CT, causa o que se chama de efeito de salto, uma distribuição angular não uniforme na intensidade de feixe de raios-x, fazendo as HU não terem nenhuma uniformidade na CBCT. Sendo assim, os valores de HU em CBCT não são aplicáveis (Hua et al., 2009; Nackaerts et al., 2011; Pauwels et al., 2015), mas mesmo assim são freqüentes na literatura (Song et al., 2009; Fuster-Torres et al., 2011; Sennerby et al., 2015; Bruno et al., 2018). Mah et al. (2010) demonstrou diferenças de até 1258 HU ao derivar Unidades Hounsfield de CBCT.

Apesar da possibilidade de avaliação da densidade óssea através dos níveis de cinza, *gray values* (GV), esta abordagem não é a mais recomendada devido à grande variabilidade das medidas de intensidade em CBCT, quando comparados diferentes *scanners*, protocolos de aquisição, regiões de interesse dentro do FOV (*field of view*), resolução (Nackaerts et al., 2011; Pauwels et al., 2013; England et al., 2017, Jacobs et al 2018b) e até mesmo diferentes aquisições em tempos diferentes (Spin-Neto et al., 2014). Com a finalidade de reduzir esta inconsistência, diversos métodos de correção têm sido propostos, resultando em níveis de cinza normalizados, ou calibrados dentro de uma nova escala, com resultados moderados devido a limitações técnicas da própria tecnologia cone beam, além de na maioria dos casos aplicáveis apenas aos dados e modelo CBCT utilizado no estudo (Chindasombatjaroen et al., 2011; Hohlweg-Majert et al., 2011; Liu et al., 2013; Pauwels et. al, 2015; Magill et al., 2018).

Apesar de Pauwels et al. (2015) relatarem correlação CT-CBCT ($R^2=0.7014-0.9996$) demonstraram variações de até 1562 GV ao avaliar materiais de densidades conhecidas em diferentes tomógrafos, mesmo após calibração.

Sem calibração, mesmo que utilizando apenas um tomógrafo *cone beam* e parâmetros fixos de aquisição, os valores de cinza têm baixa validade e não apresentam correlação com os parâmetros histomorfométricos ósseos medidos por micro-CT e análise histológica (Suttapreyasri et al., 2018).

Devido a estas limitações, ultimamente têm sido sugeridas abordagens estruturais na análise qualitativa do osso alveolar (Pauwels et al., 2013; Van Dessel et al., 2016; Pauwels et al., 2017; Jacobs et al., 2018a; Nicolielo et al., 2018), independentes da variabilidade das medidas de intensidade das CBCT, dentre elas a proporção de osso cortical (Simons et al. 2015) e a análise de textura óssea (Merheb et al. 2015, Mundim et al., 2016).

2.2.1 Proporção de osso cortical

A quantidade de osso cortical, normalmente medida através de sua espessura, em um potencial sítio receptor de implante é um dos fatores (juntamente com a densidade do osso trabecular) que determinam a qualidade do osso nas classificações mais utilizadas em Implantodontia (Lekholm e Zarb, 1985; Misch, 1990).

Não obstante, a distribuição de diferentes qualidades ósseas de acordo com a arcada (superior ou inferior) e regiões da arcada (anterior ou posterior) (Truhlar et al., 1997) são compatíveis com as variações na espessura do osso cortical apresentando diferenças significativas entre elas (Ko et al., 2017).

A espessura do osso cortical é um dos parâmetros analisados em vários estudos com o objetivo de avaliar a qualidade óssea, demonstrando associação com a estabilidade primária de implantes (Rozé et al., 2009; Song et al., 2009; Merheb et

al., 2010; Wada et al., 2015; Chatvaratthana et al., 2017; Waechter et al., 2017; Bruno et al., 2018; Merheb et al., 2018).

Além da espessura do osso cortical isoladamente, Chatvaratthana et al. (2017) e Waechter et al. (2017), avaliaram também a espessura do osso trabecular e demonstraram uma relação da proporção cortical/trabecular com a estabilidade primária.

Simons et al. (2015) em um estudo retrospectivo de 4 anos com 423 implantes em região posterior de mandíbula, demonstrou uma correlação entre a proporção de osso cortical e perda óssea marginal, em que implantes com menos de 30% de osso trabecular apresentaram aproximadamente o dobro (1.49, 1 ano - 1.83mm, 3-4 anos de carga) da perda dos implantes com mais de 60% de osso trabecular (0.74, 1 ano - 0.91mm, 3-4 anos de carga).

Sendo assim, a proporção de osso cortical poderia ser utilizada também como um potencial método preditivo da estabilidade e perda óssea de implantes curtos.

2.2.2 Análise de textura

Além da possibilidade de obtenção da densidade óssea através de *gray values*, que é uma média das medidas de intensidade dos pixels dentro de uma região de interesse, mas que não leva em consideração a posição espacial dentro do conjunto, a visão computacional utiliza métodos de análise de textura, extraíndo características texturais que além do valor de pixel considera a relação espacial interdependente entre os valores de pixels, correlacionando-os em relação à distância e orientação (Huang, 2013).

Existem três abordagens principais na descrição de texturas: espectral,

estrutural e estatística. Dentre as técnicas utilizadas para análise de texturas, a *abordagem estatística* utiliza um conjunto de medidas estatísticas locais para representar uma imagem texturizada. Na *abordagem estrutural*, as regiões da textura são consideradas como padrões bidimensionais compostos por primitivas que se relacionam. Na *abordagem baseada em modelos*, a textura pode ser considerada uma realização de um processo estocástico regido por determinados parâmetros, os quais são utilizados como características (Schwartz e Pedrini, 2005).

Quando uma imagem apresenta um padrão regular (macro textura) deveria ser usada uma abordagem estrutural, pois ela é baseada justamente na extração de um padrão de textura. Se a imagem não contém um padrão (micro textura), a abordagem de eleição é a abordagem estatística. Imagens tomográficas do osso trabecular, por exemplo, correspondem a esta segunda categoria (Reddy e Kumaravel, 2009).

Pode-se classificar a abordagem estatística em dois tipos mais usuais (Haralick, 1979). A estatística de *primeira ordem*, que leva em conta a distribuição dos níveis de cinza, fornecendo as probabilidades de ocorrência de um determinado nível de cinza nesta imagem, sem a preocupação com a localização espacial. Entre estas características podem ser citadas a *média* dos níveis de cinza e o *desvio padrão* (Irons e Petersen, 1981). A abordagem estatística de *segunda ordem*, por sua vez, considera o posicionamento espacial relativo de ocorrência entre os níveis de cinza de uma imagem (Huang, 2013).

A metodologia mais utilizada para classificação de imagens a partir de estatística de segunda ordem foi descrita por Haralick et al. (1973), compondo o

algoritmo chamado Matriz de Co-Ocorrência de Níveis de Cinza (*Gray Level Co-occurrence Matrix* – GLCM) definindo textura a partir de 14 medidas de uniformidade, densidade, aspereza, regularidade e intensidade.

A matriz de coocorrência dos níveis de cinza representa a distância e as relações espaciais angulares entre pares de pixel em uma sub-região de uma imagem com tamanho especificado. Cada elemento da GLCM é uma medida de probabilidade de ocorrência de valores de níveis de cinza separados por uma dada distância em determinada direção (Haralick, 1979).

Esta matriz quadrada contém uma tabulação da frequência relativa $P(i, j, d, \theta)$, considerando dois pixels vizinhos separados pela distância d na orientação θ , um pixel com tom de cinza i e o outro com tom de cinza j (Schwartz e Pedrini, 2005).

A distância (d) entre pixels pode afetar a acurácia, sendo que as $d = 1, 2, 4, 8$ são aceitáveis, com melhores resultados para $d = 1$ e 2 . Este resultado é justificado, já que normalmente a correlação com um pixel mais próximo é maior do que com um pixel mais distante. E também, quanto mais semelhante a distância em relação ao tamanho do elemento textural, melhor o resultado (Goswami, 2013).

Já a orientação (θ), leva em consideração as quatro direções de adjacência entre os pixels (horizontal, diagonal direita, vertical, diagonal esquerda ou $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$). As características de textura são calculadas pela média das quatro matrizes de co-ocorrência direcionais (Sebastian et al., 2012).

Baraldi e Pamiggiani (1995) examinaram os 14 atributos de textura propostos por Haralick et al. (1973) e concluíram que alguns deles foram mais

estatisticamente significantes:

1. Segundo momento angular (ASM)

$$asm = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \left[\frac{p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j} \right]^2$$

Também chamado de *Energia* ou *Uniformidade*, mede a uniformidade textural, como por exemplo, repetições de pares de pixels ou quando o padrão da imagem é homogêneo (somente pixels de nível de cinza semelhantes estão presentes). Altos valores de ASM ocorrem quando o padrão textural é bem organizado, quando a distribuição dos níveis de cinza for uma constante ou de uma forma periódica. Isto significa que o ASM é fortemente não-correlacionado com contraste e variância, podendo atingir seu máximo (próximo de 1) mesmo com valores máximos ou nenhum valor para contraste ou variância.

2. Contraste

$$con = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{(i - j)^2 \cdot p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j}$$

Também chamado de *Soma dos Quadrados da Variância* ou *Inércia*, mede a variação local dos níveis de cinza da matriz. Se os pixels vizinhos são muito similares em seus níveis de cinza, então o contraste é muito baixo. O contraste é zero para uma imagem constante (i e j iguais). A frequência espacial é a diferença entre os valores mais altos e os mais baixos em conjunto contíguo de pixels, especialmente quando o vetor de deslocamento é igual a 1. Isto implica que uma imagem de baixo contraste não necessariamente é caracterizada por uma estreita distribuição de níveis de cinza, ou seja, não necessariamente apresenta baixa

variância, mas uma imagem de baixo contraste certamente apresenta baixas frequências espaciais.

3. Entropia

$$ent = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j} \cdot \log \left[\frac{i \cdot j}{p(i, j, d, \theta)} \right]$$

É um parâmetro que mede o nível de desorganização de uma textura. Valores altos de entropia demonstram variabilidade e complexidade textural. Quando uma imagem é não-uniforme texturalmente, a entropia é muito grande. Por exemplo, em uma janela com valores completamente aleatórios de níveis de cinza (*white noise*), o histograma é uma função constante e a entropia atinge seu máximo. Logo, uma distribuição completamente aleatória na intensidade dos níveis de cinza no osso trabecular teria uma entropia muito alta, enquanto uma imagem com voxels de nível de cinza semelhantes teria um valor muito baixo de entropia. De um ponto de vista conceitual, a entropia é fortemente, mas inversamente, correlacionada ao ASM.

4. Momento inverso da diferença (IDM)

$$idm = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{p(i, j)}{1 + (i - j)^2}$$

Também chamado de *Homogeneidade*. Mede a uniformidade de entradas não-zero na matriz. Se a textura apresentar estruturas repetitivas, o IDM será alto. Para padrões com uma grande variação nos elementos texturais e nos arranjos espaciais, o IDM será baixo. Assume valores maiores para diferenças de tons de cinza menores entre pixels. É fácil supor assim, que o contraste e o IDM são

fortemente, mas inversamente, correlacionados. Resultados experimentais sugerem que o IDM possa estar mais correlacionado ao ASM do que ao contraste. Entretanto, de forma geral, o IDM não pode ser considerado altamente correlacionado ao ASM ou ao contraste, mas é dependente da combinação deles.

5. Correlação

$$cor = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{(i-j)^2 \cdot p(i,j,d,\theta)}{i \cdot j} - \mu_i \cdot \mu_j}{\sigma_i \cdot \sigma_j}$$

É expressa pelo coeficiente de correlação entre duas variáveis aleatórias (i e j), onde i representa os resultados possíveis em medição de níveis de cinza para o primeiro elemento do vetor de deslocamento, enquanto da mesma forma j é associado com resultados possíveis de níveis de cinza do segundo elemento do vetor de deslocamento, demonstrando a previsibilidade das relações entre pixels. A correlação é uma medida das dependências lineares do nível de cinza na imagem, em particular, na direção do vetor de deslocamento. Valores altos de correlação (próximo de 1) implicam em uma relação linear entre os níveis de cinza entre os pares de pixel. Assim, este parâmetro de textura não é correlacionado com Energia ou Entropia, ou seja, a repetições de pares de pixels. A correlação atinge seu máximo, independente da ocorrência de pares de pixels, podendo ser medida tanto em situações de ASM alto ou baixo. Também não está correlacionada com Contraste, pois a alta previsibilidade do nível de cinza de um pixel com o segundo em um par de pixels, é completamente independente do contraste. Como um caso limitante de dependência linear, uma área completamente homogênea pode ser considerada como tendo correlação igual a 1.

O método de análise de textura permite a extração de atributos similares em diversas imagens que levam a formação de um grupo. A partir da formação de vários grupos é possível gerar um classificador que faça a distinção automática entre os mesmos (Souza et al., 2013; Mundim et al., 2016).

É descrita uma extensa aplicação além das ciências biológicas, como na indústria, área militar, geologia, sensoriamento remoto, controle de qualidade de alimentos, reconhecimento de face ou impressões digitais, pavimentação, tráfego, segurança, entre muitas outras (Gonzalez e Woods, 2002).

Na medicina, esta modalidade de visão computacional é utilizada em diversas modalidades de exames de imagem, como radiografia, ecografia, mamografia, ultrassom, ressonância magnética e tomografia computadorizada, auxiliando o diagnóstico de detecção de fraturas (Chai et al., 2010), envelhecimento da pele (Gao et al., 2013), tendinopatias (Ríoz-Díaz et al., 2009), detecção e diferenciação de tumores de mama (Abdel-Nasser et al., 2016), classificação de tumores cerebrais (Zulpe e Pawar, 2012), tumores pulmonares (Han et al., 2015), avaliação de graus de fibrose e tumores hepáticos (Bahl et al., 2012), aplicada no estudo da osteoporose (Lespessailles et al., 2007, Huang, 2013; Saphthagirivasan et al., 2013; Areeckal et al., 2018), e na verificação da similaridade entre seqüências de DNA (Chen et al., 2018).

Já na Odontologia, tem seu uso descrito no reconhecimento de dentes em radiografias periapicais (Tangel et al., 2013) e radiografias periapicais e *bitewings* (Rad et al. 2013); identificação humana em radiografias periapicais, *bitewings* e panorâmicas (Patel et al., 2012), análise do osso trabecular (Sakoda et al., 2004), classificação de tumores bucais (Anuradha e

Sankaranarayanan, 2013) e diferenciação de cistos e tumores (Nurtanio et al., 2013) em radiografias panorâmicas; caracterização de tumores envolvendo mucosa oral (Raja et al., 2012) em tomografias computadorizadas *multislice* e diagnóstico diferencial de lesões periapicais em tomografias computadorizadas *cone beam* (Flores et al. 2009).

Mu et al. (2013) avaliou o osso trabecular peri-implantar utilizando análise fractal, outro método de análise de textura, em radiografias periapicais, enquanto Zeytinoglu et al. (2015) realizou um estudo semelhante em radiografias panorâmicas. Suer et al. (2016) demonstrou correlação entre o mesmo método com torque de inserção e análise por frequência de ressonância também em radiografias panorâmicas.

Mundim et al. (2016) também relatou correlação entre a análise de textura (GLCM) com medidas de estabilidade primária, torque de inserção e análise por frequência de ressonância utilizando radiografias periapicais.

Em CBCT, González-Martín et al. (2012), através de análise fractal avaliaram o efeito da subfresagem na porção apical de implantes com alto torque de inserção.

Nas MSCT, Reddy et al. (2010a), encontraram uma correlação significativa de parâmetros de textura do osso medular com Unidades Hounsfield (HU) em imagens de 52 implantes instalados em 29 pacientes, incluindo casos unitários, parciais e totais. Avaliando qualidade óssea do osso trabecular em imagens de 50 pacientes candidatos a implantes através de um método de análise de textura de multiresolução, em mais um estudo com MSCT, utilizando as HU como parâmetro de comparação, Reddy e Kumaravel (2010b) obtiveram uma taxa de sucesso de classificação óssea de 95,2%.

Em outro estudo, no qual foram instalados implantes em regiões de incisivos, caninos e pré-molares em 65 pacientes por um único cirurgião, que fez a avaliação da qualidade óssea baseado nos critérios de Lekholm e Zarb, foi conseguido um índice de concordância na classificação óssea de 97,69% utilizando um método de análise de textura baseada em transformada *contourlet* (Reddy e Kumaravel, 2011).

Irie et al. (2018) sugere o uso adicional da análise de textura na avaliação do osso para aplicação em Odontologia em micro-CT.

Merheb et al. (2015) em um estudo retrospectivo de cinco anos após a instalação de implantes, consideraram a análise de textura óssea em radiografias panorâmicas significativa na predição de falha de implantes e perda óssea marginal em 460 pacientes.

A normalização dos valores de intensidade de pixel é recomendada para modalidades de imagem que não correspondem a quantidades físicas absolutas, como, por exemplo, as CBCT, proporcionando comparações ideais entre os diferentes métodos de aquisição de dados e características de textura (Depeursinge et al., 2018).

2.3 Sucesso e perda óssea de implantes curtos

A sobrevivência clínica de implantes a longo prazo tem sido extensivamente reportada (Blanes et al., 2007; Simonis et al., 2010; Moraschini et al., 2015; Balshi et al., 2015; Simion et al., 2018). Mesmo que os implantes apresentem altas taxas de sobrevivência, complicações ao longo do tempo podem levar a perda óssea marginal, aumentando o risco e posteriormente ocasionar a falha do implante (Lovatto et al., 2018).

Muitos critérios de sucesso para implantes osseointegrados têm sido utilizados e em sua grande maioria a quantificação da perda óssea perimplantar está presente. Albrektsson et al. (1986) considera como um dos critérios de sucesso uma perda óssea vertical inferior a 0,2mm por ano após o primeiro em função. Iacono e Cochran (2007) estipula que o implante deva apresentar menos de 50% de perda óssea. Em uma revisão sistemática, Papaspyridakos et al. (2012) verificou que uma perda óssea marginal de até 1.5 mm durante o primeiro em função é aceita como critério de sucesso em um grande número de estudos, sendo que todos os 25 estudos incluídos na revisão consideraram o nível ósseo como critério de sucesso.

Diversas metodologias de medição da perda óssea ao redor de implantes utilizando radiografias periapicais estão descritas na literatura, com diferenças importantes entre elas em relação a padronização e pontos de referência (Blanes et al., 2007; Rossi et al., 2010; Draenert et al., 2012; Lai et al., 2013).

As radiografias periapicais são corriqueiramente utilizadas na avaliação dos níveis ósseos em Implantodontia há 50 anos, apesar de todas as limitações técnicas associadas a este método: repetibilidade por um ou mais operadores, resolução óptica, medições dos níveis ósseos restritas as áreas interproximais, efeito da espessura do rebordo ósseo, a necessidade de paralelismo absoluto entre o implante e filme, além da angulação vertical e horizontal do raio-x (Sewerin et al., 1990; Jacobs e Esposito, 2016).

Um estudo recente de Casseta et al. (2018) comparando o nível ósseo marginal em medições abertas transoperatórias e radiografias intraorais mostrou diferenças de $0,50 \pm 1,55\text{mm}$, com os exames radiográficos superestimando os níveis transoperatórios.

Entretanto, a possibilidade de medição dos níveis ósseos através de exames

tridimensionais, como as tomografias *cone beam*, são discutíveis do ponto de vista técnico e ético. Uma das vantagens no *follow-up* de implantes com exames tridimensionais seria a avaliação volumétrica, porém na presença do titânio ou outros materiais mais densos, como a zircônia, ocorrem diversos tipos de artefatos (*blooming*, aumentando em até 1/4 o diâmetro do implante, *black bands* e *streak artefacts*), especialmente prejudiciais em regiões de osso mais fino, como a porção vestibular. Apenas um número reduzido de tomógrafos e protocolos tem a capacidade de contornar estas limitações, e mesmo assim, específico ao paciente e/ou região (Jacobs e Esposito, 2016).

As altas taxas de insucesso dos implantes curtos de superfície lisa desencorajavam a sua utilização como procedimento de rotina (van Steenberghe et al., 1990; Friberg et al., 1991; Feldman et al., 2004). Mais recentemente, excelentes índices de sobrevivência de implantes com comprimento reduzido têm sido reportados, demonstrando que o sucesso clínico não está relacionado simplesmente a suas dimensões (Deporter et al., 2000; Fugazzotto et al., 2004; Gentile et al., 2005; Renouard e Nisand, 2005; Misch et al., 2006; Anitua e Orive, 2010; Annibali et al., 2012; Srinivasan et al., 2014; Mezzomo et al., 2014; Tolentino da Rosa de Souza et al., 2018).

A perda óssea de implantes curtos é comparável à de implantes convencionais (Monje et al., 2014; Lee et al., 2014; Tolentino da Rosa de Souza et al., 2018) ainda que esta devesse ser preferencialmente comparada a implantes associados a procedimentos reconstrutivos, com inúmeros resultados semelhantes ou até melhores para os implantes de comprimento reduzido, quando comparado com implantes mais longos instalados em osso reconstruído (Nisand et al., 2015; Lemos et al., 2016; Toti et al., 2017; Bolle et al., 2018; Dias et al., 2018; Felice et al., 2018;

Gastaldi et al., 2018; Nielsen et al., 2018; Palacios et al., 2018; Scarano et al., 2018; Uehara et al., 2018).

3 MANUSCRITO 1

(Original research article)

Cortical proportion and implant stability as predictors of marginal bone loss around short single-standing implants: a cohort prospective study of 4 years after loading

Danilo R. Schneider ¹

Eduardo A. Villarinho ¹

Diego F. Triches ¹

Fernando R. Alonso ¹

Luis A. M. Mezzomo ²

Alvaro Vigo ³

Eduardo R. Teixeira ¹

Rosemary S. A. Shinkai ¹

Authors' affiliations:

¹ Postgraduate Program in Dentistry, Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

² Postgraduate Program in Dentistry, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil

³ Institute of Mathematics and Statistics, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

Running title: Predictors of bone loss in short implants

Keywords: Bone quality, marginal bone loss, cortical bone proportion, implant stability, cone beam computed tomography

Corresponding author:

Rosemary S. A. Shinkai <http://orcid.org/0000-0002-4107-5661>

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul

Avenida Ipiranga, 6681- Prédio 6. CEP: 90619-900. Porto Alegre, RS, Brazil

Tel.: +55 51 3320-3538

E-mail: rshinkai@pucrs.br

Conflict of interest statement: The authors declare no conflict of interest in the present study.

ABSTRACT

Objectives: To assess cortical bone proportion, primary stability and secondary stability measures as predictive factors for marginal bone loss (MBL) in posterior, single-standing short implants after up to 4-year loading.

Material and Methods: A cohort sample consisted of 46 tissue-level, 6 mm-long implants placed in the posterior region in 20 patients, and restored with single crowns. Proportion of cortical bone was calculated by the cortical/cancellous ratio of surface area in coronal, axial, and sagittal views of preoperative CT scans. Primary and secondary stability measures were recorded by resonance frequency analysis, dumping capacity, and insertion torque (primary only). Standardized digital periapical radiographs were taken at prosthesis installation and 12-, 24-, 36-, and 48-month follow-up for marginal bone level measurement. Multilevel GEE models tested the effect of the predictive factors and time on MBL.

Results: Cortical bone proportion in coronal view (PROP_c) showed a significant association with MBL ($P < 0.023$). An increase by 0.1 in PROP_c estimated a -0.11 mm lower bone loss for MBL (95% CI: -0.21, -0.02). Time was significantly associated with MBL ($P < 0.001$): A mean bone loss was estimated in 0.09 mm/year (95% CI: 0.05, 0.14). For the implant stability model only time had a significant effect on MBL, estimating a mean bone loss of 0.10 mm for a 12-month increase ($P < 0.001$; 95% CI: 0.05, 0.15).

Conclusions: Within the study limitations, increased coronal cortical bone proportion seems to be a protective factor for MBL in this sample of short implants. Bone loss was not influenced by implant stability measures.

Keywords: Bone quality, marginal bone loss, cortical bone proportion, implant stability, cone beam computed tomography

1 INTRODUCTION

Success criteria in implant dentistry suggest that the peri-implant features and health are key factors for the longevity of the oral rehabilitation (Zarb & Albrektsson, 1998; Academy of Osseointegration, 2010; Berglundh et al., 2018). Areas of poor bone quality have shown lower primary stability and higher implant failure rates (Jaffin & Berman, 1991; Sennerby & Meredith, 2008). Conversely, sites with very dense bone have reduced vascular supply associated with bone loss (Marenzana & Arnett, 2013), and are more susceptible to surgical overheating, which may lead to deep infrabony pockets (Trisi, Berardini, Falco, Vulpiani, & Masciotra, 2014). Primary stability seems to mechanically favor the implant osseointegration and stability over time (secondary stability) (Javed, Ahmed, Crespi, & Romanos, 2013; Stacchi, Vercellotti, Torelli, Furlan, & Di Lenarda, 2013; Socchero, Tola, Cecchinato, Becktor, & Coelho, 2016). While primary stability depends on surgical technique, implant- (micro and macro design) and patient-related (bone quantity and quality) factors (Javed, et al., 2013; Stacchi, et al., 2013; Socchero, et al., 2016; dos Santos, Elias, & Cavalcante Lima, 2009), secondary stability is influenced by primary stability, bone remodeling, and implant surface (Javed, et al., 2013).

Primary stability is measured during implant surgery, mainly by rotation resistance, insertion torque, damping capacity, and resonance frequency analysis (Socchero, et al., 2016; dos Santos, et al., 2009; Degidi, Daprile, & Piatelli, 2010; Olivé & Aparicio, 1990; Morris, Ochi, Crum, Orestein, & Piezia, 2003; Lachmann, et al., 2006a; Aparicio, Lang, & Rangert, 2006). Insertion torque is widely used because it is an easy and convenient procedure at

implant installation using the surgical motor or a torque wrench (Socchero, et al., 2016; Degidi, et al., 2010). The method to record the damping characteristics of natural teeth has also been used to assess implant stability (Olivé & Aparicio, 1990; Morris, et al., 2003). An electronically controlled rod taps the implant surface at a constant speed: The more solid the implant, the higher the damping effect of the surrounding tissues. The damping capacity values range on a numerical scale from -8 to +50 (Olivé & Aparicio, 1990). Resonance frequency analysis (RFA) is another noninvasive method based on implant dynamic vibration, with subsequent measurement of vibratory oscillation as an implant stability quotient (ISQ) in a scale ranging from 1 to 100 (Cehreli, Karasoy, & Akca, Eckert, 2009; Andreotti, et al., 2017). Although early implant failure may be related to low primary stability (Ottoni, Oliveira, Mansini, & Cabral, 2005), excessive high torque during implant installation could lead to microcracks and compression necrosis in the peri-implant bone, influencing marginal bone loss (Bashutski, D'Silva, & Wang, 2009; Duyck, et al., 2015; Barone, et al., 2016). Therefore, primary implant stability could be related to changes in both osseointegration and peri-implant bone levels. On the other hand, late implant complications and failures may be influenced by several biological and mechanical factors, such as peri-implantitis and occlusal overload, and seems to be directly related to the capacity of the bone tissue to undergo continuous remodeling (Roberts, Simmons, Garetto, & De Castro, 1992; Simons, De Smit, Duyck, Coucke, & Quirynen, 2015).

