ARTHUR RODRIGUEZ GONZALEZ CORTES

Avaliação do tecido ósseo de sítios implantares em rebordos maxilares por meio de métodos radiográficos e da análise histomorfométrica

São Paulo
2014

ARTHUR RODRIGUEZ GONZALEZ CORTES

Avaliação do tecido ósseo de sítios implantares em rebordos maxilares por meio de métodos radiográficos e da análise histomorfométrica

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de concentração: Diagnóstico Bucal

Orientadora: Profa. Dra. Emiko Saito Arita

São Paulo
2014

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catalogação da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Cortes, Arthur Rodriguez Gonzalez.
Avaliação do tecido ósseo de sítios implantares em rebordos maxilares por meio de métodos radiográficos e da análise histomorfométrica / Arthur Rodriguez Gonzalez Cortes; orientadora Emiko Saito Arita. -- São Paulo, 2014.
62 p. : il. : tab. ; fig. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Diagnóstico Bucal. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
Versão corrigida.

1. Implantes dentários. 2. Radiografia panorâmica. 3. Tomografia computadorizada por feixe cônico. 4. Densidade óssea. 5. Reabsorção óssea alveolar. I. Arita, Emiko Saito. II. Título.

Cortes ARG. Avaliação do tecido ósseo de sítios implantares em rebordos maxilares por meio de métodos radiográficos e da análise histomorfométrica. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em, 11/06/2014

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). Emiko Saito Arita

Instituição: FOUSP Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a).Plauto Christopher Aranha Watanabe

Instituição: FORP-USP Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). João Gualberto de Cerqueira Luz

Instituição: FOUSP Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a).Guilherme Monteiro Tosoni

Instituição: FOAR-UNESP Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). Alexandre Perez Marques

Instituição: UERT Julgamento: Aprovado

Gostaria de dedicar esse trabalho...

A minha esposa, Juliana, e ao meu filho, Eric, por serem as minhas principais razões de viver.

Aos meus pais, Maria Del Carmen e Djalma, por todo o incentivo, carinho e apoio concedido.

Ao meu irmão, Thomaz, por toda a força e energia compartilhada.

AGRADECIMENTOS

*Agradeço a **Deus** por me direcionar e me dar coragem e energia para percorrer os caminhos da minha vida.*

*Agradeço à **minha família,** incluindo aqui também a **família de minha esposa**, por todo o apoio e estrutura fornecida, que me permitiu crescer e amadurecer da maneira mais saudável possível.*

*Agradeço à minha orientadora, Profa. Dra. **Emiko Saito Arita**, por permitir a realização desse trabalho, por ter me acolhido e me orientado de forma brilhante, sempre me fornecendo apoio acadêmico e moral, por todos os conhecimentos transmitidos e por toda a ajuda concedida em todos os momentos que eu precisei. Muito obrigado por tudo. .*

*Agradeço aos professores, Dr. **Jefferson Xavier de Oliveira** e Dr. **Claudio Costa**, por todos os momentos divertidos, regados com todos os seus conhecimentos. Obrigado pelas conversas e pelo grande apoio durante o curso.*

Agradeço aos professores, Dr. **Celso Augusto Lemos Júnior,** coordenador do programa de pós-graduação em Diagnóstico Bucal, *e Dra.* **Marlene Fenyo Soeiro de Matos Pereira,** Professora Titular da disciplina de Radiologia da FOUSP, por todo o enorme apoio e suporte durante o curso.

Agradeço aos professores, Dr. ***Cesar Angelo Lascala,*** *Dr.* ***Claudio Fróes de Freitas,*** *Dr.* ***Evângelo Tadeu Terra Ferreira (in memorian),*** *Dr.* ***Israel Chilvarquer****, e Dr.* ***Marcelo Cavalcanti*** *por todos os conhecimentos transmitidos e pela agradável convivência.*

Agradeço ao meu co-orientador no exterior, Prof. Dr. ***Faleh Tamimi****, por permitir a realização de parte deste trabalho na Universidade McGill, Montreal, Canadá, ao lado de sua equipe de pesquisa.*

Agradeço aos ***meus colegas e amigos do curso de pós-graduação,*** *por todas as conversas, pela agradável convivência como um grupo, pelo aprendizado e por todos os divertidos momentos.*

Agradeço à secretaria da disciplina de Radiologia ***Maria Aparecida Pinto****, por toda a sua atenção e ajuda em todos os momentos que precisei. Muito Obrigado*

Agradeço à bibliotecária ***Glauci Elaine Damasio*** *pela revisão do texto da tese.*

Agradeço à instituição de fomento à pesquisa, ***CNPQ****, pelo auxílio financeiro prestado, sem o qual não seria possível tamanha dedicação.*

RESUMO

Cortes ARG. Avaliação do tecido ósseo de sítios implantares em rebordos maxilares por meio de métodos radiográficos e da análise histomorfométrica [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2014. Versão Corrigida.