The association of bone quality and peri-implant bone loss still has no conclusive evidence because of the lack of a gold standard for bone quality evaluation. The most clinically used bone type classification was proposed by

Lekholm and Zarb (Lekholm & Zarb, 1985), which is based on visual analysis of the cortical and cancellous bone in radiographs and intra-surgical tactile perception. For an objective pre-surgical assessment, bone mineral density, microarchitecture, and cortical and cancellous dimensions have been suggested as indicators of bone quality (Simons, et al., 2015; Molly, 2006; Ribeiro-Rotta, Lindh, & Rohlin, 2007; Pauwels, Jacobs, Singer, & Mupparapu, 2015). The proportion of cortical bone seems to be promising to assess bone quality using computed tomography scans (Simons, et al., 2015; Pauwels, et al., 2015). Although implants inserted into bone types I and II are expected to be more successful than those in type IV, where cortical bone proportion is low, no difference in marginal bone loss was found in relation to bone quality (Blanes, Bernard, Blanes, & Belser, 2007; Barewal, Stanford, & Weesner, 2012; Dias, Leles, Lindh, & Ribeiro-Rotta, 2016). Nevertheless, one recent retrospective study showed that higher cortical proportion was related to greater peri-implant bone loss, but the authors adverted that different results might be possible with other implant systems (Simons, et al., 2015).

This prospective study aimed at assessing cortical/cancellous proportion, primary and secondary implant stability as predictors of peri-implant bone loss around short implants in the posterior region up to 4 years of loading.

2 MATERIALS AND METHODS

This prospective cohort study evaluated single-standing, tissue-level, short implants placed in the posterior region of maxilla and mandible, with a

clinical-radiographic follow-up to 48 months.

2.1 Sample

The non-probabilistic sample consisted of 46 Standard Plus Regular Neck SLActive implants (Straumann Dental Implant System®, Waldenburg, Switzerland), 6 mm-long and 4.1-mm in diameter. The inclusion criteria were as follows: (1) adult patients requiring single implants in the posterior region of the mandible and/or maxilla; (2) clinical indication for 6-mm implants, respecting a 2-mm safety margin relative to the mandibular canal or maxillary sinus floor. The exclusion criteria were: (1) previous failure of osseointegration at the region of interest; (2) non-controlled type 2 diabetes; (3) immunosuppression; (4) head and neck radiotherapy; (5) active periodontal disease at the remaining dentition; (6) poor oral hygiene (Visible Plaque Index > 30%; Gingival Bleeding Index > 30%); (7) use of removable partial denture or complete dentures in the opposing arch. All participants signed an informed consent form.

The research protocol was approved by the Institutional Review Board (CEP 10/05074) and followed the Declaration of Helsinki (amendment 2009). The clinical methods were previously described by Villarinho et al. (2017) and this report followed the STROBE Statement.

2.2 Procedures

Data were collected at the following times:

-T0 (initial clinical appointment): anamnesis, physical examination, and CT evaluation for surgical planning.

-T1 (implant placement): placement of 6-mm long and 4.1-mm in diameter implants (*Standard Plus Regular Neck SLActive*, Straumann Dental Implant System[®], Waldenburg, Switzerland), measurement of primary stability.

-T2 (prosthesis installation – baseline for bone level measurement): prosthesis data, customized digital periapical radiography, measurement of secondary stability.

-T3, T4, T5, and T6 (follow-up at 12, 24, 36 and 48 months after prosthesis installation): clinical evaluation customized digital periapical radiography.

2.2.1 Surgical and Prosthetic Protocols

All the implants were placed using a non-submerged, one-stage surgical procedure as recommended by the manufacturer, under local anesthesia. A full thickness flap was raised after crestal incision, with vertical relaxing incisions whenever necessary. The recommended drilling sequence was followed (1.4-mm round bur, 2.3-mm round bur, 2.2-mm pilot drill, 2.8-mm pilot drill, and 3.5-mm twist drill) at 900 rpm, without using a profile drill or tap. The implant was installed with a contra angle at low speed (18 rpm) until the motor stopped, and manually seated to the proper position up to the boundary between the treated implant surface and the machined surface of the platform; the healing cap was then placed. After surgery, the patient was prescribed 500 mg of amoxicillin three times a day for 7 days and 100 mg nimesulide twice a day. The patient was instructed to avoid brushing at the surgical site and to use a chlorhexidine mouthwash 0.12% for 15 days. Sutures were removed 7 to 10 days after surgery.

After the conventional 90-day osseointegration period, an impression was taken to make a single metal-ceramic crown using the synOcta® abutment and castable cylinder (Straumann Dental Implant System®, Waldenburg, Switzerland). Screw-retained crowns were installed with 35 Ncm torque on the prosthetic abutment and with 15 Ncm on the prosthetic screw.

2.2.2 Computed Tomographic Image Analysis

CBCT scans of 17 implant sites in nine patients were acquired with two scanners: i-CAT CBCT (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) and Instrumentarium OP300 CBCT (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland). CT scans for 20 implants in nine patients were acquired with a multislice scanner Elscint CT Twin II (Elscint, Haifa, Israel).

ROI Delimitation

Using the ImageJ software (ImageJ version 1.47v for Mac, National Institutes of Health, MD, USA), a DICOM sequence for each implant region was imported, reconstructed, and converted into 8-bit. Straight reference lines were traced from the distal surface of the nearest tooth at bone level to the implant center in order to define the *region of interest* (ROI) locations. Two ROIs were manually traced by a single operator (with the agreement of a second one): ROI₁ corresponding to the alveolar bone, including cortical and cancellous bone; and ROI₂ comprising only the cancellous bone. This step was done in the coronal, axial, and sagittal planes, yielding six ROIs per site of implantation (Figure 1). All the straight reference lines and ROIs were

coded for patient, implant, orientation plane, and slice number, then saved for later use with the ROI manager tool in a standardized, systematic, and reproducible way.

Cortical / cancellous bone proportion

The cortical/cancellous bone proportion was computed from the surface area of the ROI₁ and ROI₂ ratio using the following equation:

$$Prop = (ROI_1 - ROI_2) / ROI_1$$

2.2.3 Marginal Bone Loss Evaluation

Digital periapical radiographs were obtained using the long cone parallel technique with radiographic holders (Rinn XCP[®], Dentisply, USA), which were customized with putty silicone (Zetalabor[®], Zhermack SpA, Italy) for each patient.³² The Krystal X Easy (Owandy[®], Paris, France) digital sensor and its respective software (Owandy Quick Vision[®], Paris, France) were used for image acquisition. A Gnatus Timex 70c (Gnatus[®], Brazil) x-ray device was used at 65 kVp and 7.5 mA with exposure times of 0.10 s (for premolars and mandibular molars) and 0.12 s (for maxillary molars). Radiographic images were obtained immediately after the prosthesis installation (baseline) and at 12, 24, 36, and 48 months after loading for routine clinical follow-up.

The marginal bone level in relation to the implant platform was measured using the ImageJ software with the following reference lines: (A) the implant long axis, (b) the implant platform line, (d) the most coronal level of bone-implant contact on the mesial surface, (c) the most coronal level of

bone-implant contact on the distal surface, with the marginal bone level as measured by a line parallel to "a", connecting "b" and "c", or "b" and "d" (Figure 2), according to the side to be measured (Dias, et al., 2016).

Marginal bone levels per implant were measured at the mesial and distal sides and averaged. Intra-examiner calibration and agreement were tested in duplicate measurements for each implant with a minimum interval of 15 days (intraclass correlation coefficient of 0.9).

2.2.4 Primary Stability Assessment

Insertion torque was recorded using a manual torque wrench (Straumann® AG, Basel, Switzerland) according to the reference values: <15 Ncm, between 15 and 35 Ncm, and >35 Ncm.

Damping capacity was measured as a Periotest value (PTV) (Periotest, Medizintechnik Gulden, Germany), with the device tip placed 2-mm perpendicular to the implant assembler as close as possible of the prosthetic platform.

After the assembler removal, RFA was assessed with the Osstell™ (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden) device and the specific smartpeg installed with a 4 Ncm torque. Two measures per implant were recorded in mesio-distal and bucco-lingual directions, and the mean implant stability quotient (ISQ) was computed.

2.2.5 Secondary Stability Assessment

Secondary stability was recorded at the abutment installation stage (T2). Before abutment installation, the smartpeg was screwed onto the implant for RFA measurements, and the mean ISQ value was computed for each implant. After abutment installation (35-Ncm torque) and crown placement (15-Ncm torque), the damping capacity measurement (PTV) was performed at the crown cervical region.

2.3 Statistical Analysis

Descriptive statistics were used to characterize the sample. Two conceptual models (anatomical, considering proportion of cortical bone and stability, considering primary and secondary stability measures) for predictors (Chuang, Cai, Douglass, Wei, Dodson, 2005) were used for analysis with the GENMOD procedure in SAS[®] Version 9.4. A multilevel model with repeated measures over time tested the effect/association of predictor factors (assessment methods for cortical/cancellous bone proportion and for primary and secondary implant stability) and time (the post-prostheses, baseline, and at 12, 24, 36 and 48 months after loading) on marginal bone loss, considering the hierarchical structure of implants in each patient. Two levels were considered, the patient and the implant, for the Generalized Estimating Equation (GEE) models, using the Wald test to evaluate the statistical significance at a level of 5%. Complementary analysis for time effect was done using orthogonal polynomial contrasts. A multilevel regression model with time as a quantitative variable was fitted in order to interpret the linear effect of time.

3 RESULTS

3.1 *Implant outcome and changes in marginal bone level*

A total of 46 implants (23 implants in maxilla, 16 in molar region, and 7 in premolar region; 23 implants in mandible, 18 in molar region, and 5 in premolar region) were installed in 20 patients (8 females and 12 males) with an average age of 52 ± 10 years old. The average follow-up time after prosthetic loading was 45 ± 9 months. During the follow-up period, contact with one patient was lost soon after the prosthesis was installed. No implant was lost before prosthetic loading. After prosthetic loading, 4 implants were lost (8.7%) in two patients, being two implants in the mandible (12 and 13 months after loading) and two implants in the maxilla (34 and 41 months after loading), which resulted in a survival rate of 91.3%.

Average peri-implant bone loss after loading was 0.2 ± 0.4 mm in the first year, 0.1 ± 0.2 mm in the second year, 0.1 ± 0.3 mm in the third year, and 0.2 ± 0.4 mm in the fourth year. The 4-year cumulative marginal bone loss after loading was 0.3 ± 0.5 mm.

3.2 *Cortical/cancellous bone proportion and primary and secondary stability*

Distribution of implants according to insertion torque range was 37.8% ($n=17$) for <15 Ncm, 35.5% ($n=16$) for 15-35 Ncm, and 26.7% ($n=12$) for >35 Ncm. We had one missing value for torque measurement. PTV values remained stable from implant placement (-0.75 ± 3.71 , T1) to 3 months later (-0.83 ± 2.49 , T2). ISQ values increased from T1 (67.64 ± 8.08) to T2 ($78.39 \pm$

4.87).

We were able to analyze 37-implant bone sites of 18 patients in pre-surgical CT scans, because some image exams were not available. Two patients had pre-surgical tomographic exams not in DICOM format. For ethical reasons, we could not request another CBCT exam and expose these patients to radiation to have a pre-surgical DICOM image file needed for the proportion analysis. The cortical bone proportion varied depending on the axis of CT assessment. The mean cortical bone proportion was 48.5 ± 15 for axial view, 59.7 ± 13 for coronal view, and 32.3 ± 12 for sagittal view. Table 1 shows the distribution of implants placed according to bone quality and CT view .

3.3 Prediction of marginal bone level changes

In the anatomical model with cortical/cancellous bone proportions, the non-significant interactions were excluded from the initial model. In the final model, associations with linear bone loss were significant for coronal cortical/cancellous proportion ($P < 0.0229$) and for time effect ($P < 0.0001$) (Table 2). By means of a multilevel regression model, it is estimated that for an increase of one unit in time (corresponding to 12 months, in this analysis), an average bone loss of approximately 0.09 mm (95% CI: 0.05; 0.13) is associated, adjusted by the cortical/cancellous proportion. For a 0.1 increase in the coronal cortical/cancellous proportion, lower bone loss of -0.11 mm (95% CI: -0.20; -0.01) is estimated (Table 3).

In the implant stability model with the primary and secondary stability

measurements, non-significant interactions were excluded from the initial model. In the final model, only the time effect was significantly associated with bone loss ($P < 0.001$) (Table 4). By means of a multilevel regression model, it is estimated that for an increase of one unit in time (12 months), an average bone loss of approximately 0.10 mm (95% CI: 0.05; 0.15) is associated, adjusted by the stability measurements (Table 5).

4 DISCUSSION

This study analyzed two distinct models with possible predictors of peri-implant marginal bone loss: one 'anatomical model' with cortical/cancellous bone proportions, and one 'stability model' with primary and secondary stability measures. In the anatomical model, it was estimated that for an increase of one unit in time (12 months) an average bone loss of 0.09 mm per year (95% CI: 0.05; 0.13) is associated, adjusted by the cortical/cancellous bone proportion. A 0.1 increase in the coronal cortical/cancellous proportion estimated a lower bone loss of 0.11 mm (95% CI: -0.20; -0.01). The amount of cortical bone at implant site may influence marginal bone loss because vascularization and bone metabolism are biologically related, and cortical bone vascularization is limited (Simons, et al., 2015). A retrospective study using panoramic radiographs showed that mandibular cortical width alone was not a significant predictor of linear peri-implant bone loss (Merheb, et al., 2015).

The literature presents no conclusive evidence on the relation between bone quality and tissue stability over time (Barewal, et al., 2012; Ganeles, et

al., 2008). In a 10-year study, Blanes et al. (2007) reported no association between bone type and marginal bone loss, but there was a trend of higher bone loss in implants installed in bone type I in comparison with those installed in bone type II. Strietzel, Nowak, K uchler & Friedman (2002) found greater tissue stability in implant sites with smaller cortical bone. More recently, Simons et al. (2015) reported that marginal bone loss increased with linear proportion of cortical bone, in particular for implants placed in sites with more than 55% of cortical bone.

Our model demonstrated that an increase in cortical proportion is related to a decreased risk for peri-implant marginal bone loss. One possible explanation for the different findings by Simons et al. (2015) may be the use of Branemark-type implants supporting single and partial prostheses and inserted at bone level, whereas the implants in our sample were inserted at the soft tissue level. The peri-implant bone response may be different because of the insertion bone level, as smaller vertical bone remodeling is seen in implants placed at soft tissue level, especially during the first year in function (Blanes, et al., 2007; Rossi, et al., 2016). Another important difference is the proportion assessment method. In the retrospective study by Simons et al. (2015) the linear width of cortical and cancellous bones was measured at 1, 3, 5, and 7 mm distances away from the crest of the alveolar bone and converted into relative proportions, for different implant sizes (3.3 to 5mm diameter and 7 to 15mm length). On the other hand, in the present study, the proportion assessment used the surface area of cortical/cancellous ratio, comprising the entire length of the implant (4.1 x 6mm) and surrounding bone in the ROI. This approach is simple and may be useful for future studies

with different implant dimensions and heterogeneous thickness of cortical bone, as the method provides measures of all ROI bone structures in relation to the future implant. Different portions along the implant could be more related to one bone structure and/or clinical parameters and may present distinct results if assessed separately or together (Pauwels, Sessirisombat, & Panmekiate, 2017).

All three CT orthogonal planes were firstly analyzed for cortical proportion, but only the coronal section was included in the final anatomical model. The axial proportion was measured exactly at half the implant length and represents a transversal and partial measurement of true implant ROI. The sagittal measurement considers the crestal ridge and cancellous bone within a thin CT slice. The coronal section shows the implant bone site as a whole considering the cortical and cancellous bone dimensions along the full implant length. Furthermore, the coronal section is the CT view most used and clinically relevant for implant planning. Therefore, coronal cortical bone proportion and time were the variables considered for the final anatomical model analysis.

The estimates of peri-implant bone loss per unit of time (12 months) adjusted by cortical/cancellous proportion or the implant stability are in agreement with success criteria in the literature (Jaffin & Berman, 1991; Sennerby & Meredith, 2008). We believe that tissue stability in our sample is partially due to the one-stage surgical technique and the implant-abutment connection (prosthesis) at gingival level, 1.8 mm from the bone tissue. These features promote a vertical separation from the gap, avoiding bone remodeling after the second surgical stage for the placement of a healing

abutment and future prosthesis (Blanes, et al., 2007; Rossi, et al., 2016).

In the present study, primary and secondary stability had no effect on marginal bone level change during the follow-up period. A possible relationship between secondary stability and peri-implant bone loss had not been studied yet. However, the relationship between insertion torque (primary stability) and marginal bone loss still is controversial in the literature. A recent systematic review (Berardini, Trisi, Sinjari, Rutjes, & Caputi, 2016) reported that high insertion torque does not increase the risk of marginal bone loss or implant failure. Clinical studies also showed no difference in bone loss with insertion torques ranging from 20 to 80 Ncm (Grandi, Guazzi, Samarani, & Grandi, 2013; Bigdoli, Soheilifar, Faradmal, & Soheilifar, 2015). On the other hand, a recent randomized clinical trial found that implants inserted with high torque (between 50 Ncm and 100 Ncm) had more marginal bone loss and greater recession of the buccal mucosa than implants inserted with regular torque (below 50 Ncm) (Barone, et al., 2016).

One limitation of the present study is the use of bi-dimensional ROIs in different orthogonal CT planes instead of volumetric measurements. However, it was possible to observe that the cortical bone proportions were different in each CBCT view. The bi-dimensional, linear assessment of peri-implant bone loss using intraoral radiographs implies that the buccal and lingual bones are superimposed when measuring peri-implant marginal bone loss at the mesial and distal sides. Further three-dimensional imaging analysis should provide comprehensive information on cortical bone proportion and volumetric bone loss. Although a larger cohort would not change the statistical results and interpretation, similar studies with a large sample size, other implant systems,

and longer follow-up would add greater external validity and confirm the present findings.

5 CONCLUSION

Within the study limitations, coronal cortical/cancellous bone proportion and time were predictors of peri-implant marginal bone loss in this sample. An increased cortical bone proportion seems to be a protective factor for bone loss. Primary and secondary stability did not affect marginal bone loss in single-standing, tissue-level 6 mm-long implants placed in the posterior region.

ACKNOWLEDGEMENTS

The clinical project received financial support from the Brazilian Ministry of Education/Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel (CAPES), the Brazilian Ministry of Science, Technology and Innovation/National Counsel of Technological and Scientific Development (CNPq), and the International Team for Implantology (ITI). Danilo Schneider received the First Place Award in the 2017 IADR IRG Young Investigator Prize for Student Research in the Clinical Sciences Division, in San Francisco, CA. The authors declare that there are no conflicts of interest.

REFERENCES

- Academy of Osseointegration. (2010). Guidelines of the Academy of Osseointegration for the provision of dental implants and associated patient care. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25, 620-627.
- Andreotti A.M., Goiato M.C., Nobrega A.S., da Silva E.V.F., Gennari Filho H., Pellizer E.P., dos Santos D.M. (2017). Relationship between implant stability measurements obtained by two different devices: A systematic review. *Journal of Periodontology*, 88, 281-288. doi: 10.1902/jop.2016.160436
- Aparício C., Lang N.P., Rangert B. (2006). Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clinical Oral Implants Research*, 17, 2-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01365.x
- Barewal R.M., Stanford C. & Weesner T.C. (2012). A randomized controlled clinical trial comparing the effects of three loading protocols on dental implant stability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27, 945–956.
- Barone A., Alfonsi F., Derchi G., Tonelli P., Toti P., Marchionni S., Covani U. (2016). The effect of insertion torque on the clinical outcome of single implants: A randomized clinical trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18, 588-600. doi: 10.1111/cid.12337
- Bashutski J.D., D'Silva N.J., Wang H.L. (2009). Implant compression necrosis: Current understanding and case report. *Journal of Periodontology*, 80, 700-704. doi: 10.1902/jop.2009.080581
- Berglundh, T., Armitage, G., Araujo, M.G., Avila-Ortiz, G., Blanco, J.,

- Camargo, P.M., Chen, S., Cochran, D., Derks, J., Figuero, E., Hämmerle, C.H.F., Heitz-Mayfield, L.J.A., Huynh-Ba, G., Iacono, V., Koo, K.T., Lambert, F., McCauley, L., Quirynen, M., Renvert, S., Salvi, G.E., Schwarz, F., Tarnow, D., Tomasi, C., Wang, H.L., Zitzmann, N. (2018). Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *Journal of Periodontology*, 89, S313-S318. doi: 10.1002/JPER.17-0739
- Berardini M., Trisi P., Sinjari B., Rutjes A.W.S., Caputi S. (2016). The effects of high insertion torque versus low insertion torque on marginal bone resorption and implant failure rates: A systematic review with meta-analyses. *Implant Dentistry*, 25, 1–9. doi: 10.1097/ID.0000000000000422
- Bidgoli M., Soheilifar S., Faradmal J., Soheilifar S. (2015). High insertion torque and peri-implant bone loss: Is there a relationship? *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 25, 209-13.
- Blanes R.J., Bernard J.P., Blanes Z.M., Belser U.C. (2007). A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clinical Oral Implants Research*, 18, 699-706. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01306.x
- Cehreli M.C., Karasoy D., Akca K., Eckert S.E. (2009). Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24, 1015-1032.
- Chuang S.K., Cai T., Douglass C.W., Wei L.J., Dodson T.B. (2005). Frailty approach for the analysis of clustered failure time observations in dental research. *Journal of Dental Research*, 84, 54-8. doi:

10.1177/154405910508400109

Degidi M., Daprile G., Piattelli A. (2010). Determination of primary stability: A comparison of the surgeon's perception and objective measurements.

International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 25, 558-561.

Dias D.R., Leles C.R., Lindh C., Ribeiro-Rotta R.F. (2016). Marginal bone level changes and implant stability after loading are not influenced by baseline microstructural bone characteristics: 1-year follow-up. *Clinical Oral Implants Research*, 27, 1212-1220. doi: 10.1111/clr.12728

Dos Santos M.V., Elias C.N., Cavalcante Lima J.H. (2009). The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 13, 215-223.

doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00202.x

Duyck J., Roesems R., Cardoso M.V., Ogawa T., De Villa Camargo G., Vandamme K. (2015). Effect of insertion torque on titanium implant osseointegration: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research*, 26, 191-196. doi: 10.1111/clr.12316

Ganeles J., Zollner A., Jackowski J., ten Bruggenkate C., Beagle J., Guerra F. (2008). Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year results from a prospective multicenter study. *Clinical Oral Implants Research*, 19, 1119–1128. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01626.x

Grandi T., Guazzi P., Samarani R., Grandi G. (2013). Clinical outcome and bone healing of implants placed with high insertion torque: 12-month results from a multicenter controlled cohort study. *International Journal of*

- Oral & Maxillofacial Surgery*, 42, 516-20. doi: 10.1016/j.ijom.2012.10.013
- Jaffin R.A., Berman C.L. (1991). The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of Periodontology*, 62, 2-4. doi: 10.1902/jop.1991.62.1.2
- Javed F., Ahmed H.B., Crespi R., Romanos G.E. (2013). Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interventional Medicine & Applied Science*, 5, 162-167. doi: 10.1556/IMAS.5.2013.4.3
- Lachmann S., Laval J.Y., Jäger B., Axmann D., Gomez-Roman G., Groten M., Weber H. (2006). Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. *Clinical Oral Implants Research*, 17, 80-84. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01174.x
- Lekholm U., Zarb G.A. (1985). Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (ed). *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co Ltd.
- Marenzana M., Arnett T.R. (2013). The key role of the blood supply to bone. *Bone Research*, 1, 203-215. doi: 10.4248/BR201303001
- Merheb J., Graham J., Coucke W., Roberts M., Quirynen M., Jacobs R., Devlin H. (2015). Prediction of implant loss and marginal bone loss by analysis of dental panoramic radiographs. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30, 372-7. doi: 10.11607/jomi.3604
- Molly L. (2006). Bone density and primary stability in implant therapy. *Clinical Oral Implants Research*, 17, 124-35. doi: 10.1111/j.1600-

0501.2006.01356.x

Morris H.E., Ochi S., Crum P., Orenstein I., Plezia R. (2003) Bone density: its influence on implant stability after uncovering. *Journal of Oral Implantology*, 29, 263-269. doi: 10.1563/1548-1336(2003)029<0263:BDIIOI>2.3.CO;2

Olivé J., Aparicio C. (1990). Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5, 390-400.

Otoni J.M., Oliveira Z.F., Mansini R., Cabral A.M. (2005). Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20, 769-776.

Pauwels R., Jacobs R., Singer S.R., Mupparapu M. (2015). CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofacial Radiology*, 44, 20140238. doi: 10.1259/dmfr.20140238

Pauwels R., Sessirisombat S., Panmekiate S. (2017). Mandibular bone structure analysis using cone beam computed tomography vs primary implant stability: an ex vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32, 1257-1265. doi: 10.11607/jomi.6210

Ribeiro-Rotta R.F., Lindh C. & Rohlin M. (2007). Efficacy of clinical methods to assess jawbone tissue prior to and during endosseous dental implant placement: a systematic literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22, 289-300.

Roberts W.E., Simmons K.E., Garetto L.P. & De Castro R.A. (1992). Bone physiology and metabolism in dental implantology: risk factors for osteoporosis and other metabolic bone diseases. *Implant Dentistry*, 1, 11–

21.

Rossi F., Botticelli D., Cesaretti G., De Santis E., Storelli S., Lang N.P. (2016).

Use of short implants (6 mm) in a single-tooth replacement: a 5-year follow-up prospective randomized controlled multicenter clinical study.

Clinical Oral Implants Research, 27, 458-64. doi: 10.1111/clr.12564

Sennerby L., Meredith N. (2008). Implant stability measurements using

resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*, 47, 51-66. doi: 10.1111/j.1600-

0757.2008.00267.x

Simons W-F., De Smit M., Duyck J., Coucke W., Quirynen M. (2015). The

proportion of cancellous bone as predictive factor for early marginal bone loss around implants in the posterior part of the mandible. *Clinical Oral*

Implants Research, 26, 1051-9. doi: 10.1111/clr.12398

Stacchi C., Vercellotti T., Torelli L., Furlan F., Di Lenarda R. (2013). Changes

in implants stability using different site preparation techniques: Twist drills versus piezosurgery. A single-blinded, randomized, controlled clinical trial.

Clinical Implant Dentistry and Related Research, 15, 188-197. doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00341.x

Stocchero M., Toia M., Cecchinato D., Becktor J., Coelho P. (2016).

Biomechanical, biologic, and clinical outcomes of undersized implant surgical preparation: a systematic review. *International Journal of Oral &*

Maxillofacial Implants, 31, 1247-1263. doi: 10.11607/jomi.5340

Strietzel F.P., Nowak M., Kuchler L., Friedmann A. (2002). Peri-implant

alveolar bone loss with respect to bone quality after use of the osteotome technique: results of a retrospective study. *Clinical Oral Implants*

Research, 13, 508–513.

Trisi P., Berardini M., Falco A., Vulpiani M.P., Masciotra L. (2014). Effect of 50 to 60°C heating on osseointegration of dental implants in dense bone: An in vivo histological study. *Implant Dentistry*, 23, 516-521. doi: 10.1097/ID.0000000000000162

Villarinho E.A., Triches D.F., Alonso F.R., Mezzomo L.A.M., Teixeira E.R., Shinkai R.S.A. (2017). Risk factors for single crowns supported by short (6-mm) implants in the posterior region: A prospective clinical and radiographic study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 19, 671–680. doi: 10.1111/cid.12494.

Walker L.R., Morris G.A., Novotny P.J. (2011). Implant insertional torque values predict outcomes. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69, 1344-1349. doi: 10.1016/j.joms.2010.11.008

Zarb G.A., Albrektsson T. (1998). Consensus report: Towards optimized treatment outcomes for dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80, 641. doi: 10.1016/S0022-3913(98)70048-4

Table 1. Implants placed according to the bone quality and CT view.

Cortical bone proportion	CT view		
	Axial	Coronal	Sagittal
%			
< 40	12	3	29
40-50	9	7	5
50-60	8	7	2
60-70	5	12	1
> 70	3	8	0
Mean ± SD	48.5 ± 15	59.7 ± 13	32.3 ± 12

Table 2. Marginal bone loss associations with cortical/cancellous proportion and for the main time effect.

Terms of the model	DF	Model 1		Model 2	
		c ²	P*	c ²	P*
Axial cortical/cancellous ratio	1	0.31	0.5802		
Coronal cortical/cancellous ratio	1	3.72	0.0539	5.18	0.0229
Sagittal cortical/cancellous ratio	1	0.10	0.7519		
Time	4	3.54	0.4717	23.60	<.0001
Axial cortical/cancellous ratio* Time	4	0.34	0.9874		
Coronal cortical/cancellous ratio* Time	4	0.58	0.9655		
Sagittal cortical/cancellous ratio* Time	4	1.80	0.7716		
Complementation analysis of the effect of time on P**					
Linear					0.0038
Quadratic					0.6157
Cubic					0.0690
Grade 4					0.6187

DF = Degrees of freedom

Model 1 - Multilevel GEE model for repeated measures including time interactions

Model 2 - Multilevel GEE model for repeated measures without time interactions

* Associated with Wald statistics for type 3 effects

** Tests for time effects by means of orthogonal polynomial contrasts in Model 2

Table 3. Parameter estimates of the multilevel regression model parameters to estimate the effect of time and coronal cortical/cancellous ratio on marginal bone loss.

Parameter	Estimate	Standard Error	95% Confidence Limits		P**
Intercept	1.9926	0.3444	1.3371	2.6480	<.0001
Coronal cortical/cancellous ratio	-0.1130	0.0491	-0.2093	-0.0167	0.0214
Time*	0.0928	0.0216	0.0504	0.1351	<.0001

* Modeling time as a quantitative variable meaning an increase of 12 months

** Associated with the Wald test to evaluate whether the parameter is null in the population

Table 4. Marginal bone loss associations with implant stability measurements and for the main time effect.

Terms of the model	DF	Model 1		Model 2		Model 3	
		c ²	P*	c ²	P*	c ²	P*
Torque***	2	0.33	0.8470	0.36	0.8371	0.12	0.9419
ISQ_Mean_T1	1	1.26	0.2617	0.99	0.3197	1.12	0.2901
ISQ_Mean_T2	1	0.17	0.6826	0.01	0.9340	0.02	0.8784
PTV_Mean_T1	1	0.50	0.4778	0.60	0.4374	0.59	0.4409
PTV_Mean_T2	1	1.28	0.2573	1.23	0.2669	1.24	0.2654
Time	4	6.60	0.1586	30.08	<.0001	22.70	0.0001
Torque*Time	8	16.84	0.0318	11.40	0.1798		
ISQ_Mean_T1*Time	4	14.81	0.0051				
ISQ_Mean_T2*Time	4	14.53	0.0058				
PTV_Mean_T1*Time	4	2.50	0.6440				
PTV_Mean_T2*Time	4	8.28	0.0818				
Complementation analysis of the effect of time on							P**
Linear							0.0034
Quadratic							0.8406
Cubic							0.1428
Grade 4							0.3712

DF = Degrees of freedom

Model 1 - Multilevel GEE model for repeated measures including time interactions

Model 2 - Multilevel GEE model for repeated measures including only Torque*Time interaction

Model 3 - Multilevel GEE model for repeated measures without time interactions

* Associated with Wald statistics for type 3 effects

** Time effect trend test by means of orthogonal polynomial contrasts in Model 3

*** The reference category was the highest level of Torque

Table 5. * Estimates of the multilevel regression model parameters to estimate the effect of time and primary and secondary stability on bone loss

Parameter	Estimate	Standard error	95% Confidence Limits		p**
Intercept	0.7918	1.9329	-2.9967	4.5803	0.6821
Torque*** (1)	-0.0342	0.2759	-0.5749	0.5065	0.9013
Torque*** (2)	-0.0778	0.2450	-0.5580	0.4023	0.7507
ISQ_Mean_T1	0.0122	0.0116	-0.0107	0.0350	0.2965
ISQ_Mean_T2	-0.0035	0.0231	-0.0489	0.0418	0.8782
PTV_Mean_T1	0.0331	0.0438	-0.0528	0.1190	0.4496
PTV_Mean_T2	-0.0525	0.0466	-0.1438	0.0388	0.2595
Time*	0.1001	0.0230	0.0549	0.1453	<.0001

* Modeling time as a quantitative variable meaning an increase of 12 months

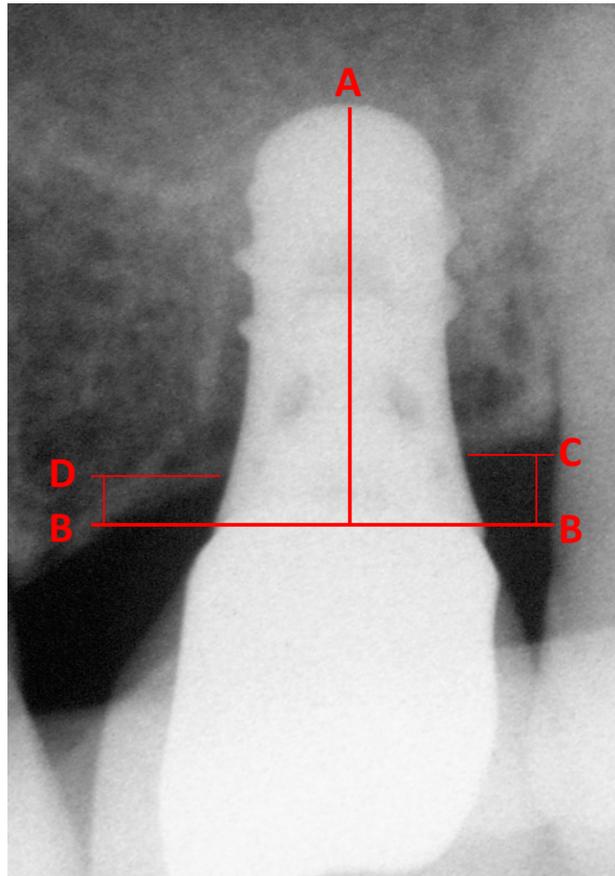
** Associated with the Wald test to evaluate whether the parameter is null in the population

*** The reference category was the highest level of Torque. The global effect for Torque was assessed by a Wald test (P=0.9455)

Figure 1. ROI1 (alveolar bone: cortical and trabecular included, in red) and ROI2 (cancellous bone only, in blue) in axial, coronal and sagittal planes.



Figure 2. Reference lines for marginal bone level measurements: A - long axis of the implant; B - line of the implant platform; C - line of the most coronal bone-implant contact on the distal surface line parallel to line "B" and perpendicular to line "A"; D - line of the most coronal bone-implant contact on the mesial surface; line parallel to line "B" and perpendicular to line "A".



4 MANUSCRITO 2

Effect of CT-based texture analysis variables on peri-implant bone changes: a prospective study with short implants

Danilo R. Schneider ¹

Eduardo A. Villarinho ¹

Diego F. Triches ¹

Fernando R. Alonso ¹

Luis A. M. Mezzomo ²

Alvaro Vigo ³

Eduardo R. Teixeira ¹

Rosemary S. A. Shinkai ¹

Authors' affiliations:

¹ Postgraduate Program in Dentistry, Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

² Postgraduate Program in Dentistry, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil

³ Institute of Mathematics and Statistics, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

ABSTRACT

OBJECTIVES: To assess the effect of bone texture analysis variables on marginal bone loss (MBL) of single-standing short implants in the posterior maxilla and mandible, after loading for up to 48 months.

METHODS: The sample consisted of consecutive patients who received 6-mm implants restored with single porcelain-fused-to metal crowns in the posterior region. Standardized digital intraoral radiographs were taken at prosthesis installation and 12-, 24-, 36-, and 48-month follow-up for peri-implant bone level measurement. The implant bone sites in preoperative CT scans were assessed by Gray Level Co-occurrence Matrix texture analysis (variables: *ASM*, *Contrast*, *Correlation*, *IDM*, *Entropy*) for trabecular bone assessment. The effects of the texture analysis and time (first year of prosthetic loading, 12-48 months, cumulative 48 months) on MBL were evaluated through multilevel GEE model for repeated measurements.

RESULTS: Trabecular bone texture features and time had significant association with MBL, depending on the period of time. *ASM* showed significant association with MBL for all time periods but the first year. *Correlation* and *IDM* were associated with MBL for the first year of prosthetic loading. *Entropy* showed significant association with MBL for all time periods. Time had a significant effect on MBL.

CONCLUSION: Within the study limitations, the findings suggest that some trabecular bone texture variables and time affect MBL in this sample of short implants.

Keywords: short implants, bone quality, texture analysis, gray values, marginal bone loss

1 INTRODUCTION

The predictability of implant treatment depends on the combination of patient- and procedure-related factors, including the quality and quantity of local bone. The most common method used to assess bone quality and quantity is the preoperative radiographic evaluation, which can be combined with tactile perception during surgical drilling (Lekholm and Zarb 1985, Misch 1990, Lindh et al 1996, Trisi and Rao 1999, Ribeiro-Rotta et al 2007, Trisi et al 2009). Currently, clinicians have used computed tomography (CT) scans rather than conventional intraoral radiographs for treatment planning, mainly because of the possibility of three-dimensional visualization without superimposition of anatomic structures.

The role of bone features on survival rates and marginal bone loss of dental implants is controversial as the term 'bone quality' is generically used to assess bone tissues in different levels. Cortical bone variables are reported to have a significant effect on marginal bone loss (Simons et al., 2015). In a recent *ex-vivo* study (Pauwels et al., 2017), bone structure parameters had a predictive value for primary implant stability, yet further validation is needed focusing on long-term clinical outcomes. Trabecular structure assessment using cone beam CT (CBCT) was validated by comparison with histomorphometry (Huang et al., 2014) and micro-CT (Van Dessel et al., 2013; 2016; 2017; Nicolielo et al., 2018). However, this method depends on costly CT scans with high resolution and sophisticated analytical procedures, which are not available for clinicians.

The preoperative evaluation of implant sites may benefit from the use of quantitative parameters of bone structure obtained from routine CT images.

Texture analysis is a micro-structural approach for bone evaluation in medical imaging but still with scarce research in implant dentistry (Merheb et al, 2015; Mundim et al., 2016). Gray Level Co-occurrence based on uniformity, roughness and regularity represents the distance and angular spatial relations between pairs of pixels in a selected region of interest. Each element of the matrix is a probability measure of occurrence of gray values separated by a given distance in a given direction (Haralick, 1979). Texture analysis of radiographs has good correlation with trabecular bone histomorphometry and is used to investigate structural organization in degenerative bone diseases (Chappard et al, 2005). Some texture features from panoramic radiographs already were related to bone loss around dental implants in a retrospective study (Merheb et al., 2015). The relationship between texture analysis of radiographic images and 3D histomorphometric parameters assessed by micro-CT demonstrated that texture analysis is a suitable approach for bone microarchitecture assessment (Guggenbuhl et al, 2006). Similarly, the calculation of 3D Haralick texture measures from low-resolution CT images might be useful in predicting micro-architectural properties of bone (Showalter et al, 2006).

Therefore, this prospective study aimed at assessing the effect of CT-based texture analysis variables on marginal bone loss (MBL) in a sample of short single-standing implants in the posterior maxilla and mandible, after loading for up to four years.

2 MATERIAL AND METHODS

The present study used a clinical database from a prospective cohort study designed to evaluate single-standing, tissue-level, short implants placed in the posterior mandible and maxilla, with a clinical and radiographic follow-up to 48 months (Villarinho et al, 2017). The research protocol was approved by the Institutional Review Board and followed the Declaration of Helsinki (amendment 2009). This report followed the STROBE Statement.

2.1 Sample

The sample consisted of short implants (6mm-long, 4.1mm-diameter, Standard Plus Regular Neck SLActive implants; Straumann Dental Implant System®, Waldenburg, Switzerland) placed in consecutive patients selected for the clinical study. The inclusion criteria were: adult patients requiring single implants in the posterior region of the mandible and/or maxilla; clinical indication for 6-mm implants, respecting a 2-mm safety margin relative to the mandibular canal or maxillary sinus floor. The exclusion criteria were: previous failure of osseointegration at the region of interest; non-controlled type 2 diabetes; immunosuppression; head and neck radiotherapy; active periodontal disease at the remaining dentition; poor oral hygiene (Visible Plaque Index > 30%; Gingival Bleeding Index > 30%); use of removable partial denture or complete dentures in the opposing arch. All patients signed an informed consent form.

2.2 Procedures

Data were collected at the following times: T0 (initial clinical

appointment): clinical examination and CT evaluation for surgical planning; T1 (implant surgery): placement of 6-mm long implants (*Standard Plus Regular Neck SLActive*, Straumann Dental Implant System[®], Waldenburg, Switzerland); T2 (prosthesis installation – baseline for bone level measurement): prosthesis data, customized digital periapical radiography; T3, T4, T5, and T6 (follow-up at 12, 24, 36 and 48 months after prosthesis installation): clinical evaluation, customized digital periapical radiography.

2.2.1 Surgical and Prosthetic Protocols

Under local anesthesia, the implants were placed using a non-submerged, one-stage surgical procedure as recommended by the manufacturer. The standard drilling sequence was followed (1.4-mm round bur, 2.3-mm round bur, 2.2-mm pilot drill, 2.8-mm pilot drill, and 3.5-mm twist drill) at 900 rpm, with no profile drill or tap. The implant was installed with a contra angle at low speed (18 rpm) and manually seated to the proper position up to the boundary between the treated implant surface and the machined surface of the platform. The patient was prescribed 500 mg of amoxicillin three times a day for 7 days and 100 mg nimesulide twice a day postoperatively, and instructed to avoid brushing at the surgical site. Chlorhexidine mouthwash 0.12% was prescribed for 15 days and sutures were removed 7 to 10 days after surgery.

After a 90-day osseointegration period, an impression was taken to make a single porcelain-fused-to-metal crown on synOcta[®] abutment and castable cylinder (Straumann Dental Implant System[®], Waldenburg,

Switzerland). Screw-retained crowns were installed with 35 N.cm torque on the prosthetic abutment and with 15 N.cm on the prosthetic screw.

2.2.2 CT Image Analysis

Pre-surgical CBCT scans of 17 implant sites in nine patients were acquired with two scanners: i-CAT CBCT (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) and Instrumentarium OP300 CBCT (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland). CT scans for 20 implants in nine patients were acquired with a multislice scanner Elscint CT Twin II (Elscint, Haifa, Israel). A DICOM sequence for each implant region was imported, reconstructed, and converted into 8-bit using ImageJ software (ImageJ version 1.47v for Mac, National Institutes of Health, MD, USA). After CT image conversion to 8-bit, gray values rescaling by histogram stretching was performed spreading the 256 gray values in order to fill all the histogram using minimum and maximum values as reference.

Straight reference lines were traced from the distal surface of the nearest tooth at bone level to the implant center in order to define the *region of interest* (ROI) locations. Two ROIs were designed: ROI₁ - alveolar bone, including cortical and trabecular bone; and ROI₂ - trabecular bone only. This step was done in the coronal, axial, and sagittal planes, yielding six ROIs per implant site (Figure 1).

Texture analysis was performed by Gray Level Co-occurrence Matrix (GLCM) for trabecular bone (ROI₂) using a ImageJ GLCM texture analysis plugin developed by Julio Cabrera, National Institutes of Health (NIH, MD,

USA), in 2003, and updated by Toby C. Cornish, Johns Hopkins University, based on Matlab (Mathworks, Massachusetts, USA), in 2007. The analysis was performed at the distance ($d=1$) and four orientations (0° , 45° , 90° and 135°). The mean of the four orientations were used for analysis, using a symmetrical matrix. From the eleven textural features available in the plugin, the five most significant variables according to Baraldi and Parmiggiani (1995) were selected for the present texture analysis:

1. *Angular second moment (ASM)* - measures the textural uniformity, such as repetitions of pairs of pixels or when the pattern of the image is homogeneous; also called Uniformity.

2. *Contrast* - measures the amount of local variation of the gray values in the matrix; also called Sum of Squares of Variance.

3. *Entropy* - measures the level of randomness and disorganization of a texture.

4. *Inverse difference moment (IDM)* - measures the uniformity of nonzero entries in the matrix; also called Homogeneity.

5. *Correlation* - measures the linear dependencies of the values in the image, expressed by the correlation coefficient between the reference and the neighbor pixel.

2.2.3 Marginal Bone Loss Assessment

Digital periapical radiographs were obtained using the long cone parallel technique with radiographic holders (Rinn XCP[®], Dentisply, USA), which were customized with putty silicone (Zetalabor[®], Zhermack SpA, Italy)

for each patient (Villarinho et al., 2017). Radiographic images were obtained immediately after the prosthesis installation and at 12, 24, 36, and 48 months of follow-up.

The marginal bone level in relation to the implant platform at the mesial and distal sides was measured using the ImageJ software and averaged. Marginal bone loss per implant was computed by subtracting the bone levels for the first year of functional loading (prosthesis installation to 12 months), the time period between the second to fourth year (12 to 48 months), and the entire follow-up period (cumulative 48 months).

2.3 Statistical Analysis

Descriptive statistics were used to characterize the sample. Conceptual models considering texture analysis features (ASM, contrast, correlation, entropy and IDM) for predictors (Chuang, Cai, Douglass, Wei, Dodson, 2005) were used for analysis with the GENMOD procedure in SAS[®] Version 9.4. Univariable multilevel GEE (Generalized Estimating Equations) models with repeated measures over time were used to test the effect/association of predictor factors (textural features) and time (the prosthesis installation considered as baseline, and at 12, 24, 36 and 48 months of follow-up) on marginal bone loss, considering the hierarchical structure of implants in each patient. Statistical hypothesis tests were performed through Wald statistic at a level of 5%. Complementary analysis for time effect was done using orthogonal polynomial contrasts. A multilevel univariable regression model with time as a quantitative variable was fitted in order to interpret the linear

effect of three time periods: P1 - first year of functional loading, from prosthetic installation to 12 months; P2 - 12 to 48 months; and P3 - cumulative 48 months.

3 RESULTS

Forty-six implants were placed in 20 patients (12 females; mean age of 52 ± 10 years); four implants were lost after 12 to 41 months after loading. (Villarinho et al., 2017) From the total of 46 implants, 37-implant bone sites of 18 patients were analyzed in pre-surgical CT scans because some exams were not available in DICOM format. Despite the implant bone sites were initially assessed for the three orthogonal axes, the coronal view was chosen for the bone analysis because of the clinical relevance. Five texture features were extracted for trabecular bone only. Table 1 shows the descriptive statistics for the bone quality variables assessed in the pre-operative CT scans and marginal bone loss (MBL) for the three periods of time: P1 - first year of functional loading, P2 - 12 to 48 months, and P3 - cumulative 48 months.

Trabecular bone texture features and time presented significant association with MBL, depending on the period of time (Table 2). Table 3 shows the parameter estimates of the regression model parameters to estimate the effect of texture variables and time on MBL.

ASM showed significant association with MBL for P2 ($P=0.0479$) and P3 ($P=0.0497$), but not for the first year. The regression model showed that, for a 0.1 increase in *ASM*, marginally lower bone loss of 16.67 mm would be

estimated for P2 (95% CI: -33.36, 0.01) and 14.74 mm for P3 (95% CI: 7.58, -29.62). Time effect showed association with MBL for all periods of time. It is estimated that for an increase of one unit in time (corresponding to 12 months in this analysis), an average bone loss of approximately 0.2 mm is associated for P1, 0.08 mm for P2, and 0.09 mm for P3, adjusted by *ASM*.

Contrast showed interaction with time for P1, and there was an increase in bone loss with increased contrast for both baseline and 12 months. In the baseline this impact was greater, with greater bone loss (Figure 1). Time effect showed association with MBL for P3 when adjusted by *Contrast*.

Correlation was associated with MBL for P1 ($P=0.0152$), showing interaction with time for P3. In general, there was an increase in bone loss with increased correlation values and an increase in bone loss with increased correlation for both baseline and 48 months (Figure 2). By means of the regression model, for a 0.1 increase in *Correlation*, a higher MBL of 0.9 mm was estimated for P1 (95 CI%: 0.17, 1.61). Time effect showed association with MBL for all tested time periods. It was estimated that for an increase of one unit in time (12 months), an average MBL of approximately 0.2 mm is associated for P1 adjusted by *Correlation*.

Entropy showed significant association with MBL for all time periods: P1 ($P=0.0305$), P2 ($P=0.0192$) and P3 ($P=0.0099$). By means of the univariate regression model, for a 0.1 increase in *Entropy*, higher MBL of 0.2 mm was estimated for P1 (95 CI%: 0.02, 0.45), 0.3 mm for P2 (95 CI%: 0.04, 0.51) and 0.3 mm for P3 (95 CI%: 0.06, 0.47). Time effect showed association with MBL for all time periods. It is estimated that for an increase of one unit in

time (12 months) an average MBL of approximately 0.2 mm is associated for P1, 0.08 mm for P2, and 0.09 mm for P3, adjusted by *Entropy*.

IDM was associated with MBL for P1 ($P=0.0115$) and showed interaction with time for P3 (figure 3). By means of the univariate regression model, for a 0.1 increase in *IDM*, lower MBL of 4.79 mm was estimated for P1 (95 CI%: -8.50, -1.07).

DISCUSSION

The present study showed that some texture analysis variables are significant micro-structural bone quality predictors for peri-implant bone loss, considering three different time periods: first year of functional loading (P1), second to fourth year (P2), and the entire follow-up time (cumulative 48 months) (P3). This time analysis approach was based on the assumption that MBL during the first year of implant function mostly represents the effect of bone remodeling in response to surgery, and, after the first year, MBL is probably coupled with immunological reactions and with technical and biological risk factors, but quite unrelated to infectious disease (Albrektsson et al., 2017).

To the authors' knowledge, this is the first study using texture analysis in presurgical CT images to show the relation of microstructural organization of the trabecular bone for prediction of peri-implant bone loss. *ASM* measures the textural uniformity and repetition of pixel pairs, and showed very low values, which demonstrates a heterogeneous and unorganized pattern of the trabecular bone in the posterior regions. *ASM* had association with MBL for

P2 and P3, but not for the first year of functional loading. One possible explanation for higher bone loss in P1 may be related with bone remodeling, with a maturation of the trabecular bone after loading, increasing with time and possibly reducing MBL. *ASM* measures the textural pattern uniformity and pixel pair repetitions. When the image pattern is homogeneous and organized (only pixels with same GV are present in a constant and/or periodic GV distributions), *ASM* reaches very high values, close to 1.

The parameter *Correlation* also showed very low values, meaning that the pixel values do not predict the trabecular bone pattern, although *Correlation* was associated with MBL in P1, showing interaction with time for P3. For each 0.1 increase in *Correlation*, a greater bone loss of 0.9 mm was estimated, indicating that a more homogenous bone (both hypodense and hyperdense) could be deleterious to the maintenance of the peri-implant bone levels. *Correlation* is a measure of the linear dependence of the gray values on the image, particularly in the direction of the displacement vector. High *Correlation* values (close to 1) imply a linear relationship of the gray values between the pixel pairs. Thus, this texture parameter is not related with *ASM* or *Entropy*, that is, repetitions of pairs of pixels. *Correlation* reaches its maximum regardless of the occurrence of pairs of pixels, and can be measured in both high and low *ASM* situations. It is also not related with *Contrast* because the high predictability of the gray value of a pixel with the second one in a pair of pixels is completely independent from *Contrast*. In a borderline case of linear dependence, a completely homogeneous area would have a *Correlation* equal to 1.

Entropy also had a significant association with bone loss for all time

periods. Increased bone loss was estimated with increased *Entropy*. This parameter measures the disorganization and textural randomness. This suggests that some level of trabecular organization is necessary for the stability of the marginal bone. From the conceptual point of view, the *Entropy* is strongly but inversely correlated with *ASM*. This is in agreement with the present findings, since an increase in *ASM* can predict a smaller bone loss, whereas an increase in *Entropy* would predict a greater bone loss. Mundim et al. (2016), using periapical radiographs, demonstrated that *Entropy* was the parameter with the greatest ability to distinguish bone types according to the Lekholm & Zarb classification, finding a positive association of *Entropy* and *Correlation* parameters with primary stability of implants. In a retrospective study, Merheb et al. (2015) showed that mandibular cortical and trabecular bone texture features measured in panoramic radiographs were significant in predicting implant failure and MBL in a sample of 460 patients. Trabecular *Contrast*, *ASM* and *Entropy* were capable of predicting implant failure after 5 years. However, they did not find trabecular features associated with MBL, but different cortical texture features (cortical sum entropy and cortical sum average) related to bone loss around implants (Merheb et al., 2015).

Similarly to *ASM*, *IDM* also was a protective factor for bone loss, showing that a lower bone loss would be estimated for an increase of 0.1 in *IDM*, especially in the first year. That is, a more organized structure with larger repetitions of pixel pairs with less variation of spatial arrangements would be beneficial to the bone-implant assembly during the first period of loading and maintenance of the initial bone levels. In this way, it can also be assumed that a highly vascularized bone but without a degree of trabecular organization,

with large medullar spaces and extremely fragile and thin trabeculae, might not be able to assimilate the load overtime, generating a greater stress in the cervical region and MBL. *IDM* measures the uniformity of nonzero entries in the matrix and assumes larger values for smaller gray tonal differences between pixels. If the texture has repetitive structures, *IDM* will be high. For patterns with wide variation in textural elements and spatial arrangements, *IDM* will be low. Interestingly, *IDM* showed association with MBL for the first year only (P1), while *ASM* was associated for P2 and P3, but not for P1.

Contrast had interaction with time for P1, demonstrating that the impact of this variable changes overtime. *Contrast* measures the local variation of the gray values matrix. If the neighboring pixels are very similar in their gray values, then the *Contrast* is very low. *Contrast* is zero for a constant image. The spatial frequency is the difference between the highest and the lowest values in contiguous set of pixels, especially when the displacement vector is equal to 1. This implies that a low *Contrast* image is not necessarily characterized by a narrow distribution of gray values, that is, it does not necessarily present low variance, but a low *Contrast* image certainly presents low spatial frequencies. In this study, *Contrast* showed high values demonstrating a significant heterogeneous image, with very different gray values of the adjacent pixels. Considering the pixel size of CT scans for the present study (0.2 to 0.25 mm) in relation to a trabeculae dimension (50 - 200 μ m), with more than one trabeculae per pixel, a sparse trabecular bone is expected.