Um dos principais fatores que influencia os resultados da terapia de implantes dentários é a densidade do osso alveolar. A sua avaliação permitiria a predição do torque de inserção do implante levando a um planejamento preciso do tratamento. O presente estudo de coorte teve como objetivo definir e correlacionar características radiográficas e morfológicas do osso, e sua influencia no torque de inserção. Foram analisados dados demográficos, radiografias panorâmicas e tomografias computadorizadas por feixe cônico (TCFC) de um total de 25 pacientes que receberam 31 implantes. Amostras ósseas retiradas dos sítios implantares foram avaliadas com densitometria óssea, micro-tomografia computadorizada, e histomorfometria. A análise de escala de cinzas avaliada com a TCFC foi fortemente correlacionada com a microtomografia computadorizada (r=0,504, p=0,004) e com a histomorfometria (r=0,795, p=0,001). No entanto, os resultados da correlação de Spearman mostraram que o torque máximo de inserção foi fortemente correlacionado com a espessura cortical do rebordo (r=0,609, p=0,001). Os resultados indicam que o torque de inserção é influenciado principalmente pela camada cortical do osso alveolar. O trabalho propõe ainda uma classificação clínica de predição de torque, baseada em resultados de sensitividade e especificidade da combinação de variáveis diferentes. A TCFC de 14-bit foi indicada como confiável para avaliar a densidade do tecido ósseo alveolar através da escala de cinzas.

Palavras-Chave: Implantes dentários. Torque de inserção. Radiografia panorâmica. Tomografia computadorizada por feixe cônico. Densidade mineral óssea.

ABSTRACT

Cortes ARG. Assessment of the bone tissue of implant sites in maxillary ridges with radiographic methods and histomophometric analysis [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2014. Versão Corrigida.

A main factor influencing dental implant therapy outcomes is the alveolar bone density. Its assessment would allow for prediction of implant insertion torque (IT), leading to a precise treatment planning. The present cohort study aimed to define and correlate imaging and morphometric bone features influencing IT. Demographics, panoramic radiographs and cone beam computed tomographic (CBCT) scans of a total of 25 patients receiving 31 implants were analyzed. Bone samples retrieved from implant sites were assessed with dual x-ray absorptiometry, micro-computed tomography, and histomorphometry. Grayscale analysis using CBCT was strongly correlated with micro-computed tomography and with histomorphometric analysis ($r=0.795$, $p=0.001$). However, Spearman's correlation results showed that peak IT was strongly correlated with ridge cortical thickness ($r=.609$, $p=.001$). These results indicate that IT is mainly influenced by the amount of alveolar cortical bone layer. This work further propose a clinical classification for IT prediction, based on findings of sensitivity and specificity of the combination of different variables. 14-bit CBCT was indicated as reliable to assess alveolar bone density using grayscale analysis.

Keywords: Endosseous dental implants. Insertion torque. Panoramic radiography. Cone beam computed tomography. Bone mineral density.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 – Exemplos de classificações do IMCo em radiografias panorâmicas
A. Categoria C1 ou normal
B. Categoria C2 ou erosão moderada
C. Categoria C3 ou erosão severa.....30

Figura 4.2 - Métodos de diagnóstico utilizados
A. Radiografia Panorâmica.
B. Imagens de TCFC com o software OsiriX. Note a delimitação da região de interesse utilizada para medidas lineares da espessura cortical da crista óssea do rebordo e para a avaliação da densidade óssea radiográfica (valores de pixel).
C. Medida do torque máximo de inserção, utilizando o torquímetro do sistema de implantes utilizado.
D. Máquina de absormetria radiológica de dupla energia (DXA) utilizada para analisar a DMO das amostras ósseas.
E. Sistema de μ-CT utilizado para analisar as amostras ósseas.
F. Análise histomorfométrica em corte histológico. Note o delineamento do tecido ósseo realizado com a ajuda do software ImageJ.....35