The use of preoperative CT scans in a coronal plane allows a better visualization of the cortical and trabecular bones without overlapping the

buccal and lingual/palatal bone plates. On the other hand, panoramic and periapical radiographs offer better resolution than CT for texture analysis. The pixel distance in the panoramic radiographs used by Merheb et al. (2015) for trabecular bone was $d=2$ and 4 (significance for $d=4$), while the pixel distance in the periapical radiographs used by Mundim et al. was $d=1$, which was the same for the present study.

The standard histogram stretching method for gray values rescaling used in the present study proved to be useful for texture analysis, as recommended by Depeursinge et al. (2018). However, this method would not be sufficient for density estimations based on gray values using CBCT images. Significant errors can occur using CBCT gray values quantitatively (Pauwels et al., 2013), and pseudo-Hounsfield units are not reliable, showing results applicable only for the data and CBCT model used in a specific study (Pauwels et al., 2015). Nowadays, a healthy vascularized bone may be more beneficial for implant placement than a sclerotic dense and poorly vascularized bone (Jacobs et al., 2018a). The trabecular bone seems to be more related to the bone supply capacity, necessary to the early stages of bone healing and for tissue stability overtime. Furthermore, the main focus should be on the clinical validation of alternative parameters for the evaluation of bone structure, potentially more adequate to predict implant outcome than bone density alone (Pauwels et al. 2015, Jacobs et al., 2018a, Jacobs et al., 2018b). CT acquisition settings, advanced image processing, density and texture parameters still need further research, especially for clinical bone quality assessment and follow-up.

The present findings have some limitations mostly because of the small

sample size, and some statistical results were marginally non-significant. Several patients had previous CT exams and could not be repeated for ethical reasons. Although Pauwels et. al (2015) found no difference for trabecular thickness and trabecular spaces between voxel size exams of 0.2 and 0.25, they analyzed only isotropic CBCT. Anyway, an overestimation should be expected when analyzing tomographic exams of clinical use in relation to micro-CT histomorphometric parameters (Van Dessel et al., 2013). The chosen method to analyze a 3D bone structure using 2D slices led to some loss of information, although the most common approach to 3D texture analysis is to use 2D texture in slices (Depeursinge et al, 2014). Nevertheless, the overall texture analysis effect on MBL was consistent, and the development of a 3D texture analysis method is planned for future studies. Another limitation is the 2D assessment of MBL using intraoral radiographs in contrast of using CT slices for texture analysis. However, until now, there is no evidence to support the use of CT as standard image follow-up, and intraoral radiography remains the most indicated technique for diagnosis and monitoring in clinical practice (Jacobs et al., 2018b).

CONCLUSION

Within the study limitations, the findings suggest that some trabecular bone texture variables and time affect MBL, in this sample of short single-standing implants in the posterior maxilla and mandible, after loading for up to four years.

REFERENCES

- Albrektsson T, Chrcanovic B, Östman P, Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontol* 2000 2017;73:41-50.
- Chappard D, Guggenbuhl P, Legrand E, Baslé MF, Audran M. Texture analysis of X-ray radiographs is correlated with bone histomorphometry. *J Bone Miner Metab* 2005;23(1):24-9.
- Depeursinge A, Foncubierta-Rodriguez A, Van De Ville D, Müller H. Three-dimensional solid texture analysis in biomedical imaging: review and opportunities. *Med Image Anal* 2014;18(1):176-96.
- Depeursinge A, Fageot J, Al-Kadi OS. Fundamentals of Texture Processing for Biomedical Image Analysis: A General Definition and Problem Formulation. In: *Biomedical Texture Analysis*; Elsevier: London,UK,2018;pp.1–27.
- Guggenbuhl P, Bodic F, Hamel L, Baslé MF, Chappard D. Texture analysis of X-ray radiographs of iliac bone is correlated with bone micro-CT. *Osteoporos Int* 2006;17(3):447-54.
- Haralick RM. Statistical and structural approaches to texture. *Proceedings of the IEEE* 1979;67(5):786-804.
- Huang Y, Van Dessel J, Liang X, Depypere M, Zhong W, Ma G, Lambrichts I, Maes F, Jacobs R. Effects of immediate and delayed loading on peri-implant trabecular structures: a cone beam CT evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16(6):873-83.
- Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein M. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical

- use. *BMC Oral Health* 2018;18(1):88.
- Jacobs R, Vranckx M, Vanderstuyft T, Quirynen M, Salmon B. CBCT vs other imaging modalities to assess peri-implant bone and diagnose complications: a systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2018;11(Suppl 1):S77-S92.
- Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:199–209.
- Lindh C, Petersson A, Rohlin M. Assessment of the trabecular pattern before endosseous implant treatment: Diagnostic outcome of periapical radiography in the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996;82:335–343.
- Merheb J, Graham J, Coucke W, Roberts M, Quirynen M, Jacobs R, Devlin H. Prediction of implant loss and marginal bone loss by analysis of dental panoramic radiographs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:372-377.
- Misch CE. Density of bone: Effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;6:23–31.
- Mundim MBV, Dias DR, Costa RM, Leles CR, Azevedo-Marques PM, Ribeiro-Rotta RF. Intraoral radiographs texture analysis for dental implant planning. *Comput Methods Programs Biomed* 2016;136:89-96.
- Nicolielo LFP, Van Dessel J, van Lenthe GH, Lambrichts I, Jacobs R. Computer-based automatic classification of trabecular bone pattern can assist radiographic bone quality assessment at dental implant site. *Br J*

- Radiol 2018;17:20180437.
- Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *Br J Radiol* 2013;86:20120135.
- Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiology* 2015; 44, 20140238.
- Pauwels R, Sessirisombat S, Panmekiate S. Mandibular bone structure analysis using cone beam computed tomography vs primary implant stability: An ex vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017;32(6):1257-1265.
- Ribeiro-Rotta RF, Lindh C, Rohlin M. Efficacy of clinical methods to assess jawbone tissue prior to and during endosseous dental implant placement: a systematic literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:289–300.
- Showalter C, Clymer BD, Richmond B, Powell K. Three-dimensional texture analysis of cancellous bone cores evaluated at clinical CT resolutions. *Osteoporos Int* 2006;17(2):259-66.
- Simons W-F, De Smit M, Duyck J, Coucke W, Quirynen M. The proportion of cancellous bone as predictive factor for early marginal bone loss around implants in the posterior part of the mandible. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:1051-9.
- Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical--histomorphometric comparison. *Clin Oral Impl Res* 1999;10:1-7.
- Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G.

- Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Impl Res* 2009;20:467–471.
- Van Dessel J, Huang Y, Depypere M, Rubira-Bullen I, Maes F, Jacobs R. A comparative evaluation of cone beam CT and micro-CT on trabecular bone structures in the human mandible. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42(8):20130145.
- Van Dessel J, Nicolielo LFP, Huang Y, Slagmolen P, Politis C, Lambrichts I, Jacobs R. Quantification of bone quality using different cone beam computed tomography devices: Accuracy assessment for edentulous human mandibles. *Eur J Oral Implantol* 2016;9(4):411-424.
- Van Dessel J, Nicolielo LF, Huang Y, Coudyzer W, Salmon B, Lambrichts I, Jacobs R. Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT. *Eur J Oral Implantol* 2017;10(1):95-105.
- Villarinho EA, Triches DF, Alonso FR, Mezzomo LAM, Teixeira ER, Shinkai RSA. Risk factors for single crowns supported by short (6-mm) implants in the posterior region: A prospective clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19(4):671-680.

Table 1. Description of the sample data.

Variable	Mean	SD	CI 95%
<i>Bone quality variables</i>			
ASM	0.008	0.008	0.005 – 0.011
Contrast	147.7	131.9	102.7 – 191.9
Correlation	0.090	0.247	0.007 – 0.174
Entropy	5.214	0.753	4.959 – 5.469
IDM	0.133	0.047	0.117 – 0.149
<i>Marginal Bone Loss</i>			
Baseline – 12 months	0.177	0.425	0.050 – 0.303
12 – 48 months	0.109	0.314	0.016 – 0.202
Baseline – 48 months	0.084	0.325	0.012 – 0.180

Table 2. Marginal bone loss associations with textural variables, and for the time main effect.

Terms of the model	Baseline - 12 months					12 - 48 months					Baseline - 48 months				
	DF	With Interaction		Without Interaction		DF	With Interaction		Without Interaction		DF	With Interaction		Without Interaction	
		c ²	P*	c ²	P*		c ²	P*	c ²	P*		c ²	P*	c ²	P*
ASM	1	2.24	0.1343	2.23	0.1357	1	4.16	0.0414	3.91	0.0479	1	4.12	0.0424	3.85	0.0497
Time	1	10.31	0.0013	7.34	0.0068	3	7.95	0.0471	8.54	0.0360	4	24.14	<.0001	22.64	0.0001
ASM*Time	1	1.62	0.2032			3	2.22	0.5272			4	4.60	0.3309		
Contrast	1	3.01	0.0829	**		1	0.69	0.4053	0.74	0.3886	1	1.91	0.1665	2.08	0.1497
Time	1	8.16	0.0043			3	4.08	0.2528	8.69	0.0337	4	24.95	<.0001	21.66	0.0002
Contrast*Time	1	4.21	0.0403			3	1.94	0.5857			4	4.95	0.2923		
Correlation	1	5.88	0.0153	5.89	0.0152	1	3.51	0.0611	3.43	0.0638	1	4.77	0.0290	**	
Time	1	6.92	0.0085	7.24	0.0071	3	7.74	0.0517	8.85	0.0314	4	23.31	0.0001		
Correlation*Time	1	2.26	0.1331			3	4.95	0.1758			4	21.79	0.0002		
Entropy	1	4.67	0.0306	4.68	0.0305	1	5.89	0.0153	5.48	0.0192	1	7.04	0.0080	6.66	0.0099
Time	1	0.01	0.9414	7.41	0.0065	3	2.59	0.4595	8.12	0.0437	4	2.21	0.6970	22.64	0.0001
Entropy*Time	1	0.10	0.7498			3	4.05	0.2563			4	4.63	0.3270		
IDM	1	6.38	0.0115	6.39	0.0115	1	4.07	0.0437	3.62	0.0570	1	6.11	0.0134	**	
Time	1	0.05	0.8285	7.24	0.0071	3	5.32	0.1496	7.62	0.0546	4	4.96	0.2914		
IDM*Time	1	2.28	0.1311			3	4.74	0.1921			4	12.21	0.0159		

DF = Degrees of freedom

With interaction - GEE model for repeated measures including time interactions.

Without interaction - GEE model for repeated measures without time interactions.

* Associated with Wald statistics for type 3 effects

** Model not fitted since interaction with time was significant at 5% level

Table 3. Parameter estimates of the regression model for then main effects of time and textural variables on marginal bone loss.

Parameter	Baseline - 12 months				12 - 48 months				Baseline - 48 months			
	Estimate	95% Confidence Limits		p**	Estimate	95% Confidence Limits		p**	Estimate	95% Confidence Limits		p**
Intercept	1.2520	0.9417	1.5623	<.0001	1.5210	1.1783	1.8637	<.0001	1.4372	1.1591	1.7153	<.0001
ASM	-10.6179	-24.5676	3.3318	0.1357	-16.6744	-33.3634	0.0147	0.0502	-14.7485	-29.623	7.5894	0.0520
Time*	0.1988	0.0549	0.3427	0.0068	0.0791	0.0226	0.1356	0.0061	0.0901	0.0212	0.0485	<.0001
Intercept	***				1.3039	0.9512	1.6566	<.0001	1.1945	0.9359	1.4532	<.0001
Contrast					0.0005	-0.0007	0.0018	0.3755	0.0008	-0.0003	0.0020	0.1551
Time*					0.0774	0.0210	0.1339	0.0072	0.0882	0.0459	0.1306	<.0001
Intercept	1.0841	0.8679	1.3003	<.0001	1.3191	1.0286	1.6097	<.0001	***			
Correlation	0.8912	0.1714	1.6109	0.0152	0.7110	-0.0328	1.4548	0.0610				
Time*	0.1979	0.0538	0.3419	0.0071	0.0784	0.0223	0.1345	0.0061				
Intercept	-0.0774	-1.1494	0.9946	0.8875	-0.0567	-1.2871	1.1738	0.9281	-0.0961	-1.1547	0.9625	0.8588
Entropy	0.2379	0.0224	0.4534	0.0305	0.2776	0.0443	0.5108	0.0197	0.2709	0.0632	0.4785	0.0106
Time*	0.1996	0.0558	0.3433	0.0065	0.0770	0.0207	0.1333	0.0074	0.0896	0.0482	0.1310	<.0001
Intercept	1.8047	1.2198	2.3897	<.0001	1.8827	1.3029	2.4624	<.0001	***			
IDM	-4.7926	-8.5074	-1.0777	0.0115	-3.6822	-7.4470	0.0826	0.0552				
Time*	0.1979	0.0538	0.3421	0.0071	0.0743	0.0175	0.1311	0.0103				

* Modeling time as a quantitative variable meaning an increase of 12 months

** Associated with the Wald test to evaluate whether the parameter is null in the population

*** Model not fitted since interaction with time was significant at 5% level

Figure 1. Adjusted least squares means of MBL over time for specific values of Contrast measurements.

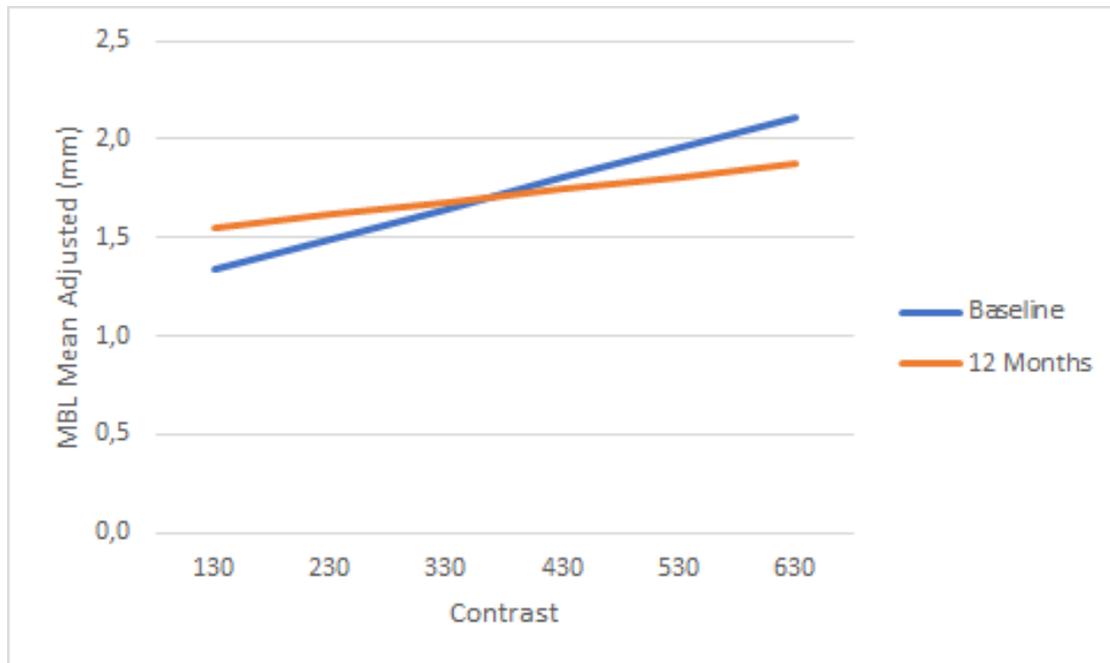


Figure 2. Adjusted least squares means of MBL over time for specific values of Correlation measurements.

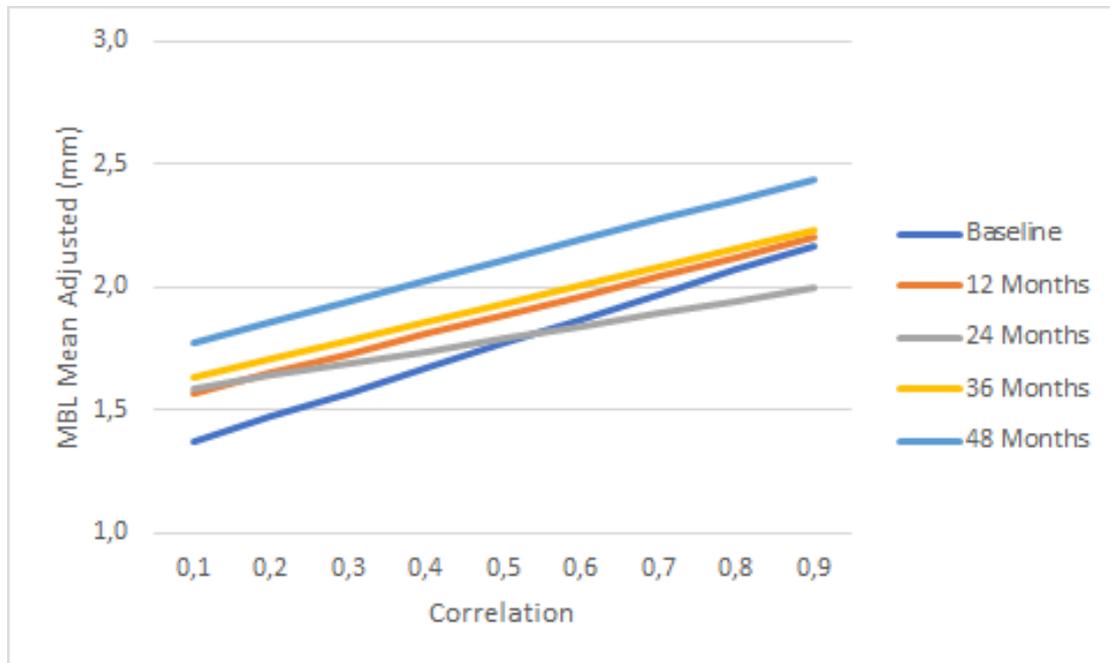
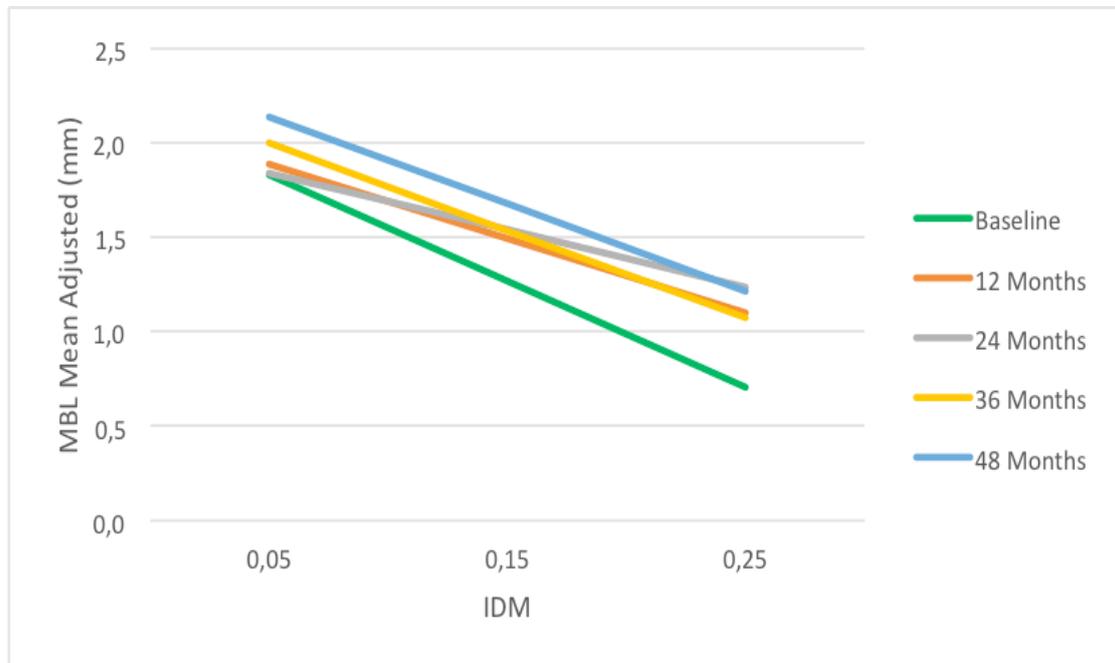


Figure 3. Adjusted least squares means of MBL over time for specific values of IDM measurements.



5 DISCUSSÃO GERAL

O artigo 1 deste estudo avaliou a estabilidade primária, a estabilidade secundária e a qualidade óssea através da proporção de osso cortical como fatores preditores de perda óssea perimplantar em implantes unitários de 6mm em região posterior. No artigo 2, foi avaliada a qualidade óssea através da análise de textura do osso trabecular como fatores preditores de perda óssea marginal na mesma coorte.

A taxa de sobrevivência para o período observado foi de 91% (Villarinho et al, 2017), índice semelhante ao encontrado na literatura para implantes de comprimento reduzido (Anitua e Orive, 2010; Monje et al., 2014; Srinivasan et al., 2014; Mezzomo et al., 2014; Tolentino da Rosa de Souza et al., 2018).

A perda óssea marginal após carga encontrada nesta amostra (Villarinho et al., 2017) demonstra uma relativa estabilidade dos níveis ósseos, já que não foi verificada uma maior perda no primeiro ano em relação aos anos seguintes, diferentemente de outros estudos (Albrektsson et al., 1986; Galindo-Moreno et al., 2014). Este fato poderia ser explicado pela metodologia, incluindo grupo com procedimento reconstrutivo, implantes com conexão externa e utilização de pilares diretamente na plataforma do implante, utilizados nos outros estudos. Na presente amostra, este comportamento mais estável poderia ser proporcionado pelo sistema de implante, de estágio único, com a interface implante-pilar-prótese distante do tecido ósseo, ainda sem a utilização de procedimentos reconstrutivos adicionais, possibilitando um menor trauma cirúrgico. Ambos os fatores, limitariam a remodelação óssea inicial pós-prótese.

Diversos estudos demonstraram associação entre as características

ósseas e estabilidade primária. Dentre elas, podemos citar a densidade óssea (Marquezan et al., 2012; Trisi et al., 2015; Gómez-Polo et al., 2016; Waechter et al., 2017; Alonso et al., 2018; Merheb et al., 2018), o volume ósseo (Makary et al., 2011) e a espessura da cortical (Song et al., 2009; Merheb et al., 2010; Waechter et al., 2017). Entretanto, há menos informações sobre o impacto da qualidade óssea sobre a estabilidade secundária e perda óssea marginal. A literatura não apresenta evidências conclusivas sobre a relação entre a qualidade óssea e a estabilidade tecidual ao longo do tempo (Ganeles et al., 2008; Barewal et al., 2012).

Em um estudo de 10 anos, Blanes et al. (2007) não relataram associação entre o tipo ósseo e a perda óssea marginal, mas houve uma tendência de maior perda óssea nos implantes instalados no osso tipo I em comparação aos instalados no osso tipo II. Strietzel et al., (2002) encontraram maior estabilidade tecidual em locais de implante com menor osso cortical. Mais recentemente, Simons et al. (2015) relataram que a perda óssea marginal aumentou com a proporção linear de osso cortical, em particular para implantes colocados em locais com mais de 55% de osso cortical.

O artigo 1 deste estudo analisou dois modelos distintos com possíveis preditores de perda óssea marginal peri-implantar: um "modelo anatômico" com proporções de osso cortical/trabecular e um "modelo de estabilidade" com medidas de estabilidade primária e secundária. No modelo anatômico, estimou-se que para um aumento de uma unidade no tempo (12 meses) está associada uma perda óssea média de 0,09 mm por ano (IC95%: 0,05; 0,13), ajustada pela proporção osso cortical/trabecular. Um aumento de 0,1 na

proporção cortical no plano coronal estimou uma menor perda óssea de 0,11 mm (IC 95%: -0,20; -0,01). Nosso modelo demonstrou que um aumento na proporção cortical está relacionado à diminuição do risco de perda óssea marginal peri-implantar.

Uma possível explicação para os diferentes achados de Simons et al. (2015) podem ser o uso de implantes tipo Branemark que suportam próteses unitárias e parciais e inseridos no nível ósseo, enquanto os implantes em nossa amostra foram inseridos no nível de tecido mole. A resposta óssea peri-implantar pode ser diferente por causa da inserção do nível ósseo, já que menor remodelamento ósseo vertical é visto em implantes colocados no nível dos tecidos moles, especialmente durante o primeiro ano em função (Blanes et al., 2007; Rossi et al., 2016). Outra diferença importante é o método de avaliação da proporção. No estudo retrospectivo de Simons et al. (2015) a largura linear do osso cortical e trabecular foi medida a 1, 3, 5 e 7 mm de distância da crista do osso alveolar e convertida em proporções relativas, para diferentes tamanhos de implantes (3,3 a 5 mm de diâmetro e 7 a 15 mm de comprimento). Por outro lado, no presente estudo, a avaliação da proporção utilizou a área superficial da proporção cortical, compreendendo todo o comprimento do implante (4,1 x 6mm) e osso adjacente na ROI. Essa abordagem é simples e pode ser útil para futuros estudos com diferentes dimensões de implantes e espessura heterogênea do osso cortical, já que o método fornece medidas de todas as estruturas ósseas de ROI em relação ao futuro implante.

Todos os três planos ortogonais das tomografias computadorizadas foram primeiramente analisados para a proporção cortical, mas apenas a

seção coronal foi incluída no modelo anatômico final. A proporção axial foi medida exatamente na metade do comprimento do implante e representa uma medida transversal e parcial da verdadeira ROI do implante. A medida sagital considera a crista e o osso trabecular dentro de uma fina fatia da tomografia. A secção coronal mostra o local do implante como um todo, considerando as dimensões do osso cortical e trabecular ao longo do comprimento total do implante. Além disso, a seção coronal é o plano tomográfico mais utilizado e clinicamente relevante para o planejamento de implantes. Portanto, a proporção de osso cortical coronal e o tempo foram as variáveis consideradas para a análise final do modelo anatômico.

As estimativas de perda óssea peri-implantar por unidade de tempo (12 meses) ajustadas pela proporção cortical ou estabilidade do implante estão de acordo com os critérios de sucesso da literatura (Jaffin & Berman, 1991; Sennerby & Meredith, 2008). Como citado anteriormente, é possível que a estabilidade tecidual em nossa amostra deva-se, em parte, à técnica cirúrgica de um estágio e à conexão implante-abutment (prótese) no nível gengival, a 1,8 mm do tecido ósseo. Essas características promovem uma separação vertical do *gap*, evitando a remodelação óssea após o segundo estágio cirúrgico para a colocação de um pilar de cicatrização e futura prótese (Blanes, et al., 2007; Rossi et al., 2016).

No artigo 1, a estabilidade primária e secundária não tiveram efeito sobre a alteração do nível ósseo marginal durante o período de acompanhamento. Uma possível relação entre estabilidade secundária e perda óssea peri-implantar ainda não foi estudada. No entanto, a relação entre torque de inserção (estabilidade primária) e perda óssea marginal ainda

é controversa na literatura. Uma recente revisão sistemática (Berardini et al., 2016) relatou que o alto torque de inserção não aumenta o risco de perda óssea marginal ou falha do implante. Estudos clínicos também não mostraram diferença na perda óssea com torques de inserção variando de 20 a 80 Ncm (Grandi et al., 2013; Bigdoli et al., 2015). Por outro lado, um ensaio clínico randomizado recente constatou que implantes inseridos com alto torque (entre 50 Ncm e 100 Ncm) apresentaram maior perda óssea marginal e maior recessão da mucosa bucal do que implantes inseridos com torque regular (abaixo de 50 Ncm) (Barone et al., 2016).

A quantidade de osso cortical de um sítio ósseo pode influenciar a perda óssea marginal pois a vascularização e o metabolismo ósseo estão biologicamente relacionados, e a vascularização do osso cortical é limitada (Simons et al., 2015). Entretanto, um estudo retrospectivo utilizando radiografias panorâmicas mostrou que a largura da cortical mandibular isolada não foi um preditor significativo de perda óssea peri-implantar (Merheb, et al., 2015). Diferentes porções ao longo do implante podem estar mais relacionadas a uma estrutura óssea e/ou parâmetros clínicos e podem apresentar resultados distintos se avaliados separadamente ou em conjunto (Pauwels et al., 2017).

No artigo 2, através de um modelo univariável foram analisados parâmetros de qualidade óssea como preditores potenciais de perda óssea peri-implantar, considerando três diferentes períodos de tempo separadamente para análise: P1 - primeiro ano (baseline a 12 meses); P2 - segundo a quarto ano (12 a 48 meses) e P3 - todo o tempo de acompanhamento (baseline a 48 meses). Essa abordagem foi elaborada com

base no fato da MBL durante o primeiro ano de função do implante representar o efeito da remodelação óssea em resposta à cirurgia na grande maioria dos casos, e após o primeiro ano, provavelmente está associada a reações imunológicas e com fatores de risco tais como componentes de implantes não ideais, cirurgia, prótese dentária e/ou fatores relacionados ao paciente e, por último, mas não menos importante, na grande maioria dos casos sem qualquer relação com doenças infecciosas (Albrektsson et al., 2017). Em um recente estudo clínico de Cecchinato et al. (2017), pesquisadores examinaram pacientes com dentes e implantes na mesma arcada verificando que os implantes não foram ameaçados pelas bactérias dentárias. Quando os implantes mostraram perda óssea marginal, os dentes não; e alternativamente, quando os dentes perderam osso, ao redor dos implantes o osso era estável. Perda óssea simultânea foi observada em apenas 3% dos pacientes com dentes e implantes, ressaltando o simples fato de que os implantes e os dentes comportam-se de maneira diferente (Albrektsson e Zarb et al., 2018).

Diversos parâmetros de textura do osso trabecular mostraram potencial como preditores da perda óssea perimplantar. *ASM* (Segundo Momento Angular), que mede a uniformidade textural e repetição de pares de pixel, mostrou valores muito baixos, demonstrando um padrão heterogêneo e não organizado do osso trabecular, característico das regiões posteriores. Por meios de um modelo de regressão univariável, estimou-se que um aumento no *ASM* (osso mais homogêneo e organizado, com maior número de repetições de pares de pixel) poderia ser um fator protetivo de perda óssea, especialmente quando analisados P2 e P3. Uma possível explicação

para os resultados distintos para P1 sem associação com MBL e maior perda óssea pode estar relacionada com a remodelação óssea após a colocação do implante e trauma cirúrgico, com menor ou nenhuma relação com a qualidade óssea.

O parâmetro *correlação*, também mostrou valores muito baixos, demonstrando assim uma imprevisibilidade dos valores de pixel no osso trabecular, estando associado a perda óssea. Para cada 0.1 de aumento na *correlação* estimou-se uma maior perda óssea de 0,9mm, indicando que um osso mais homogêneo (tanto hipodenso quanto hiperdenso) poderia ser deletério a manutenção dos níveis ósseos perimplantares.

Entropia também mostrou associação com a perda óssea, para todos os períodos avaliados. Este parâmetro mede a desorganização e aleatoriedade textural. Foi estimada uma maior perda óssea com o aumento da *entropia*. Isso leva a crer que algum nível de organização trabecular é necessário para a estabilidade do osso marginal. Do ponto de vista conceitual, a entropia é fortemente, mas inversamente, correlacionada à ASM, o que está de acordo com nossos resultados, uma vez que um aumento na ASM pode prever uma menor perda óssea, enquanto um aumento na entropia seria um preditor de maior perda.

O parâmetro *IDM* (Momento Inverso da Diferença), também chamado de Homogeneidade, que mede a uniformidade de entradas não-zero na matriz, mostrou associação especialmente com o primeiro ano de follow-up. Se a textura apresenta estruturas repetidas, o IDM é alto, enquanto que para padrões com alta variação de arranjos espaciais e elementos texturais o IDM será baixo, assumindo altos valores para pequenas diferenças tonais entre

pixels, ao contrário do parâmetro *Contraste* (que no nosso estudo foi o único parâmetro textural que não mostrou associação com a perda óssea marginal). Assim como o ASM, o IDM também mostrou ser um fator protetivo para a perda óssea, mostrando que para um aumento de 0.1 no IDM uma menor perda óssea seria estimada, especialmente para o primeiro ano, ou seja, uma estrutura mais organizada, com maiores repetições de pares de pixel, com menor variação de arranjos espaciais, seria benéfica ao conjunto osso-implante durante o primeiro período de aplicação de carga e manutenção dos níveis ósseos iniciais. Curiosamente, IDM mostrou associação com MBL apenas no primeiro ano (P1) enquanto ASM foi associado para P2 e P3, mas não para o primeiro ano.

O estudo de Mundim et al. (2016), utilizando radiografias periapicais, demonstrou que a entropia foi o parâmetro com maior capacidade de distinguir os tipos ósseos de acordo com a classificação de Lekholm & Zarb, encontrando uma associação positiva dos parâmetros entropia e correlação com a estabilidade primária de implantes. Em um estudo retrospectivo de 5 anos após a colocação do implante, Merheb et al. (2015) mostraram que as características de textura do osso cortical e trabecular mandibular medidas em radiografias panorâmicas foram significativas na previsão de falha do implante e perda óssea marginal em uma amostra de 460 pacientes. *Contraste*, ASM e entropia foram capazes de prever a falha do implante após 5 anos. No entanto, eles não encontraram características trabeculares associadas à MBL, mas diferentes características da textura cortical (soma da entropia cortical e soma da média cortical) relacionadas à perda óssea ao redor dos implantes.

No artigo 1, onde a proporção de osso cortical demonstrou atuar como um fator protetivo de perda óssea perimplantar, foi encontrada uma média de 60% de osso cortical. Pode-se imaginar assim que a afirmação de que uma maior quantidade de osso cortical tenha um impacto positivo deva ser relativizada, uma vez que um osso totalmente compacto poderia ter um efeito antagônico, considerando que um osso vascularizado saudável pode ser mais benéfico para a colocação do implante do que um osso esclerótico extremamente denso e pouco vascularizado (Jacobs et al., 2018a).

No artigo 2, através da análise de textura do osso trabecular, foi demonstrado um papel importante da organização micro-estrutural na predição da perda óssea. Desta forma, pode-se supor também que um osso altamente vascularizado mas sem um grau de organização trabecular, com grandes espaços medulares e trabéculas extremamente frágeis e delgadas talvez não pudesse ser capaz de assimilar a carga aplicada, gerando maior sobrecarga na região cervical.

Embora os clínicos estejam usando unidades de Hounsfield derivadas de tomógrafos médicos (Norton e Gamble 2001, Fuh et al 2010, Bruno et al., 2018; Merheb et al., 2018), *gray values* derivados de unidades de CBCT (Isoda et al, 2012; Suttapreyasri et al, 2018), e ainda mais, unidades Hounsfield derivadas da CBCT (Fuster-Torres et al, 2011; Loveless et al., 2015; Sennerby et al., 2015) para a determinação da qualidade do osso no local da colocação de implantes, frequentemente associados a parâmetros clínicos como estabilidade primária e taxa de sobrevivência, o impacto dessas estimativas de densidade sobre os resultados clínicos como perda óssea marginal e sucesso do implante longitudinal é incerto, uma vez que a

densidade óssea sozinha não representa o entendimento biológico atual e evolução da implantodontia (Pauwels et al., 2015; Jacobs et al., 2018a; Radi et al., 2018).

De qualquer forma, a densidade óssea radiográfica (*gray values*) por si só não deveria ser considerada como sinônimo de qualidade óssea, pelos mesmo motivos supracitados em relação ao efeito negativo de um osso extremamente denso. Uma análise óssea microestrutural, como a disponível em um software dedicado de μ CT, já validada para ser usada em tomografia computadorizada de feixe cônico apresenta um grande potencial clínico para avaliação pré-cirúrgica da qualidade óssea (Van Dessel et al. 2013, 2016, 2017; Huang et al., 2014; Nicolielo et al., 2018), desde que utilizando exames com resolução suficiente para isso. Estudos mais recentes com abordagem microestrutural do osso trabecular tem utilizado resoluções entre 0.076mm (Van Dessel et al., 2017) e 0.125mm (Nicolielo et al., 2018).

Além disso, a avaliação baseada em *gray values* deveria ser evitada devido a alta variabilidade de intensidade observada em diferentes máquinas, protocolos e até mesmo em diferentes momentos de aquisição em CBCT (Hua et al 2009, Nackaerts et al 2011, Pauwels et al 2013, Azeredo et al 2013, Spin-Neto et al 2014). Ainda que a normalização de intensidades de nível de cinza apresentem resultados promissores, como a utilizada no presente estudo, elas não são até o presente momento, capazes de resolver todos os modelos e protocolos de exposição (Pauwels et al., 2015), nem capazes de evitar os erros de medição na presença dos mais variados tipos de artefato presentes (Jacobs et al., 2018b).

O principal fator limitante para uma abordagem micro-estrutural na

avaliação da qualidade óssea, em especial do osso trabecular, é a baixa resolução dos exames de rotina na grande maioria dos casos, as tomografias multislice e cone beam. É neste ponto que a análise de textura demonstra um de seus maiores potenciais, pois é capaz de obter informações relevantes de exames de baixa resolução (Chappard et al., 2005).

Ao considerarmos que a densidade óssea tomográfica (*gray values*) medida em uma região de interesse está em grande parte relacionada a proporção de osso cortical, somando-se o fato da inconsistência e variabilidade dos *gray values* não estar até o presente momento resolvida, a opção da abordagem macro-estrutural através da proporção cortical parece ser bastante promissora, principalmente se associada a uma avaliação trabecular que seja menos dependente da resolução da tomografia, como a análise de textura utilizada no presente estudo. Com esta abordagem híbrida, teríamos um grande potencial de realizar uma avaliação da qualidade óssea contornando as limitações clínicas inerentes a tecnologia comumente utilizada, resolução e variabilidade.

Outro aspecto a ser considerado na avaliação da qualidade óssea, é que nem todas as combinações possíveis estão presentes na amplamente utilizada classificação de Lekholm & Zarb (1985). Especialmente em área posterior de mandíbula, podendo-se encontrar uma cortical espessa combinada com osso trabecular esparso, por exemplo. Desta forma, na medida que avançamos em direção a constantes melhorias nas superfícies de implantes e um melhor entendimento dos mecanismos biológicos de cicatrização e manutenção de implantes a longo prazo, deveríamos também visualizar diferentes possibilidades de combinações e maneiras de

classificarmos o osso de uma forma mais condizente com as novas abordagens de avaliação da qualidade óssea, como a proposta recentemente por Al-Ekrish et al. (2018).

De um ponto de vista clínico atual, o profissional envolvido com o tratamento através de implantes, cirurgião, implantodontista ou protesista, gostaria de evitar os extremos em relação a densidade óssea. Um osso mais esparso poderia dificultar a estabilidade primária (Merheb et al., 2016), enquanto que um osso mais compacto com redução dos espaços trabeculares poderia apresentar uma vascularização prejudicada (Mikami et al., 2016). O ideal seria algo entre os dois tipos ósseos. (Nicolielo et al., 2018), o que vai ao encontro dos achados dos artigos 1 e 2. Uma adequada proporção de osso cortical e um osso trabecular mais organizado levaria a obtenção de estabilidade primária e secundária sem comprometer a vascularização óssea, aumentando as chances de sobrevivência e, conseqüentemente, o índice de sucesso dos implantes a longo prazo.

Embora modelos univariáveis não permitam estimar efeitos livres de confundimento (pelos efeitos das outras variáveis), esta abordagem foi adotada para compreender o comportamento individual das variáveis, já que o emprego da análise de textura em tomografias computadorizadas, em especial no estudo da qualidade óssea e seu potencial como preditor de estabilidade do níveis ósseos perimplantares, é ainda escassa.

O presente estudo tem algumas outras limitações que precisam ser apontadas. A estratégia comum para analisar uma estrutura tridimensional usando uma abordagem bidimensional em fatias nos leva a alguma perda de informação, mas nos encoraja a desenvolver uma metodologia de análise de

textura tridimensional para estudos futuros. Devido às características clínicas deste estudo, as tomografias computadorizadas não puderam ser padronizadas. Vários pacientes apresentaram exames já realizados e, por razões éticas, não puderam ser repetidos. Tomografias computadorizadas de diferentes modalidades foram utilizadas, com diferentes parâmetros de aquisição. Os tamanhos de pixel dos tomógrafos de feixe cônico foram isotrópicos, 0,2 mm. Para os multislice, anisotrópicos e 0,25 mm. Mesmo que Pauwels et. al (2015) não encontraram diferença para espessura trabecular e espaços trabeculares entre os exames de tamanho de voxel de 0,2 e 0,25, ele analisou apenas CBCT isotrópicos. De qualquer forma, uma superestimação deve ser esperada quando se analisam os exames tomográficos de uso clínico em relação aos parâmetros histomorfométricos da micro-TC (Van Dessel et al., 2013). Alguns números nos limites de significância provavelmente estão relacionados ao tamanho e à variabilidade da amostra. Devido à natureza prospectiva deste estudo e critérios de inclusão rigorosos, foi impossível ter uma população mais expressiva. Embora uma coorte maior possa não alterar os resultados estatísticos, um acompanhamento mais longo pode confirmar os achados do presente estudo. Outra limitação é a avaliação bidimensional da MBL. No entanto, até o momento, não há evidências que suportem o uso da TC como padrão de acompanhamento longitudinal de implantes, com desvantagens importantes como a dose de radiação, além de artefatos e consequentes imprecisões (Jacobs et al., 2018b).

Embora este estudo apresente limitações, um aspecto significativo é a utilização de tomografias computadorizadas, permitindo a avaliação em um

plano coronal, sem a sobreposição das tábuas ósseas vestibular e ligual/palatina, possibilitando uma melhor visualização e análise do osso cortical e trabecular, tanto para as medições da proporção de osso cortical quanto para a análise de textura trabecular. Por outro lado, uma vantagem em utilizar radiografias em vez de tomografias computadorizadas, em especial no método de análise de textura, é a melhor resolução das radiografias panorâmicas, utilizadas por Merheb et al. (2015) e das radiografias periapicais, utilizadas por Mundim et al. (2016). A distância entre píxeis usada por Merheb et al. para o osso trabecular foi $d = 2$ e 4 (significância para $d = 4$) e por Mundim et al. foi $d = 1$, que foi a mesma para o presente estudo. No entanto, os resultados devem ser cuidadosamente comparados. A análise de textura em tomografias computadorizadas tem escassa literatura contrastando com estudos em radiografias. Configurações de aquisição, processamento de imagens avançados e parâmetros de análise de textura em tomografias computadorizadas necessitam de mais pesquisas, especialmente na avaliação da qualidade óssea e no acompanhamento de implantes a longo prazo.

Por fim, é importante ressaltar que apesar da qualidade óssea, avaliada neste estudo através da proporção de osso cortical e da análise de textura do osso trabecular, ter sido considerada como um fator preditor de perda óssea peri-implantar, outros fatores podem influenciar na estabilidade óssea a longo prazo. Villarinho et al. (2017), analisando esta mesma amostra, demonstrou que a proporção coroa/implante clínica (medida do nível ósseo a face oclusal da coroa protética) também foi uma variável preditora de perda óssea marginal. Um estudo futuro considerando variáveis protéticas e de qualidade

óssea em um único modelo multivariado poderá determinar informações relevantes sobre de que forma estas variáveis se relacionam, impactando na estabilidade óssea de implantes curtos ao longo do tempo.

6 CONCLUSÕES GERAIS

Dentro das limitações e com base nos achados dos dois estudos, podemos concluir que:

1. As características macro e microestruturais do tecido ósseo impactam na estabilidade dos níveis ósseos de implantes curtos unitários em região posterior.

2. A proporção de osso cortical e o tempo foram preditores de perda óssea marginal peri-implantar nesta amostra. Um aumento na proporção de osso cortical parece ser um fator de proteção para a perda óssea.

3. A estabilidade primária e secundária não afetaram a perda óssea marginal de implantes.

4. Parâmetros de análise de textura do osso trabecular foram preditores de perda óssea marginal de implantes curtos em região posterior de maxila e mandíbula, dependendo do período de análise.

REFERÊNCIAS GERAIS

Abdel-Nasser M, Melendez J, Moreno A, Puig. The impact of pixel resolution, integration scale, preprocessing, and feature normalization on texture analysis for mass classification in mammograms. *Int J Optics* 2016; <http://dx.doi.org/10.1155/2016/1370259>.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1(1):11-25.

Albrektsson T, Chrcanovic B, Östman P, Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontol* 2000 2017;73:41-50.

Albrektsson T, Zarb G. Editorial: Implants are not the same as teeth. *Int J Prosthodont* 2018;31(5):420-422.

Al-Ekrish AA, Widmann G, Alfadda SA. Revised, computed tomography-based Lekholm and Zarb jawbone quality classification. *Int J Prosthodont* 2018;31(4):342-345.

Alonso FR, Triches DF, Mezzomo LAM, Teixeira ER, Shinkai RSA. Primary and secondary stability of single short implants. *J Craniofac Surg* 2018;29(6):548-551.

Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol* 2007; 34:359–366.

Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *J Periodontol* 2010;81:819-826.

Annibali S, Cristalli MP, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Piloni A. Short Dental Implants: A Systematic Review. *J Dent Res* 2012;91:25-32.

Anuradha K, Sankaranarayanan K. Comparison of feature extraction techniques to classify oral cancers using image processing. *IJAEM* 2013;2(6):456-462.

Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Impl Res* 2006;17(Suppl. 2):2-7.

Areeckal AS, Jayasheelan N, Kamath J, Zawadynski S, Kocher M, David S. Early diagnosis of osteoporosis using radiogrammetry and texture analysis from hand and wrist radiographs in Indian population. *Osteoporos Int* 2018;29(3):665-673.

Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Özdemir T. Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-assisted implant placement. Part I: relationship of radiographic gray density and implant stability. *Clin Impl Dent Relat Res* 2013;15(6):893-906.

Atsumi M, Park S, Wang H. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:743-754.

Azeredo F, de Menezes LM, Enciso R, Weissheimer A, de Oliveira RB. Computed gray levels in multislice and cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144(1):147-55.

Bahat O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: Clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(5):646-653.

Bahl G, Cruite I, Wolfson T, Gamst AC, Collins JM, Chavez AD, Barakat F, Hassanein T, Sirlin CB. Noninvasive classification of hepatic fibrosis based on texture parameters from double contrast-enhanced magnetic resonance images. *J Magn Reson Imaging* 2012;36:1154-1161.

Balshi TJ, Wolfinger GJ, Stein BE, Balshi SF. A long-term retrospective analysis of survival rates of implants in the mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(6):1348-54.

Baraldi A, Parmiggiani F. An investigation of the textural characteristics associated with gray level co-occurrence matrix statistical parameters. *IEEE Trans Geo Rem Sens* 1995;33(2).

Barewal RM, Stanford C, Weesner TC. A randomized controlled clinical trial comparing the effects of three loading protocols on dental implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(4):945-56.

Barone A, Alfonsi F, Derchi G, Tonelli P, Toti P, Marchionni S, Covani U. The effect of insertion torque on the clinical outcome of single implants: a randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18(3):588-600.

Berardini M, Trisi P, Sinjari B, Rutjes A.W.S, Caputi S. The effects of high insertion torque versus low insertion torque on marginal bone resorption and implant failure rates: A systematic review with meta-analyses. *Implant Dent* 2016;25:1-9.

Bidgoli M, Soheilifar S, Faradmal J, Soheilifar S. High insertion torque and peri-implant bone loss: Is there a relationship? *J Long Term Eff Med Implants* 2015;25(3):209-13.

Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region I: Clinical and radiographic results. *Clin Oral Impl Res* 2007;18:699–706.

Bolle C, Felice P, Barausse C, Pistilli V, Trullenque-Eriksson A, Esposito M. 4 mm long vs longer implants in augmented bone in posterior atrophic jaws: 1-year post-loading results from a multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2018;11(1):31-47.

Bruno V, Berti C, Barausse C, Badino M, Gasparro R, Ippolito DR, Felice P. Clinical relevance of bone density values from CT related to dental implant stability: A retrospective study. *Biomed Res Int* 2018; doi: 10.1155/2018/6758245.

Buser D, Mericke-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang N. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8 years life table analyses of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:161-172.

Carmo Filho LC, Faot F, Madruga MM, Marcello-Machado RM, Bordin D, Cury AADB. Effect of implant macrogeometry on peri-implant healing outcomes: a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2018; doi: 10.1007/s00784-018-2463-5.

Casseta M, Di Giorgio R, Barbato E. Are intraoral radiographs reliable in determining peri-implant marginal bone level changes? The correlation between open surgical measurements and periapical radiographs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2018;47(10):1358-1364.

Cecchinato D, Marino M, Lindhe J. Bone loss at implants and teeth in the same segment of the dentition in partially dentate subjects. *Clin Oral Implants Res* 2017;28:626–630.

Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(6):1015-1032.

Chai HY, Wee LK, Swee TT, Salleh S, Ariff AK. Gray-level co-occurrence matrix bone fracture detection. *Am J Applied Sci* 2011;8(1):26-32.

Chappard D, Guggenbuhl P, Legrand E, Baslé MF, Audran M. Texture analysis of X-ray radiographs is correlated with bone histomorphometry. *J Bone Miner Metab* 2005;23(1):24-9.

Chatvaratthana K, Thaworanunta S, Seriwatanachai D, Wongsirichat N. Correlation between the thickness of the crestal and buccolingual cortical bone at varying depths and implant stability quotients. *PLoS One* 2017;12(12): e0190293.

Chen W, Liao B, Li W. Use of image texture analysis to find DNA sequence similarities. *J Theor Biol* 2018;455:1-6.

Chindasombatjaroen J, Kakimoto N, Shimamoto H, Murakami S, Furukawa S. Correlation between pixel values in a cone-beam computed tomographic scanner and the computed tomographic values in a multidetector row computed tomographic scanner. *J Comput Assist Tomogr* 2011;35:662-665.

Cooper LF. Factors influencing primary dental implant stability remain unclear. *J Evid Base Dent Pract* 2010;10:44-45.

Cranin AN, DeGrado J, Kaufman M, Baraoidan M, DiGregorio R, Batgitis G, Lee Z. Evaluation of the periotest as a diagnostic tool for dental implants. *J Oral Implantol* 1998;24(3):139-146.

Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:558-561.

Depeursinge A, Foncubierta-Rodriguez A, Van De Ville D, Müller H. Three-dimensional solid texture analysis in biomedical imaging: review and opportunities. *Med Image Anal* 2014;18(1):176-96.

Depeursinge A, Fageot J, Al-Kadi OS. Fundamentals of texture processing for biomedical image analysis: a general definition and problem formulation. in: *Biomedical Texture Analysis*; Elsevier: London, UK, 2018;pp. 1–27.

Deporter DA, Todescan R, Caudry S. Simplifying management of the posterior maxilla using short, porous-surfaced dental implants and simultaneous indirect sinus elevation. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:476-485.

Dias DR, Leles CR, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Marginal bone level changes and implant stability after loading are not influenced by baseline microstructural bone characteristics: 1-year follow-up. *Clin Oral Impl Res* 2016;27:1212-1220.

Dias FJN, Pecorari VGA, Martins CB, Del Fabbro M, Casati MZ. Short implants versus bone augmentation in combination with standard-length implants in posterior atrophic partially edentulous mandibles: systematic review and meta-analysis with the Bayesian approach. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2018; xxx:xxx-xxx <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.05.009>.

Draenert FG, Sagheb K, Baumgardt K, Kämmerer PW. Retrospective analysis of survival rates and marginal bone loss on short implants in the mandible. *Clin Oral Impl Res* 2012;23:1063–1069.

England GM, Moon E-S, Roth J, Deguchi T, Firestone AR, Beck FM, Kim D-G. Conditions and calibration to obtain comparable grey values between different clinical cone beam computed tomography scanners.

Dentomaxillofac Radiol 2017;46(2): 20160322.

Feldman S, Boitel N, Weng D, Kohless S, Stach RM. Five-year survival distributions of short length (10mm or less) machined surfaced and Osseotite implants. Clin Impl Dent Rel Res 2004;6:16-23.

Felice P, Barausse C, Pistilli V, Piatelli M, Ippolito DR, Esposito M. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm long x 4 mm wide implants or by longer implants in augmented bone. 3-year post-loading results from a randomised controlled trial. Eur J Oral Implantol 2018;11(2):175-187.

Flores A, Rysavy S, Enciso R, Okada K. Non-invasive differential diagnosis of dental periapical lesions in cone-beam CT. IEEE 2009;x:566-569.

Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6(2):142-146.

Fuh L-J, Huang H-L, Chen C-S, Fu K-L, Shen Y-W, Tu M-G, Shen W-C, Hsu J-T. Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. J Oral Rehabil 2010;37:346–351.

Fuster-Torres MA, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Oltra D, Penarrocha-Diago M. Relationships between bone density values from cone beam computed tomography, maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: a pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants 2011;26:1051–1056.

Galindo-Moreno P, Fernández-Jiménez A, Avila-Ortiz G, Silvestre FJ, Hernández-Cortés P, Wang HL. Marginal bone loss around implants placed in maxillary native bone or grafted sinuses: a retrospective cohort study. Clin Oral Implants Res 2014;25(3):378-384.

Ganeles J, Zöllner A, Jackowski J, ten Bruggenkate C, Beagle J, Guerra F. Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year results from a prospective multicenter study. Clin Oral Implants Res 2008;19(11):1119-28.

Gao Q, Yu J, Wang F, Ge T, Hu L, Liu Y. Automatic measurement of skin textures of the dorsal hand in evaluating skin aging. Skin Res Tech 2013; 19:145–151.

García-Moreno S, González-Serrano J, López-Pintor RM, Pardal-Peláez B, Hernández G, Martínez-González JM. Implant stability using piezoelectric bone surgery compared with conventional drilling: a systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg 2018;xxx:xxx-xxx.

Gastaldi G, Felice P, Pistilli V, Barausse C, Ippolito DR, Esposito M.

Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 5 x 5 mm implants with a nanostructured calcium-incorporated titanium surface or by longer implants in augmented bone. 3-year results from a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2018;11(1):49-61.

Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:930-937.

Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Martin C, Celemin A, del Rio J. Does length, diameter, or bone quality affect primary and secondary stability in self-tapping dental implants? *J Oral Maxillofac Surg* 2016;74:1344-1353.

Gonzalez RC, Woods RE. *Digital Image Processing*. New Jersey: Prentice Hall, 2002.

González-Martín O, Lee EA, Veltri M. CBCT fractal dimension changes at the apex of immediate implants placed using undersized drilling. *Clin Oral Impl Res* 2012;23:954-957.

Goswami, B. Texture based image segmentation using GLCM. 2013. School of Education Technology, Jadavpur University. No link:
<http://dspace.jdvu.ac.in/bitstream/123456789/23635/1/Acc.%20No.%20DC%200442.pdf>

Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Grandi G. Clinical outcome and bone healing of implants placed with high insertion torque: 12-month results from a multicenter controlled cohort study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013;42(4):516-20.

Grogard N, Verleye G, Mavreas, Vande-Vannet B. Updated secondary implant stability data of two dental implant systems. A retrospective cohort study. *J Clin Exp Dent* 2017;9(9):e1121-8.

Guggenbuhl P, Bodic F, Hamel L, Baslé MF, Chappard D. Texture analysis of X-ray radiographs of iliac bone is correlated with bone micro-CT. *Osteoporos Int* 2006;17(3):447-54.

Gültekin BA, Sirali A, Gültekin P, Ersanli. Clinical Evaluation of the stability of implants placed at different supracrestal levels. *J Istanbul Univ Fac Dent* 2016;50(3):21-31.

Hadzik J, Krawiec M, Slawecki K, Kunert-Keil C, Dominiak M, Gedrange T. The influence of the crown-implant ratio on the crestal bone level and implant secondary stability: 36-month clinical study. *Biomed Res Int* 2018; doi: 10.1155/2018/4246874.

Han F, Wang H, Zhang G, Han H, Song B, Li L, Moore W, Lu H, Zhao H, Liang Z. Texture feature analysis for computer-aided diagnosis on pulmonary nodules. *J Digit Imaging* 2015;28:99-115.

Haralick RM, Shanmugan K, Dinstein I. Textural features for image classification. IEEE 1973;SMC-3(6):610-621.

Haralick RM. Statistical and structural approaches to texture. Proceedings of the IEEE 1979;67(5):786-804.

Herrero-Climent M, Albertini M, Rios-Santos JV, Lázaro-Calvo P, Fernández- Palacín A, Bullon P. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor®. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2012;17(5):e801-806.

Hohlweg-Majert B, Metzger MC, Kummer T, Schulze D. Morphometric analysis e Cone beam computed tomography to predict bone quality and quantity. J Craniomaxillofac Surg 2011;39(5):330-4.

Hua Y, Nackaerts O, Duyck J, Maes F, Jacobs R. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. Clin Oral Impl Res 2009;20:767–771.

Huang, N. *The measurement of bone quality in medical images using statistical textural features*. Dissertação: Mestrado em Engenharia Elétrica – Faculdade de Engenharia e Ciências da Computação, The University of Texas at Tyler, Tyler, 2013.

Huang Y, Van Dessel J, Liang X, Depypere M, Zhong W, Ma G, Lambrichts I, Maes F, Jacobs R. Effects of immediate and delayed loading on peri-implant trabecular structures: a cone beam CT evaluation. Clin Implant Dent Relat Res 2014;16(6):873-83.

Iacono VJ, Cochran DL. State of the science on implant dentistry: a workshop developed using an evidence-based approach. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22 Suppl:7-10.

Ibrahim N, Parsa A, Hassan B, van der Stelt P, Wismeijer D. Diagnostic imaging of trabecular bone microstructure for oral implants: a literature review. Dentomaxillofac Radiol 2013;42:20120075.

Irie MS, Rabelo GD, Spin-Neto R, Dechichi P, Borges JS, Soares PBF. Use of micro-computed tomography for bone evaluation in dentistry. Braz Dent J 2018;29(3):227-238.

Irons JR, Petersen GW. Texture transforms of remote sensing data. Remote Sens Environ 1981;11:359-370.

Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. Clin Oral Implants Res 2012;23(7):832-6.

Jacobs R, Esposito M. Errors in radiographic assessment of marginal bone

height around osseointegrated implants. *Eur J Oral Implantol* 2016;9(2):119-21.

Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein M. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health* 2018;18(1):88.

Jacobs R, Vranckx M, Vanderstuyft T, Quirynen M, Salmon B. CBCT vs other imaging modalities to assess peri-implant bone and diagnose complications: a systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2018;11(Suppl 1):S77-S92.

Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med & App Sci* 2013;5(4):162-167.

Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: A 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

Jemt T. Implant survival in the edentulous jaw - 30 years of experience. Part I: A retro-prospective multivariate regression analysis of overall implant failure in 4,585 consecutively treated arches. *Int J Prosthodont* 2018;31:425-435.

Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2(2):69-75.

Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Ariji E, et al. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;107(3):420-5.

Ko Y-C, Huang H-L, Shen Y-W, Cai J-Y, Fuh L-J, Hsu J-T. Variations in crestal cortical bone thickness at dental implant sites in different regions of the jawbone. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19:440-446.

Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Impl Res* 2006;17(1):75-79a.

Lachmann S, Laval JY, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity

assessment. Part II: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. *Clin Oral Impl Res* 2006;17(1):80-84b.

Lai HC, Si MS, Zhuang LF, Shen H, Liu YI, Wismeijer D. Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: a clinical retrospective study of 5–10 years. *Clin Oral Impl Res* 2013;24:230–237.

Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):208-12.

Lee S, Lee C, Fu MM, Elmisalati W, Chuang SK. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials for the management of limited vertical height in the posterior region: Short implants (5 to 8 mm) vs longer implants (> 8 mm) in vertically augmented sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:1085-1097.

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

Lemos CA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2016;47:8-17.

Lespessailles E, Gadois C, Lemineur G, Do-Huu JP, Benhamou L. Bone texture analysis on direct digital radiographic images: Precision study and relationship with bone mineral density at the os calcis. *Calcif Tissue Int* 2007;80:97-102.

Levin BP. The correlation between immediate implant insertion torque and implant stability quotient. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2016;36(6):833-840.

Lindh C, Petersson A, Rohlin M. Assessment of the trabecular pattern before endosseous implant treatment: Diagnostic outcome of periapical radiography in the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996;82:335–343.

Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(3):244-50.

Liu Y, Bäuerle T, Pan L, Dimitrakopoulou-Strauss A, Strauss LG, Heiss C, Schnettler R, Semmler W, Cao L. Calibration of cone beam CT using relative attenuation ratio for quantitative assessment of bone density: a small animal study. *Int J CARS* 2013;8:733-739.

Lovatto ST, Bassani R, Sarkis-Onofre R, Dos Santos MBF. Influence of different implant geometry in clinical longevity and maintenance of marginal bone: a systematic review. *J Prosthodont* 2018; doi: 10.1111/jopr.12790.

Loveless TP, Kilinc Y, Altay MA, Flores-Hidalgo A, Baur DA, Quereshy FA. Hounsfield unit comparison of grafted versus non-grafted extraction sockets. *J Oral Sci* 2015;57(3):195-200.

Lukas D, Schulte W. Periotest - a dynamic procedure for the diagnosis of the human periodontium. *Clin Phys Physiol Meas* 1990;11(1): 65-75.

Magill D, Beckmann N, Felice MA, Yoo T, Mupparapu M. Investigation of dental cone-beam CT pixel data and a modified method for conversion to Hounsfield unit (HU). *Dentomaxillofac Radiol* 2018;47(2):20170321.

Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2010;39:323–335.

Makary C, Rebaudi A, Mokbel N, Naaman N. Peak insertion torque correlated to histologically and clinically evaluated bone density. *Implant Dent* 2011;20:182-191.

Malchiodi L, Balzani L, Cucchi A, Ghensi P, Nocini PF. Primary and secondary stability of implants in postextraction and healed sites: A randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:1435-1443.

Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2012;23:767–774.

Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res* 1996;7:261-267.

Merheb J, Assche NV, Coucke W, Jacobs R, Naert I, Quirynen M. Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clin Oral Impl Res* 2010;21:612-617.

Merheb J, Graham J, Coucke W, Roberts M, Quirynen M, Jacobs R, Devlin H. Prediction of implant loss and marginal bone loss by analysis of dental panoramic radiographs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:372-377.

Merheb J, Temmerman A, Rasmusson L, Kübler A, Thor A, Quirynen M. Influence of skeletal and local bone density on dental implant stability in patients with osteoporosis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18(2):253-60.

Merheb J, Vercruyssen M, Coucke W, Quirynen M. Relationship of implant

stability and bone density derived from computerized tomography images. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018;20:50-57.

Mezzomo LA, Miller R, Triches D, Alonso F, Shinkai, RS. Meta-analysis of single crowns supported by short (<10 mm) implants in the posterior region. *J Clin Periodontol* 2014;41:191-213.

Mikami T, Miake Y, Bologna-Molina R, Takeda Y. Ultrastructural analyses of alveolar bone in a patient with osteomyelitis secondary to osteopetrosis: a review of the literature. *J Oral Maxillofac Surg* 2016;74(8):1584-95.

Misch CE. Density of bone: Effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;6:23-31.

Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol* 2006;77:1340-1347.

Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Impl Res* 2006 17;(Suppl. 2):124-135.

Monje A, Suarez F, Galindo-Moreno P, Garcia-Nogales A, Fu J-H, Wang H-L. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (< 10 mm) for implantsupported fixed prostheses. *Clin Oral Impl Res* 2014;25:1119-1124.

Moraschini V, Poubel LA, Ferreira VF, Barboza ES. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2015;44(3):377-88.

Mu T-J, Lee D-W, Park K-H, Moon I-S. Changes in the fractal dimension of peri-implant trabecular bone after loading: a retrospective study. *J Periodontal Implant Sci* 2013;43:209-214.

Mundim MBV, Dias DR, Costa RM, Leles CR, Azevedo-Marques PM, Ribeiro-Rotta RF. Intraoral radiographs texture analysis for dental implant planning. *Comput Methods Programs Biomed* 2016;136:89-96.

Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Impl Res* 2011;22:873-879.

Nevins M, Langer B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(4):428-432.

Nicoliello LFP, Van Dessel J, van Lenthe GH, Lambrichts I, Jacobs R. Computer-based automatic classification of trabecular bone pattern can

assist radiographic bone quality assessment at dental implant site. *Br J Radiol* 2018;17:20180437.

Nielsen HB, Schou S, Isidor F, Christensen AE, Starch-Jensen T. Short implants (≤ 8 mm) compared to standard length implants (> 8 mm) in conjunction with maxillary sinus floor augmentation: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2018;xxx:xxx-xxx. doi: 10.1016/j.ijom.2018.05.010.

Nisand D, Picard N, Rocchietta I. Short implants compared to implants in vertically augmented bone: a systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2015; 26(11):170-179.

Noguerol B, Muñoz R, Mesa F, de Dios Luna J, O'Valle F. Early implant failure. Prognostic capacity of periotests: retrospective study of a large sample. *Clin Oral Impl Res* 2006;17:459–464.

Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res* 2001;12(1):79-84.

Norton MR. The influence of low insertion torque on primary stability, implant survival, and maintenance of marginal bone levels: A closed-cohort prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017;32(4):849-857.

Nurtanio I, Astuti ER, Purnama IK, Hariadi M, Purnomo MH. Classifying cyst and tumor lesion using support vector machine based on dental panoramic images texture features. *Int J Comput Sci* 2013;40(1):29-37.

Oh JS, Kim SG. Clinical study of the relationship between implant stability measurements using Periotest and Osstell mentor and bone quality assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012;113:e35-e40.

Olivé J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(4):390-400.

Otoni J, Oliveira F, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:769-776.

Palacios JAV, Garcia JJ, Caramês JMM, Quirynen M, da Silva Marques DN. Short implants versus bone grafting and standard-length implants placement: a systematic review. *Clin Oral Investig* 2018;22(1):69-80.

Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res* 2012;91(3):242-8.

Patel A, Patel P, Baxi A. Analysis of dental image processing for

human identification. *IJERT* 2012;1(10):1-7.

Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *Br J Radiol* 2013;86:20120135.

Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiology* 2015; 44, 20140238.

Pauwels R, Sessirisombat S, Panmekiate S. Mandibular bone structure analysis using cone beam computed tomography vs primary implant stability: An ex vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017;32(6):1257-1265.

Periotest Procedure. Disponível em: http://www.med-gulden.com/downloads/02_english/01_Productinformation/Periotest_procedure.pdf Último acesso em 12/10/2018.

Rad AE, Rahim MS, Norouzi A. Digital dental x-ray image segmentation and feature extraction. *Telkomnika* 2013;11(6):3109-3114.

Radi IA, Ibrahim W, Iskandar SMS, AbdelNabi N. Prognosis of dental implants in patients with low bone density: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2018; doi: 10.1016/j.prosdent.2018.01.019.

Raja JV, Khan M, Ramachandra VK, Al-Kadi O. Texture analysis of CT images in the characterization of oral cancers involving buccal mucosa. *Dentomaxillofacial Radiology* 2012;41:475–480.

Reddy TK, Kumaravel N. Texture analysis of bone CT images for classification and characterization of bone quality. *Int J Soft Comput* 2009;4(5):223-228.

Reddy TK, Kumaravel N, Shah AK. Assessment of trabecular bone texture from CT images by multiresolution analysis and classification using SVM. *Int J Oral Implantol Clin Res* 2010;1(2):55-60.

Reddy TK, Kumaravel N. Segmentation and classification of jaw bone CT images using curvelet based texture features. *Bangl J Med Science* 2010;9(1):33-43.

Reddy TK, Kumaravel N. Bone density assessment of oral implant sites using texture parameters. *Int J Image Data Fusion* 2011;2(2):167-180.

Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: A 2-year retrospective clinical study. *Clin Impl Dent Rel Res* 2005;7(1):104-110.

Ribeiro-Rotta RF, Lindh C, Rohlin M. Efficacy of clinical methods to assess jawbone tissue prior to and during endosseous dental implant

placement: a systematic literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:289–300.

Ribeiro-Rotta RF, Lindh C, Pereira AC, Rohlin M. Ambiguity in bone tissue characteristics as presented in studies on dental implant planning and placement: a systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2011;22(8):789-801.

Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clin Oral Impl Res* 2010;21:255-261.

Romeo E, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Longterm clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:133–143.

Rossi F, Ricci E, Marchetti C, Lang NP, Botticelli D. Early loading of single crowns supported by 6-mm-long implants with a moderately rough surface: a prospective 2-year follow-up cohort study. *Clin Oral Impl Res* 2010;21:937– 943.

Rossi F, Botticelli D, Cesaretti G, De Santis E, Storelli S, Lang NP. Use of short implants (6 mm) in a single-tooth replacement: a 5-year follow-up prospective randomized controlled multicenter clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2016;27(4):458-64.

Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Impl Res* 2009;20:1140-1145.

Sahota J, Bhatia A, Gupta M, Singh V, Soni R. Reliability of orthopantomography and cone-beam computed tomography in presurgical implant planning: A clinical study. *J Contemp Dent Pract* 2017;18(8):665-669.

Sakoda S, Kawamata R, Kaneda T, Kashima I. Application of the digital radiograph bone trabecular structure analysis to the mandible using morphological filter. *Oral Sci Int* 2004;1(1):45-53.

Sapthagirivasan V, Anburajan M. Diagnosis of osteoporosis by extraction of trabecular features from hip radiographs using support vector machine: An investigation panorama with DXA. *Computers in Biology and Medicine* 2013;43:1910–1919.

Scarano A, Mortellaro C, Bruccoli M, Lucchina AG, Assenza B, Lorusso F. Short implants: Analysis of 69 implants loaded in mandible compared with longer implants. *J Craniofac Surg* 2018;00:00-00. doi: 10.1097/scs.0000000000004518

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72(1):75–

80.

Schwartz WR, Pedrini H. Segmentação de imagens de terrenos baseada na associação de características de texturas com dependência espacial modelada por campo aleatório de Markov. Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto, 2005, Goiânia. *Anais XII Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto*, documento eletrônico:p.4311-4318.

Sebastian VB, Unnikrishnan A, Balakrishnan K. Grey level co-occurrence matrices: generalisation and some new features. *IJCSEIT* 2012;2(2):151-157.

Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000* 2008;47:51-66.

Sennerby L, Andersson P, Pagliani L, Giani C, Moretti G, Molinari M, Motroni. Evaluation of a novel cone beam computed tomography scanner for bone density examinations in preoperative 3D reconstructions and correlation with primary implant stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17(5):844-53.

Sewerin IP. Errors in radiographic assessment of marginal bone height around osseointegrated implants. *Scand J Dent Res* 1990;98(5):428-33.

Showalter C, Clymer BD, Richmond B, Powell K. Three-dimensional texture analysis of cancellous bone cores evaluated at clinical CT resolutions. *Osteoporos Int* 2006;17(2):259-66.

Simion M, Nevins M, Rasperini, Tironi F. A 13- to 32-year retrospective study of bone stability for machined implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2018;38:489-493.

Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10–16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Impl Res* 2010;21:772–777.

Simons W-F, De Smit M, Duyck J, Coucke W, Quirynen M. The proportion of cancellous bone as predictive factor for early marginal bone loss around implants in the posterior part of the mandible. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:1051-9.

Song Y-D, Jun S-H, Kwon J-J. Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:59-64.

Souza R, Galdino LO, Costa RM, Marques O, Soares FA, Salvini R, Soares AS. Texture features extraction for classification type bone in dental radiographs. *Anais do Workshop de Visão Computacional (WVC)* 2013, Poster.

Spin-Neto R, Gottfredsen E, Wenzel A. Variation in voxel value distribution and effect of time between exposures in six CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol* 2014;43: 20130376.

Srinivasan M, Vazquez L, Rieder P, Moraguez O, Bernard JP, Belser UC. Survival rates of short (6 mm) micro-rough surface implants: a review of literature and meta-analysis. *Clin Oral Impl Res* 2014;25:539–545.

Strietzel FP, Nowak M, K uchler I, Friedman A. Peri-implant alveolar bone loss with respect to bone quality after use of the osteotome technique: results of a retrospective study. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(5):508-13.

Suer BT, Yaman Z, Buyuksarac B. Correlation of fractal dimension values with implant insertion torque and resonance frequency values at implant recipient sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31(1):55-62.

Suttapreyasri S, Suapear P, Leepong N. The accuracy of cone-beam computed tomography for evaluating bone density and cortical bone thickness at the implant site: Micro-computed tomography and histologic analysis. *J Craniofac Surg* 2018; doi: 10.1097/SCS.0000000000004672.

Tangel ML, Fatichah C, Yan F, Betancourt JP, Widyanto MR, Dong F, Hirota K. Dental classification for periapical radiograph based on multiple fuzzy attribute. *IEEE* 2013;x:304-309.

Tolentino da Rosa de Souza P, Binhame Albini Martini M, Reis Azevedo-Alanis L. Do short implants have similar survival rates compared to standard implants in posterior single crown?: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Relat Res* 2018;20(5):890-901.

Toti P, Marchionni S, Manchini-Fabris GB, Marconcini S, Covani U, Barone A. Surgical techniques used in the rehabilitation of partially edentulous patients with atrophic posterior mandibles: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trials. *J CranioMaxillofac Surg* 2017;45:1236-1245.

Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical--histomorphometric comparison. *Clin Oral Impl Res* 1999;10:1-7.

Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Impl Res* 2009;20:467–471.

Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP. Effect of implant thread geometry on secondary stability, bone density, and bone-to-implant contact : A biomechanical and histological analysis. *Implant Dent* 2015;0:1-8.

Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55(Suppl 5):38-45.

Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil* 2007;34(4):267–272.

Uehara PN, Matsubara VH, Igai F, Sesma N, Mukai MK, Araujo MG. Short dental implants (≤ 7 mm) versus longer implants in augmented bone area: A meta-analysis of randomized controlled trials. *The Open Dent Journal* 2018;12:354-365.

Valiyaparambil JV, Yamany I, Ortiz D, Shafer DM, Pendrys D, Freilich M, Mallya SM. Bone quality evaluation: comparison of cone beam computed tomography and subjective surgical assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:1271–1277.

Van Dessel J, Huang Y, Depypere M, Rubira-Bullen I, Maes F, Jacobs R. A comparative evaluation of cone beam CT and micro-CT on trabecular bone structures in the human mandible. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42(8):20130145.

Van Dessel J, Nicolielo LFP, Huang Y, Slagmolen P, Politis C, Lambrichts I, Jacobs R. Quantification of bone quality using different cone beam computed tomography devices: Accuracy assessment for edentulous human mandibles. *Eur J Oral Implantol* 2016;9(4):411-424.

Van Dessel J, Nicolielo LF, Huang Y, Coudyzer W, Salmon B, Lambrichts I, Jacobs R. Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT. *Eur J Oral Implantol* 2017;10(1):95-105.

Van Eekeren P, Said C, Tahmaseb A, Wismeijer D. Resonance frequency analysis of thermal acid-etched, hydrophilic implants during first 3 months of healing and osseointegration in an early-loading protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(4):843-50.

Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Lindén U, Åstrand P. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:272-281.

Venkatesh E, Elluru SV. Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. *J Istanbul Univ Fac Dent* 2017; 51(Suppl 1):s102-s121.

Villarinho EA, Triches DF, Alonso FR, Mezzomo LAM, Teixeira ER, Shinkai RSA. Risk factors for single crowns supported by short (6-mm) implants in the posterior region: A prospective clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19(4):671-680.

Wada M, Tsuiki Y, Suganami T, Ikebe K, Sogo M, Okuno I, Maeda Y. The

relationship between the bone characters obtained by CBCT and primary stability of the implants. *Int J Implant Dent* 2015;1(1):3.

Waechter J, Madruga MM, Carmo Filho LC, Leite FRM, Schinestsck AR, Faot F. Comparison between tapered and cylindrical implants in the posterior regions of the mandible: A prospective, randomized, split-mouth clinical trial focusing on implant stability changes during early healing. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19:733-741.

Walker LR, Morris GA, Novotny PJ. Implant insertional torque values predict outcomes. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:1344-1349.

Zeytinoglu M, Ilhan B, Dündar N, Boyacioglu H. Fractal analysis for the assessment of trabecular peri-implant alveolar bone using panoramic radiographs. *Clin Oral Invest* 2015;19:519-524.

Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: Comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:525–530.

Zulpe N, Pawar V. GLCM textural features for brain tumor classification. *IJSCI* 2012;9(3):354-359.

ANEXOS

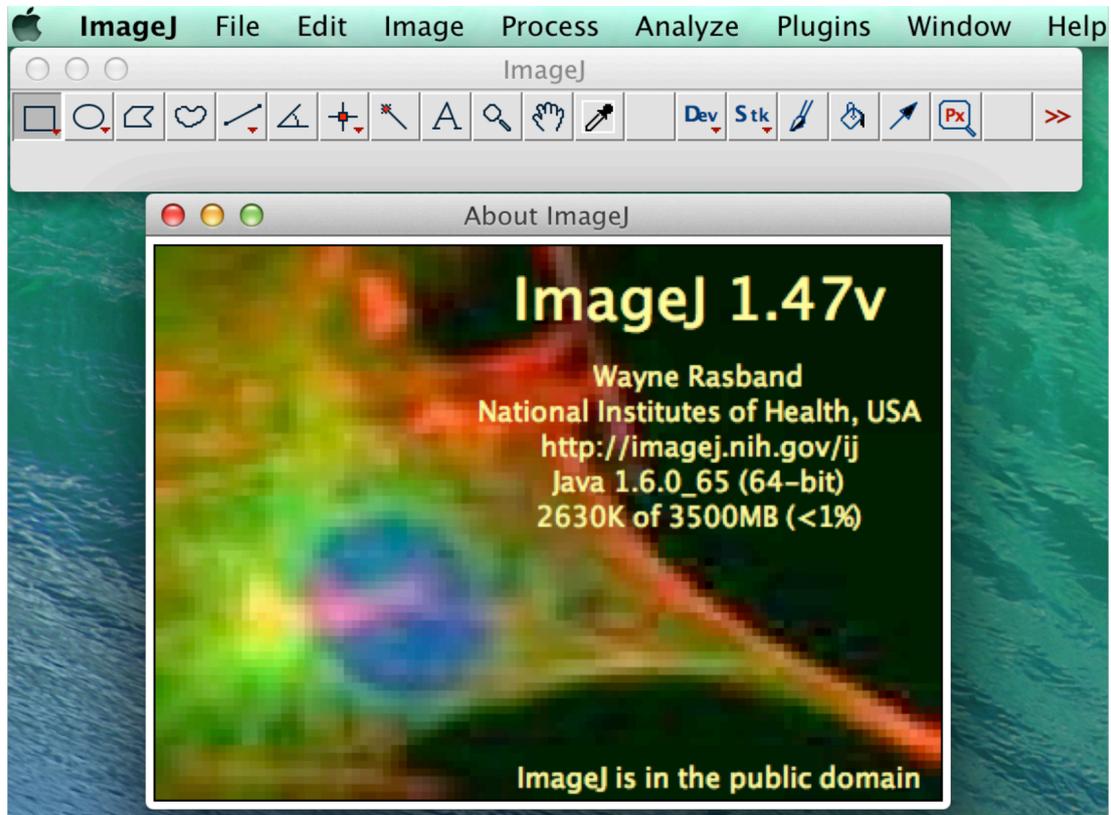
Metodologia de análise óssea

Tomografias computadorizadas *cone beam* pré-operatórias foram adquiridas em 17 sítios ósseos em nove pacientes utilizando-se dois tomógrafos: i-CAT CBCT (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) e Instrumentarium OP300 CBCT (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland). Tomografias computadorizadas *multislice* de 20 sítios ósseos em nove pacientes foram realizadas com um tomógrafo Elscint CT Twin II (Elscint, Haifa, Israel), totalizando 37 sítios ósseos em região posterior de mandíbula e maxila em 18 pacientes.

Os cortes tomográficos foram obtidos a partir dos dados registrados nas radiografias pós-operatórias imediatas dos implantes, cujo método de obtenção da medida está descrito na seção de Anexos. Este dado foi transferido para cada corte tomográfico tendo como ponto de referência o dente mais próximo ao implante em questão para análise. A transferência desta medida de posição para as tomografias ocorreu de maneira diferente para cada corte analisado e será descrita a seguir.

O programa utilizado para análise óssea foi o ImageJ *freeware* (National Institutes of Health, Bethesda, USA). (fig. 1)

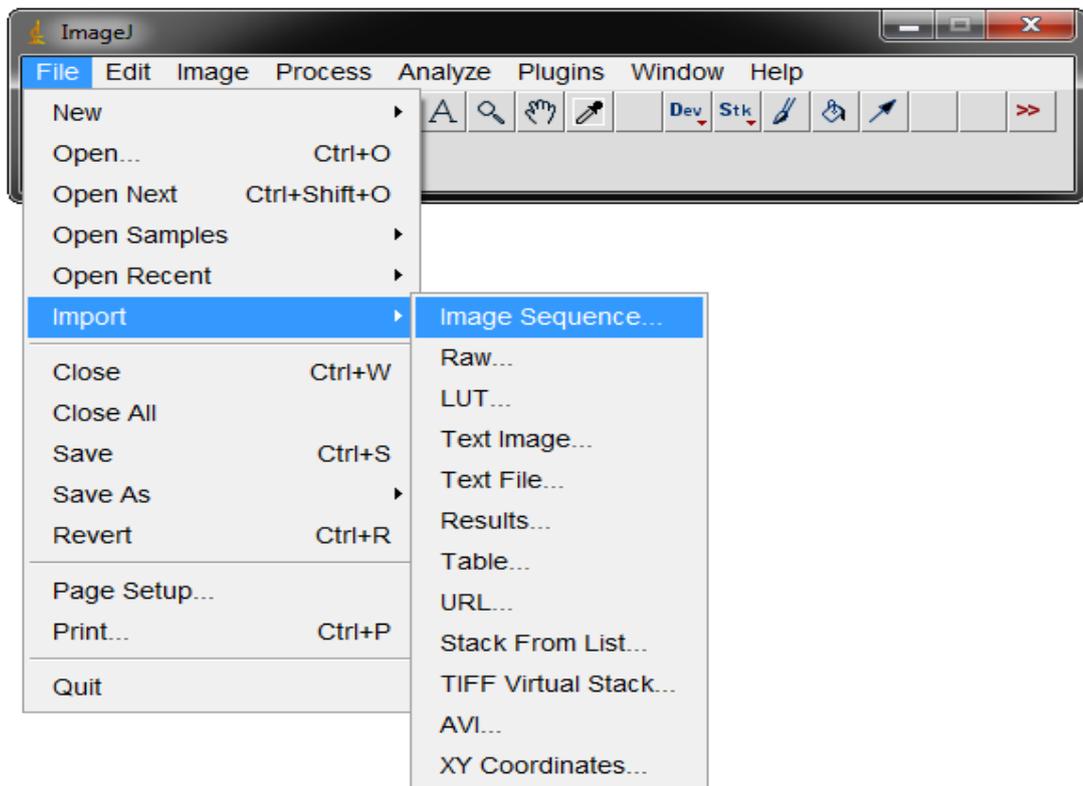
Figura 1: ImageJ, janela inicial.



Fonte: o autor

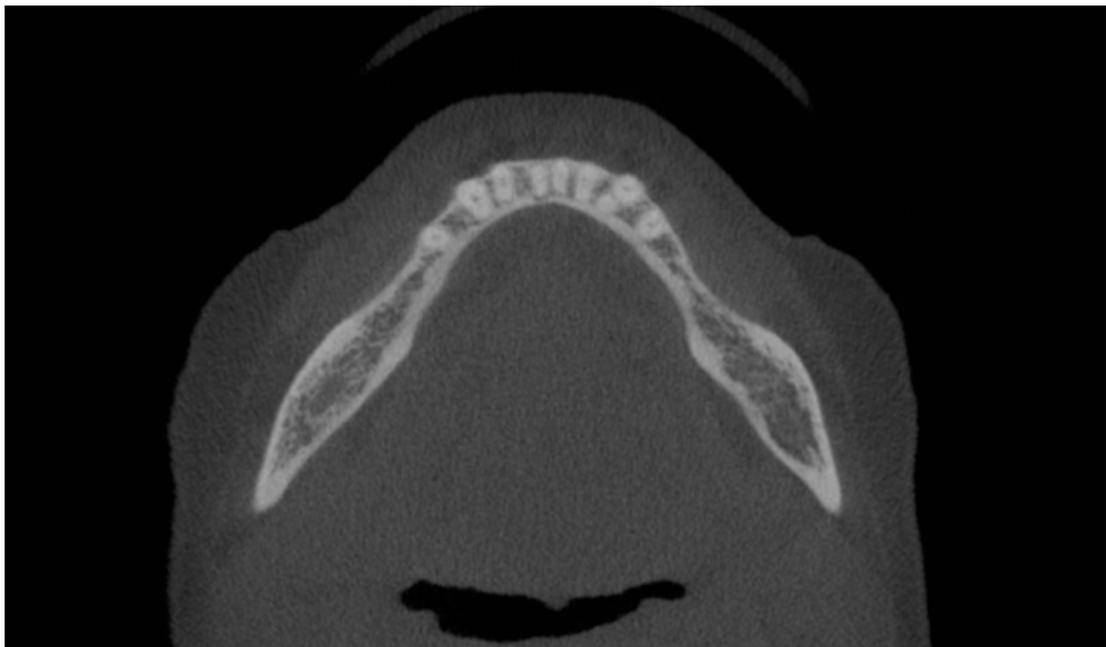
No *software* ImageJ, seleciona-se *File>Import>Image Sequence* (fig. 2) que abrirá uma janela para seleção do arquivo DICOM. Após a seleção do arquivo, selecionam-se as opções de ajuste da seqüência de imagens e clica-se em *Ok*.

Figura 2: Caminho utilizado na importação dos arquivos DICOM para reconstrução da imagem tomográfica.



Fonte: o autor

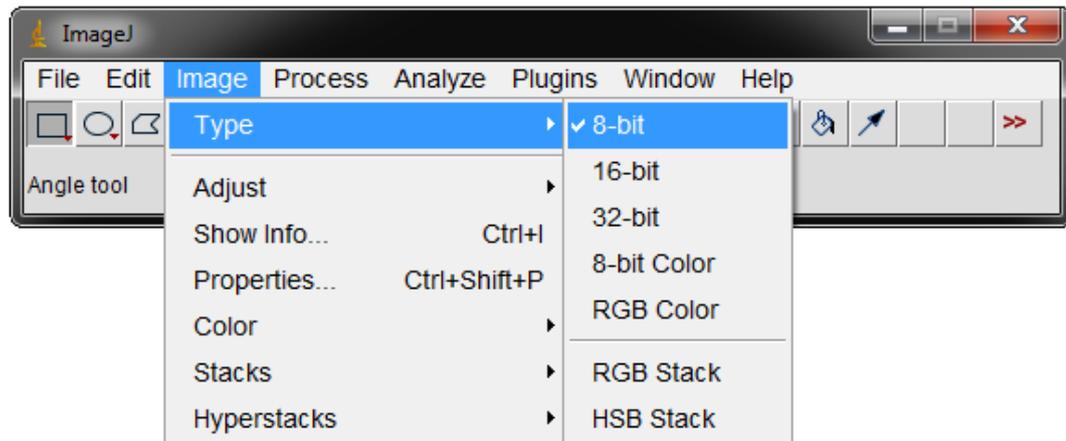
Figura 3: Imagem axial já reconstruída, no corte selecionado, na qual aparecem as raízes dentárias e o rebordo ósseo onde foi colocado o implante posteriormente.



Fonte: o autor

Após a seqüência de imagens de cortes axiais ser aberta, padroniza-se a reconstrução em 8-bit utilizando os comandos *image > file > 8-bit* (fig. 4).

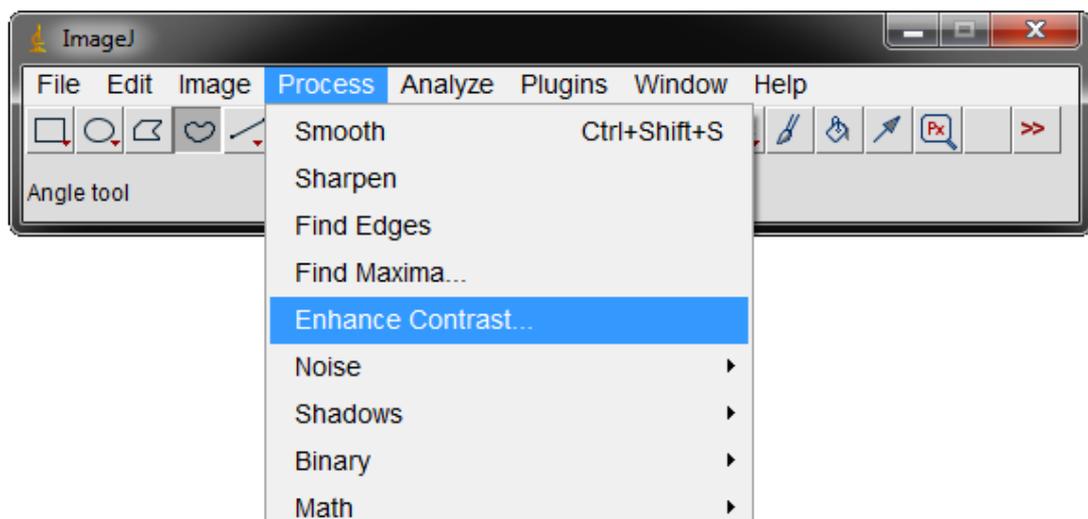
Figura 4: Caminho para conversão da imagem para 8-bit.

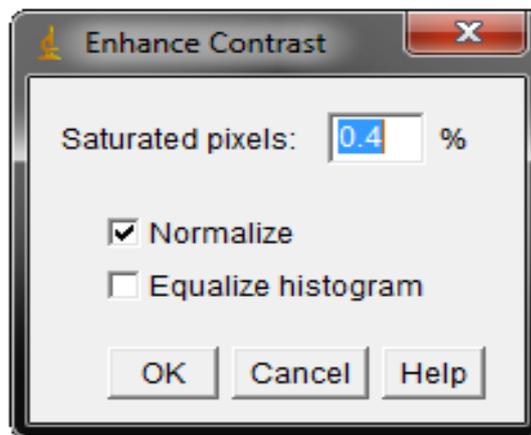


Fonte: o autor

Após a conversão, procede-se com a normalização da imagem.

Figura 5: Procedimentos para a normalização da imagem.





Fonte: o autor

3.1 Determinação da região de interesse 1 (ROI 1, osso alveolar)

3.1.1 No corte axial

Com a imagem aberta no corte axial selecionado, já convertida para 8-bit e normalizada, seleciona-se então o ícone da ferramenta *Straight*. Com ela é traçada uma reta de comprimento igual ao da medida da localização do implante em questão (calculada anteriormente através do método citado no anexo B, com o auxílio das radiografias periapicais digitais), paralelamente e ao lado do rebordo ósseo, partindo do ponto de referência (dente adjacente) e sendo o seu final a região aproximada do centro do implante (fig. 6); em seguida será realizado o comando *control+D* para fixar esta reta na imagem; mais uma reta será feita com comprimento de 6mm e depois o centro desta reta será posicionado no fim da reta anterior, paralelamente à primeira e ao rebordo, servindo de referência para o próximo passo, ficando 3mm para cada lado da posição aproximada do centro do implante colocado na área em análise.

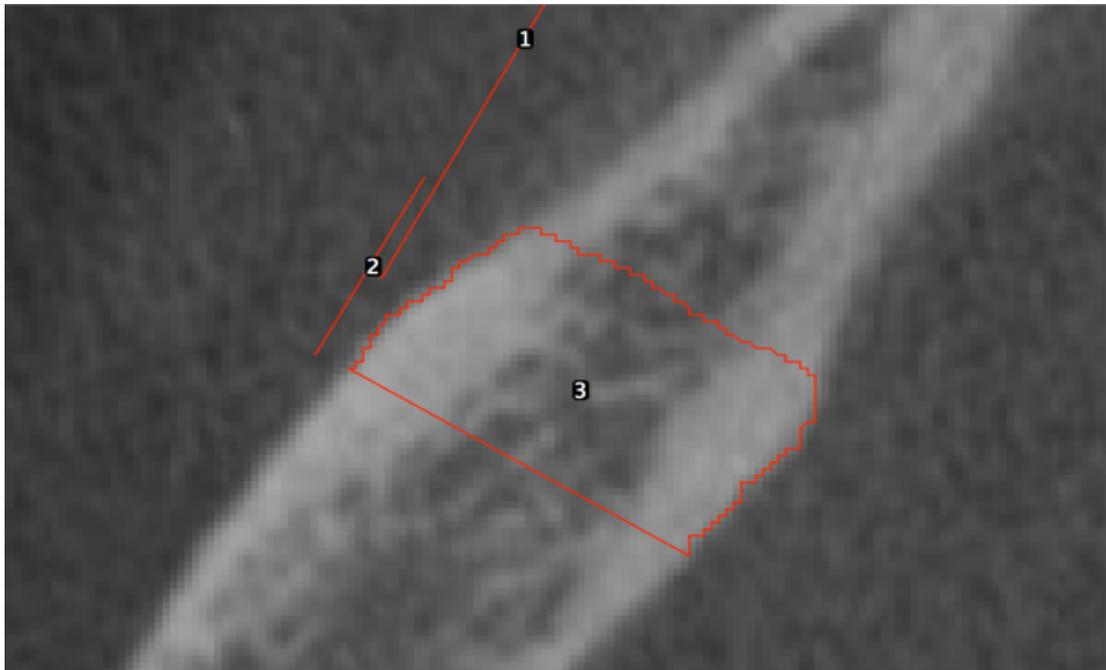
Figura 6: Reta de referência inicial com a distância do dente vizinho obtida na radiografia periapical pós-operatória.



Fonte: o autor

Seleciona-se a ferramenta *Freehand Selections* para delimitar a região de interesse ROI1 (*region of interest 1*), com a qual será contornada a imagem do rebordo no limite externo das corticais com o comprimento de 6mm dado pela linha de referência marcada ao lado do rebordo, sendo que a figura geométrica formada tem seu perímetro fechado com as outras duas faces cruzando perpendicularmente sobre a imagem do osso medular (fig. 7);

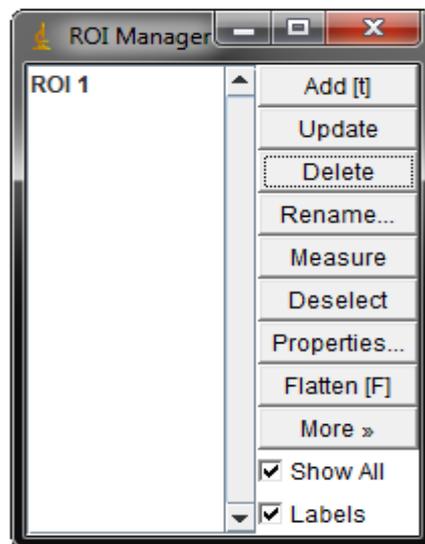
Figura 7: Reta de referência inicial com a distância do dente vizinho obtida na radiografia periapical pós-operatória (1), reta de 6mm da ROI_1 em posição (2), ROI_1 (3).



Fonte: o autor

Após a delimitação da ROI_1 , abre-se o gerenciador de ROI s, o *ROI Manager*, através do caminho *Analyze>Tools>ROI Manager*. (fig. 12) Então, clica-se em *Add* para adicionar a ROI e pode-se também renomeá-la em *Rename*, para codificação dos elementos gráficos, para utilização simultânea ou posteriormente, sendo possível trabalhar com várias ROI s identificadas ao mesmo tempo, ou em um segundo momento com total reprodutibilidade (fig. 8)

Figura 8: Janela do gerenciador de *ROIs*.

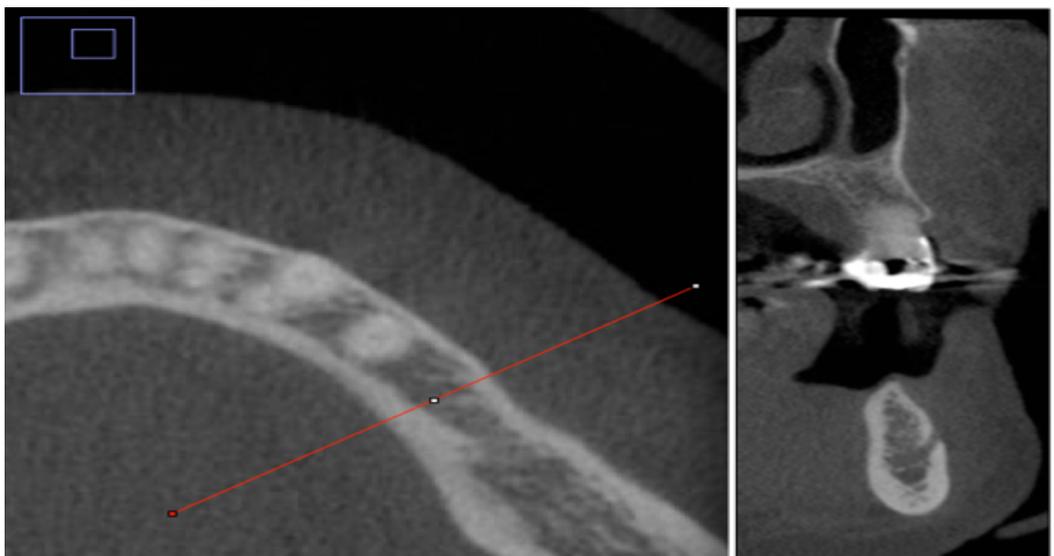


Fonte: o autor

3.1.2 No corte coronal

Para reconstrução do corte coronal, com a imagem axial aberta, traça-se uma reta no centro da ROI_1 perpendicularmente ao rebordo, e então, seleciona-se a seguinte seqüência de comandos *Image>Stacks>Reslice[!]* (fig. 9).

Figura 9: Reta de *reslice* para obtenção do corte coronal no centro da ROI_1 axial.

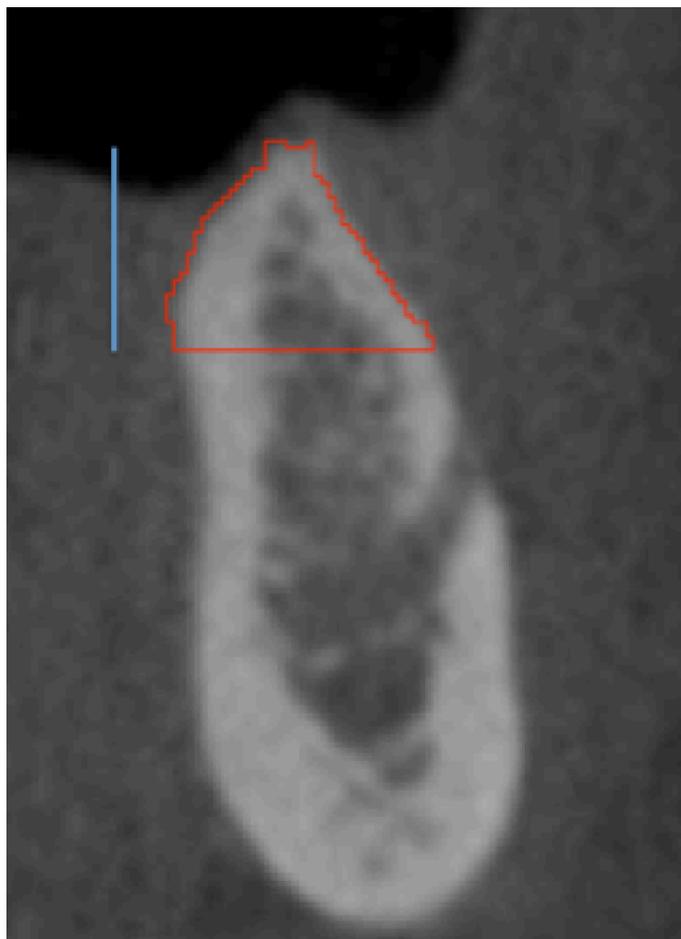


Fonte: o autor

Como resultado do *reslice*, a área no plano coronal abrirá em uma

nova janela, onde será selecionada a ferramenta *Straight* e delimitada uma reta vertical de 6mm de comprimento, paralela ao eixo da cortical (vestibular ou palatina/lingual) do rebordo alveolar e tendo como ponto de início desta reta a crista do rebordo alveolar. Será selecionada a ferramenta *Freehand Selections* para delimitar a área de interesse¹ ou *ROI1*, com a qual será contornada a imagem do rebordo no limite externo das corticais com a altura de 6mm dada pela linha de referência marcada ao lado do rebordo, sendo que a figura geométrica formada terá seu perímetro fechado com uma linha perpendicularmente às corticais vestibular e palatina/lingual sobre a imagem do osso medular (fig. 10);

Figura 10: Delimitação da *ROI₁* no corte coronal utilizando reta vertical de comprimento do implante como referência.

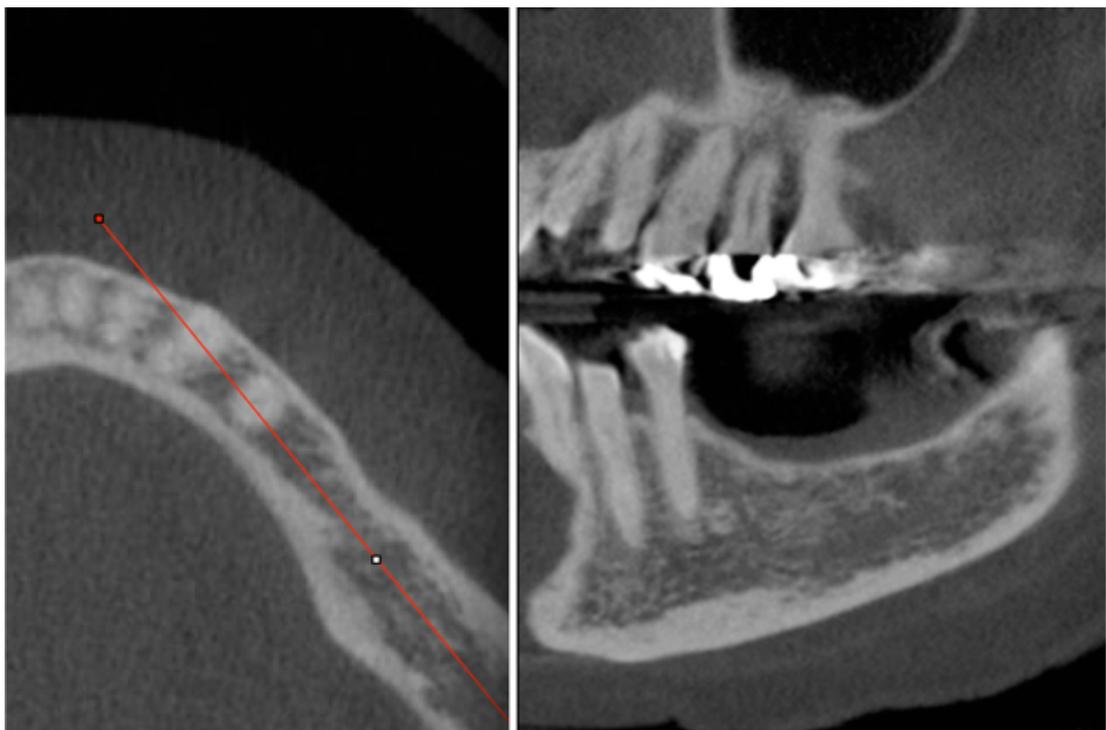


Após a delimitação da *ROI1*, abre-se o *ROI Manager*, através do caminho *Analyze>Tools>ROI Manager*. Então, clica-se em *Add* para adicionar a *ROI* e também em *Rename* para renomeá-la, da mesma forma descrita anteriormente para o corte axial.

3.1.3 No corte sagital

Para reconstrução do corte sagital, com a imagem axial aberta, traça-se uma reta longitudinalmente, no centro do rebordo, e então, seleciona-se a seguinte seqüência de comandos *Image>Stacks>Reslice[/]* (fig. 11).

Figura 11: Delimitação da reta de *reslice* sobre o centro do rebordo alveolar determinando a geração do corte sagital.



Fonte: o autor

Delimita-se uma *ROI*, com 6mm de altura utilizando-se uma reta vertical, assim como utilizada para o corte coronal, para representar o

comprimento do implante, e 6mm de largura utilizando-se as retas de referência de distância do dente vizinho e reta de largura da ROI de 6mm, como realizado anteriormente para os cortes axial e coronal (fig. 12);

Figura 12: ROI_1 no plano sagital, em vermelho.



Fonte: o autor

Após a delimitação da ROI_1 , abre-se o *ROI Manager*, através do caminho *Analyze>Tools>ROI Manager*. Então, clica-se em *Add* para adicionar a *ROI* e também em *Rename* para renomeá-la, da mesma forma descrita anteriormente para os cortes axial e coronal.

3.2 Determinação da região de interesse 2 (ROI 2, osso medular)

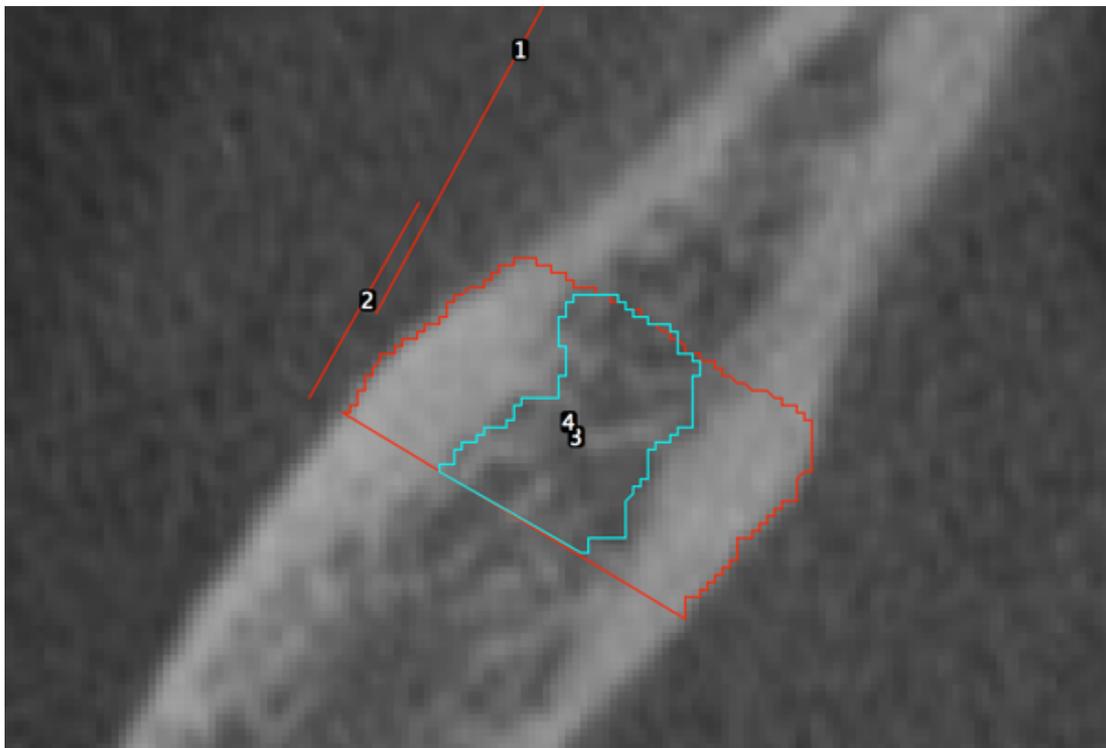
3.2.1 No corte axial

A ROI_2 está localizada internamente a ROI_1 e é constituída apenas da porção medular do osso que recebeu o implante.

Seleciona-se a ferramenta *Freehand Selections* para delimitar a área de interesse ou ROI_2 (*region of interest2*), contornando a

porção da imagem no limite interno das corticais vestibular e lingual/palatina com a mesma largura de 6mm dado pela linha de referência marcada ao lado do rebordo e pela *ROI1*, sendo que a figura geométrica formada terá seu perímetro fechado pelas duas retas perpendiculares ao rebordo localizadas por mesial e distal, também limites da *ROI1*. (fig. 13)

Figura 13: *ROI*₂ (perímetro azul) delimitada no plano axial.



Fonte: o autor

Após a delimitação da *ROI*₂, na janela do *ROI Manager* que deve estar aberta, com a *ROI*₁ já salva e relacionada, clica-se em *Add* para adicionar também a *ROI*₂, podendo-se também renomeá-la em *Rename*, para mais fácil diferenciação entre *ROI*₁ e *ROI*₂ no gerenciador.

3.2.2 Nos cortes coronal e sagital

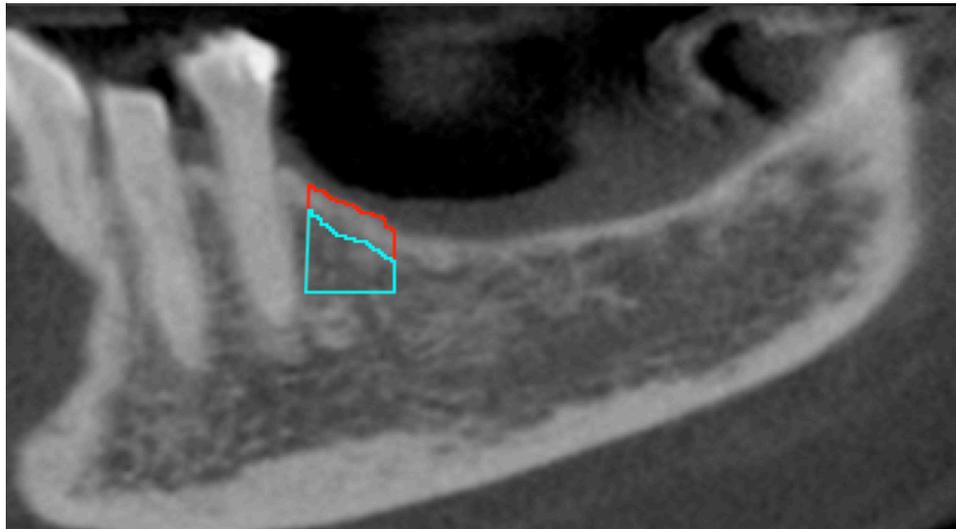
Os mesmos passos descritos anteriormente para a ROI_1 nos planos coronal e sagital e também para a ROI_2 no plano axial, serão utilizados para a delimitação da ROI_2 nos planos coronal e sagital, obtendo resultados como mostrados nas figuras 14 e 15.

Figura 14: ROI_2 (perímetro azul) delimitada no plano coronal.



Fonte: o autor

Figura 15: ROI_2 (perímetro azul) delimitada no plano sagital.



Fonte: o autor

Após a delimitação das regiões de interesse, estas foram salvas e renomeadas para posterior cálculo da proporção de osso cortical e análise de textura trabecular de forma sistematizada e reproduzível.

3.3 Proporção de osso cortical

A proporção de osso cortical dentro do sítio ósseo de cada implante instalado, nos três planos ortogonais das tomografias pré-operatórias, foi obtida calculando-se a área de superfície a partir da seguinte equação:

$$Prop = (ROI_1 - ROI_2) / ROI_1$$

3.4 Análise de textura do osso trabecular

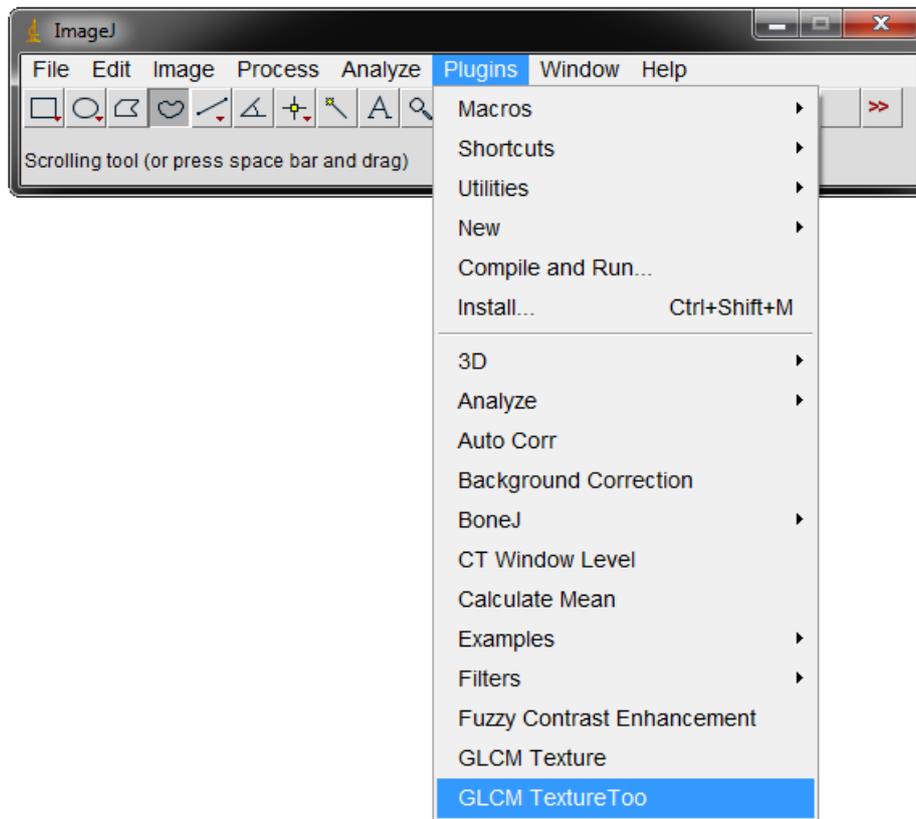
O método de análise de textura selecionado foi a Matriz de Co-ocorrência dos Níveis de Cinza (*Gray Level Co-occurrence Matrix*, GLCM),

utilizando o *plugin* para ImageJ específico para esta finalidade, desenvolvido por Julio E. Cabrera no *National Institutes of Health*, em 2003. A versão do *plugin* utilizada nesta metodologia, baseada no Matlab, foi atualizada e aprimorada em 2007 por Toby C. Cornish, da Johns Hopkins University.

Para a análise de textura, após a abertura da seqüência DICOM, deve-se novamente padronizar a imagem em *8-bit*. Após a conversão, realiza-se o processo de normalização da imagem, como descrito anteriormente.

Com a janela do *ROI Manager* já aberta, deve-se importar a ROI_2 do sítio ósseo e plano ortogonal a ser analisado. Após clicar na *ROI* (já no *ROI Manager*), ela aparecerá na imagem automaticamente, exatamente no mesmo local delimitado anteriormente, sem necessidade de nenhum ajuste adicional. Seleciona-se então o *plugin* para análise de textura, através do caminho *Plugins>GLCM TextureToo* (fig. 16).

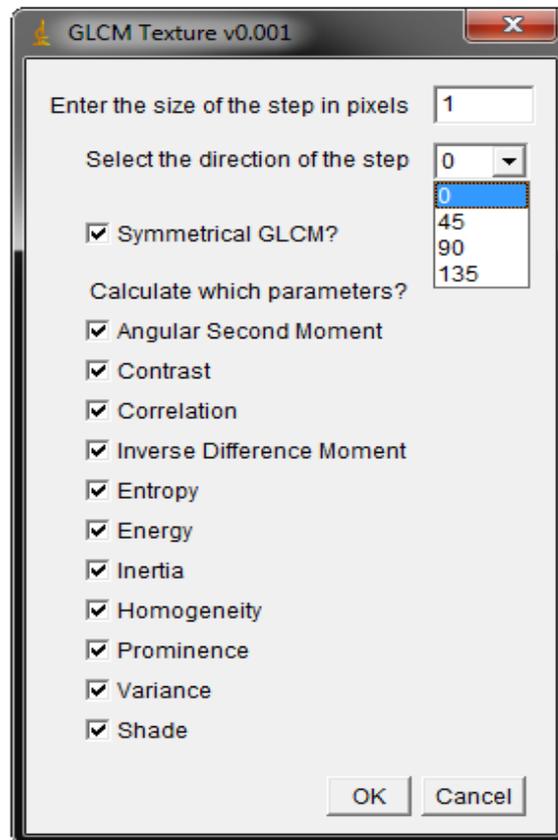
Figura 16: Acesso ao *plugin* utilizado para a extração das características de textura.



Fonte: o autor

Automaticamente, abre-se uma janela do *plugin*, onde é possível selecionar os parâmetros a serem calculados na análise de textura (fig. 17).

Figura 17: Janela do *plugin* para a seleção dos parâmetros a serem analisados.



Fonte: o autor

Além das características de textura a serem calculadas, outros importantes parâmetros são selecionados neste momento como a distância, orientação e simetria da matriz de co-ocorrência dos níveis de cinza GLCM. (*Gray Level Co-occurrence Matrix*, GLCM).

Neste estudo, os cálculos para a extração das características de textura foram realizados com a distância=1 entre os pares de pixel analisados.

A análise de textura foi realizada uma vez para cada uma das quatro orientações: 0°, 45°, 90° e 135°. Posteriormente, foi calculada a média dos quatro valores obtidos.

Dos onze parâmetros de textura disponíveis no *plugin*, os cinco parâmetros mais significativos, de acordo com Baraldi e Parmiggiani (1995), foram selecionados para a análise:

1. Segundo momento angular (ASM)

$$asm = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \left[\frac{p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j} \right]^2$$

Também chamado de *Energia* ou *Uniformidade*, mede a uniformidade textural, como por exemplo, repetições de pares de pixels ou quando o padrão da imagem é homogêneo (somente pixels de nível de cinza semelhantes estão presentes). Altos valores de ASM ocorrem quando o padrão textural é bem organizado, quando a distribuição dos níveis de cinza for uma constante ou de uma forma periódica. Isto significa que o ASM é fortemente não-correlacionado com contraste e variância, podendo atingir seu máximo (próximo de 1) mesmo com valores máximos ou nenhum valor para contraste ou variância.

2. Contraste

$$con = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{(i - j)^2 \cdot p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j}$$

Também chamado de *Soma dos Quadrados da Variância* ou *Inércia*, mede a variação local dos níveis de cinza da matriz. Se os pixels vizinhos são muito similares em seus níveis de cinza, então o contraste é muito baixo. O contraste é zero para uma imagem constante (i e j iguais). A

freqüência espacial é a diferença entre os valores mais altos e os mais baixos em conjunto contíguo de pixels, especialmente quando o vetor de deslocamento é igual a 1. Isto implica que uma imagem de baixo contraste não necessariamente é caracterizada por uma estreita distribuição de níveis de cinza, ou seja, não necessariamente apresenta baixa variância, mas uma imagem de baixo contraste certamente apresenta baixas freqüências espaciais.

3. Entropia

$$ent = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j} \cdot \log \left| \frac{i \cdot j}{p(i, j, d, \theta)} \right|$$

É um parâmetro que mede o nível de desorganização de uma textura. Valores altos de entropia demonstram variabilidade e complexidade textural. Quando uma imagem é não-uniforme texturalmente, a entropia é muito grande. Por exemplo, em uma janela com valores completamente aleatórios de níveis de cinza (*white noise*), o histograma é uma função constante e a entropia atinge seu máximo. Logo, uma distribuição completamente aleatória na intensidade dos níveis de cinza no osso trabecular teria uma entropia muito alta, enquanto uma imagem com voxels de nível de cinza semelhantes teria um valor muito baixo de entropia. De um ponto de vista conceitual, a entropia é fortemente, mas inversamente, correlacionada ao ASM.

4. Momento inverso da diferença (IDM)

$$idm = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{p(i,j)}{1 + (i-j)^2}$$

Também chamado de *Homogeneidade*. Mede a uniformidade de entradas não-zero na matriz. Se a textura apresentar estruturas repetitivas, o IDM será alto. Para padrões com uma grande variação nos elementos texturais e nos arranjos espaciais, o IDM será baixo. Assume valores maiores para diferenças de tons de cinza menores entre pixels. É fácil supor assim, que o contraste e o IDM são fortemente, mas inversamente, correlacionados. Resultados experimentais sugerem que o IDM possa estar mais correlacionado ao ASM do que ao contraste. Entretanto, de forma geral, o IDM não pode ser considerado altamente correlacionado ao ASM ou ao contraste, pois é dependente da combinação deles.

5. Correlação

$$cor = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{(i-j)^2 \cdot p(i,j,d,\theta)}{i \cdot j} - \mu_i \cdot \mu_j}{\sigma_i \cdot \sigma_j}$$

É expressa pelo coeficiente de correlação entre duas variáveis aleatórias (i e j), onde i representa os resultados possíveis em medição de níveis de cinza para o primeiro elemento do vetor de deslocamento, enquanto da mesma forma j é associado com resultados possíveis de níveis de cinza do segundo elemento do vetor de deslocamento, demonstrando a previsibilidade das relações entre pixels. A correlação é uma medida das dependências lineares do nível de cinza na imagem, em particular, na direção do vetor de deslocamento. Valores altos de

correlação (próximo de 1) implicam em uma relação linear entre os níveis de cinza entre os pares de pixel. Assim, este parâmetro de textura não é correlacionado com energia ou entropia, ou seja, a repetições de pares de pixels. A correlação atinge seu máximo, independente da ocorrência de pares de pixels, podendo ser medida tanto em situações de ASM alto ou baixo. Também não está correlacionada com contraste, pois a alta previsibilidade do nível de cinza de um pixel com o segundo em um par de pixels, é completamente independente do contraste. Como um caso limitante de dependência linear, uma área completamente homogênea pode ser considerada como tendo correlação igual a 1.

Metodologia da Tese de Doutorado de Diego Fernandes Triches

“RELAÇÃO ENTRE QUALIDADE ÓSSEA CLÍNICA E RADIOGRÁFICA E A ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE IMPLANTES CURTOS EM REGIÃO POSTERIOR”.

Avaliação da tomografia

Para avaliação de imaginologia, foram utilizadas tomografias computadorizadas convencionais (CT) e tomografias computadorizadas de feixe cônico (CBCT), de acordo com os exames solicitados ou que os pacientes possuíam previamente à procura do serviço, respeitando um prazo máximo de até seis meses da realização do exame tomográfico em relação ao dia da procura do serviço. Independente do tipo de equipamento utilizado nas aquisições das imagens tomográficas, estas foram adquiridas e armazenadas no protocolo *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) e, posteriormente, reconstruídas e analisadas no software livre *Image J* (*Software* de domínio público - *freeware* - desenvolvido pelo *National Institutes of Health*) com o qual foi possível analisar a densidade óssea, relacionando os limites de atenuação dos feixes de raios X com os valores de níveis de cinza na área onde foram colocados os implantes nas regiões do complexo maxilo-mandibular nos pacientes envolvidos neste trabalho.

Para avaliação da densidade óssea antes da colocação do implante, foram utilizadas imagens previamente adquiridas pelos pacientes em diversos serviços de diagnóstico por imagem. Desta forma, não foi possível obter um padrão no protocolo de aquisição nas imagens de avaliação pré-cirúrgica (iniciais). Esta escolha, está embasada no princípio de justificação e limitação de dose em radioproteção, ao qual não seria justificável solicitar repetição de exame em radiação ionizante visto que o paciente já o havia realizado para outros fins.

Estes exames de imagem foram utilizados para avaliar a indicação de implantes curtos na região posterior tanto da maxila como da mandíbula. Além disso, as tomografias serviram para avaliar a qualidade óssea através de dois métodos: seguindo o critério de avaliação visual e tátil de qualidade óssea proposto por Lekholm e Zarb (1985), através da avaliação visual dos cortes tomográficos na região de interesse de colocação para cada implante, realizado por um cirurgião-dentista radiologista experiente; e o segundo método de avaliação de qualidade óssea foi realizado através do cálculo da média dos tons de cinza da região do implante para determinar a sua densidade óssea, como relatado anteriormente. Ambos métodos foram feitos com o auxílio do programa de computador *Image J*.

Com o intuito de manter os cirurgiões cegados durante a cirurgia de colocação de implante e a própria avaliação tátil *in situ* da qualidade óssea, as avaliações de qualidade óssea realizadas nas imagens tomográficas foram feitas após a colocação do implante, visto que estes cirurgiões participaram e coordenaram estas avaliações junto com a cirurgiã-dentista radiologista e com a física que participaram como avaliadoras dos exames. Desta forma, os cirurgiões-dentistas que operaram os pacientes não sabiam qual tipo ósseo foi definido na tomografia para a região de colocação do implante antes da cirurgia.

Protocolo cirúrgico e medições de estabilidade primária

Foram instalados 45 implantes Standard Plus Regular Neck SLActive (Straumann AG, Basel, Switzerland) de 6 mm de comprimento em 20 pacientes, seguindo o protocolo de um estágio cirúrgico como recomendado pela empresa, atendidos em clínica particular na cidade de Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil (cirurgiões-dentistas Fernando Alonso, Diego Triches e Luis André Mezzomo). Após período de cicatrização óssea de três meses, foram realizadas coroas metalocerâmicas parafusadas unitárias nestes implantes.

Antes do procedimento cirúrgico, foi realizada assepsia da face e da cavidade oral com clorexidina 0,12%, através da aplicação com gaze e de bochecho de um minuto, respectivamente.

O procedimento cirúrgico de instalação do implante foi realizado sob anestesia local com cloridrato de articaina a 4% com adrenalina 1:100.000 (Articaine®, DFL, Rio de Janeiro, Brasil). Foi realizada incisão sobre a crista do rebordo e descolamento total do retalho. Quando necessárias foram feitas incisões relaxantes.

Com o auxílio de um contra-ângulo Kavo 16:1 (Kavo Dental, Biberach, Germany) acoplado em um motor elétrico Smart (Driller, Jaguaré, São Paulo, Brasil) seguiu-se a seqüência de fresagem cirúrgica preconizada pela empresa (broca esférica 1.4mm, broca esférica 2.3mm, broca helicoidal 2.2mm, broca helicoidal 2.8mm e broca helicoidal 3.5mm), porém sem a utilização da broca de perfil e do promotor de rosca, para propiciar uma melhor estabilidade primária. A velocidade de rotação para a perfuração do sítio cirúrgico foi de 900 rpm.

A instalação do implante foi realizada através do contra-ângulo, com o auxílio do adaptador, em uma velocidade de 18 rpm. O implante foi inserido até o limite entre a superfície tratada das roscas e a superfície lisa da plataforma.

Logo após a colocação do implante, o torque de inserção foi medido através do uso do torquímetro manual (Straumann Dental Implant System, Waldenburg, Suíça) acoplado à catraca manual (Straumann Dental Implant System, Waldenburg, Suíça), sendo que a medida foi classificada em três categorias em Newton por centímetro: < 15 Ncm, de 15 Ncm a 35 Ncm e > 35 Ncm.

Em seguida, era realizada a medição da capacidade de amortecimento do conjunto osso e implante através do aparelho Periotest (Medizintechnik Gulden, Eschenweg, Alemanha) em valores de periotest (PTV). Para esta medição, o batente era posicionado na face vestibular do montador, na sua porção mais cervical e próxima do implante, perpendicular ao solo e em 90° em relação ao eixo do implante, a uma distância de aproximadamente 2 mm do montador. Então o aparelho era acionado e era feito o registro da medida em PTV.

Após a remoção do montador, era realizada a medição da análise da frequência de ressonância através do Osstell™ (Integration Diagnostics AB Gotemburgo, Suécia). Para tanto, era colocado o SmartPeg (Integration Diagnostics AB Gotemburgo, Suécia), específico para o implante que foi colocado, com o auxílio da chave digital do aparelho e dado torque manual com cerca de 5Ncm. Em seguida a sonda do aparelho era

aproximada do SmartPeg, sem tocá-lo, e realizada uma medição no sentido vestibulo-palatino/lingual e em seguida outra medição era realizada no sentido méso-distal. Os dados destas medidas eram registrados pelo aparelho em quociente de estabilidade do implante (ISQ) e, a partir destas medidas, era calculada a média da medida no sentido vestibulo-palatino/lingual com a medida no sentido méso-distal como o dado para ser avaliado na análise estatística.

Em seguida, instalou-se a tampa de cicatrização e a sutura foi realizada com fio de nylon 4.0. Após a cirurgia todos os pacientes foram medicados com antibiótico (Amoxicilina 500 mg de 8 em 8 horas durante 7 dias), antiinflamatório (Nimesulida 100 mg de 12 em 12 horas durante 4 dias) e orientados a fazer bochechos com digluconato de clorexidina 0,12% durante 15 dias. As suturas foram removidas após 7 a 10 dias da cirurgia. Adotou-se o protocolo de cicatrização dos implantes de um estágio cirúrgico.

Avaliação cirúrgica da qualidade óssea

Durante a fresagem cirúrgica do osso para a colocação do implante o cirurgião era questionado quanto a sua sensação tátil de qualidade óssea de acordo com a classificação de Lekholm e Zarb (1985). Para realizar esta medida subjetiva, o cirurgião deveria, através do tato no momento da fresagem, levar em consideração a espessura da cortical óssea e a resistência do osso trabecular ao corte, e responder se o osso se enquadrava em uma das quatro categorias:

- Osso tipo 1: Cortical óssea envolvendo praticamente toda a área óssea e pouco osso trabecular.
- Osso tipo 2: Cortical óssea espessa e trabeculado ósseo denso.
- Osso tipo 3: Cortical óssea fina e trabeculado ósseo denso.
- Osso tipo 4: Cortical óssea fina e trabeculado ósseo rarefeito.

Determinação da posição do implante para avaliação na tomografia

Para estabelecer a região do implante colocado, foi realizada uma radiografia periapical digital para cada implante no dia da remoção de suturas.

Por sua vez, na tomada da imagem radiográfica digital foi utilizado o sensor digital Owandy Krystak X Easy e o software Owandy Quick Vision, sendo o tempo de exposição de 0,12s para a região dos molares e de 0,10s para a região dos pré-molares.

Com intuito de padronizar a radiografia, foram utilizados posicionadores Rinn XCP com Bite Blocks (Rinn XCP Post Bite Block nº 54-0862) adaptados para o sensor digital. Neste sentido, foi utilizado silicona de condensação (Zetalabor) para individualização da posição com o registro da mordida no conjunto sensor e posicionador em boca. Isto possibilita que a posição deste conjunto seja a mesma para utilização futura em radiografias de controle, padronizando-as através deste índice.

Nesta radiografia foi realizada uma medição da face proximal do dente mais próximo ao implante até o centro do mesmo com o auxílio do programa de

computador utilizado para visualizar a imagem radiográfica do sensor intra-oral. Esta medida foi utilizada no exame tomográfico para determinar a área de interesse para avaliação da qualidade óssea visual e a densidade óssea em tons de cinza.

As medidas da posição de cada implante foram tabuladas em uma planilha Excel para serem utilizadas posteriormente nas análises de qualidade óssea de cada região onde foi colocado o respectivo implante nas tomografias.

Avaliação da qualidade óssea através da análise visual dos cortes tomográficos

A avaliação visual e subjetiva da qualidade óssea feita por um radiologista experiente, também foi realizada com o auxílio do Image J e a determinação da área de avaliação foi da mesma forma que a utilizada para determinação da densidade óssea, ou seja, foi utilizada a medida obtida na radiografia periapical digital do pós-operatório para determinar a região aproximada do centro do implante colocado.

Desta forma, a avaliação visual foi realizada considerando-se as características ósseas região onde foi colocado o implante através da análise da imagem tomográfica em cortes no sentido axial, sagital e coronal do exame pré-cirúrgico. Após a avaliação visual destes cortes, o observador classificou se o osso em questão correspondia a qual tipo de qualidade óssea, de acordo com a classificação de Lekholm e Zarb (1985):

- Osso tipo 1: Cortical óssea envolvendo praticamente toda a área óssea e pouco osso trabecular.
- Osso tipo 2: Cortical óssea espessa e trabeculado ósseo denso.
- Osso tipo 3: Cortical óssea fina e trabeculado ósseo denso.
- Osso tipo 4: Cortical óssea fina e trabeculado ósseo rarefeito.

Para visualizar os corte tomográficos foi utilizada uma tela de fundo preto preparado no programa *PowerPoint* e sobre este eram abertas as janelas do programa ImageJ.

Primeiramente era aberta a imagem do respectivo implante em análise da seguinte forma:

- No ImageJ, selecionava-se *File>Import>ImageSequence* ; abria-se uma janela para seleção do arquivo DICOM e, após a seleção do arquivo, selecionava-se as opções de ajuste da seqüência de imagens;

- Automaticamente abriu-se a janela com a seqüência de cortes axiais. Padronizou-se a reconstrução em *8bits* utilizando os comandos *image > file > 8bit*. Então era selecionado um corte onde aparecia o rebordo e o dente adjacente que serviria de referência para a transferência da medida de localização aproximada do centro do implante colocado. Em seguida transferiu-se esta medida com auxílio da ferramenta *Straight*, fazendo-se uma reta perpendicular à face proximal do dente de referência até atingir o comprimento da posição aproximada do centro do implante.

Esta região era analisada visual e individualmente, da cortical externa vestibular até a cortical externa lingual/palatina, numa distância de cerca de 3mm para cada lado da posição aproximada do centro do implante. A posição a ser avaliada era memorizada e as linhas eram apagadas para a análise visual para não confundir o examinador;

- A partir da determinação do centro do implante, era traçada uma reta perpendicular às corticais vestibular e lingual/palatina do rebordo em análise, com o auxílio da ferramenta *Straight*. Então utilizavam-se os comandos *Image>Stacks>Reslice[/]* para gerar a imagem do corte coronal para a análise de qualidade óssea visual;

- Automaticamente abria-se outra janela com o corte coronal onde era realizada a análise visual da qualidade óssea levando-se em consideração a área óssea entre as corticais externas vestibular e lingual/palatina e da crista do rebordo até 6mm de altura dentro do osso medular.

- Ainda a partir da imagem do corte axial, era traçada uma reta sobre o meio do rebordo com a ferramenta *Straight*. Então utilizavam-se os comandos *Image>Stacks>Reslice[/]* para gerar a imagem do corte sagital;

- Automaticamente abria-se mais uma janela, esta com o corte sagital onde era realizada a transferência da posição do centro do implante para servir de referência para a análise visual da qualidade óssea. Para tanto, selecionou-se a ferramenta *Straight* e transferiu-se mais uma vez a medida de localização aproximada do implante (calculada anteriormente através do método já citado, com o auxílio das radiografias periapicais digitais, para o corte tomográfico em milímetros, do ponto de referência em questão ao centro do implante colocado;

- Para a análise visual da qualidade óssea no corte sagital, era considerada a área compreendida entre a crista do rebordo até 6mm para dentro do osso medular e 3mm para cada lado da linha correspondente ao centro do implante. Estas posições eram memorizadas e as linhas de referências apagadas para a análise visual.

- Para a determinação visual da qualidade óssea de cada região onde foi colocado o implante em análise, o examinador analisou os cortes axial, sagital e coronal tantas vezes quanto julgou necessário para definir se o osso em questão era tipo 1, tipo 2, tipo 3 ou tipo 4, segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985) utilizando a integração das informações visuais destes cortes para a formação subjetiva do grau de qualidade óssea. Esta informação era transferida para uma planilha *Excel*.

- Em seguida, este processo era repetido para outra região onde foi colocado um implante, mesmo nos casos onde foram colocados mais de um implante (adjacentes ou não) no mesmo paciente e que se enquadrava nos critérios de inclusão desta pesquisa, visto que a análise foi realizada para cada região onde foi colocado implante.