Figura 5.1 - Correlação entre métodos tomográficos e Histomorfometria.
Imagens de TCFC, histomorfometria e μ-CT de caso com torque máximo de inserção baixo (T≤35Ncm) (A, B e C, respectivamente), e de caso com torque máximo de inserção alto (T>35Ncm) (D, E, e F, respectivamente). A área retangular delimitada nas imagens de TCFC tem 3 mm de largura e 6 mm de comprimento, representam as ROIs analisadas. A barra de escala em imagens histológicas e de μ –CT representam 500 μm e 1 mm, respectivamente.....42

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Análise descritiva das variáveis continuas deste estudo.....38

Tabela 5.2 - Análise de freqüência das variáveis categóricas deste estudo.....39

Tabela 5.3 - Correlações paramétricas (em branco) e não paramétricas (em amarelo) analisadas pelo presente estudo. As correlações significantes estão marcadas em negrito.....41

Tabela 5.4 - Associações de risco entre torque máximo de inserção e as demais variáveis.....44

Tabela 5.5 - Performance diagnóstica das variáveis estudadas para detectar torque máximo de inserção alto (T > 35Ncm).....45

Tabela 5.6 - Performance diagnóstica da combinação de variáveis clínicas significativas para detectar torque máximo de inserção alto (T > 35Ncm).....46

Tabela 5.7 - Índice clínico de previsão de torque, baseado em imagens de radiografia panorâmica e TCFC.....47

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 4.1 - Curva ROC (Receiver Operating Characteristic) utilizada para localizar os pontos de corte otimizados de variáveis continuas.....37

Gráfico 5.1 - Correlações paramétricas deste estudo, apresentadas na tabela 5.3..40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	duas dimensões
3D	três dimensões
AOR	adjusted *odds ratio* (razão de chance ajustada)
BV/TV	fração volumétrica óssea
DXA	absorciometria por dupla emissão de raios X
DICOM	*Digital Imaging Communication in Medicine*
DMO	densidade mineral óssea
IM	Índice mentual
IMCo	Índice mandibular cortical
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
HU	*Hounfield Units*
IC	intervalo de confiança
KeV	quiloelétron-volt
min	minuto
mm	milímetro
mL	mililitro
µm	micrometro
µTC	microtomografia computadorizada
Ncm	Newton centímetro
n	tamanho da amostra
OR	*odds ratio* (razão de chance)
ROI	*region of interest*
ROC	*Receiver Operating Characteristic*
vp	valores de píxel
T	torque
TC	tomografia computadorizada
TCFC	tomografia computadorizada por feixe cônico

LISTA DE SÍMBOLOS

<	Sinal matemático indicativo de inferioridade
>	Sinal matemático indicativo de superioridade
°C	graus Celsius

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO..... 15
2 REVISÃO DA LITERATURA..... 17
2.1 Implantes dentários..... 17
2.2 Imaginologia em cirurgias de implante 18
2.3 Diagnóstico laboratorial do tecido ósseo alveolar..... 22
2.4 Relação entre osso alveolar e estabilidade de implantes..... 25
3 PROPOSIÇÃO..... 27
4 MATERIAL E MÉTODOS..... 28
4.1 Pacientes 28
4.2 Radiografias panorâmicas 28
4.3 Tomografia computadorizada por feixe cônico 31
4.4 Cirurgias de implante e obtenção de amostras ósseas 31
4.5 Densitometria óssea 33
4.6 Microtomografia computadorizada..... 33
4.7 Análise histomorfométrica..... 34
4.8 Análise estatística 36
5 RESULTADOS 38
5.1 Análise descritiva 38
5.2 Análise de correlação 39
5.3 Análise de risco e testes diagnósticos 43
6 DISCUSSÃO..... 47

7 CONCLUSÕES..... 55

REFERÊNCIAS 56

ANEXOS..... 65

1 INTRODUÇÃO

Diversos tipos de alterações morfo-funcionais são conhecidas por serem comumente encontradas em pacientes que sofreram a perda da dentição. Tais complicações podem ser intensificadas se houver perda óssea contínua, causada pela falta de estímulo funcional e trauma de próteses removíveis totais e parciais, além de poder acarretar problemas sociais e psicológicos para o paciente em questão (Dable et al., 2013).

Com o desenvolvimento dos tratamentos odontológicos reabilitadores baseados em cirurgias de colocação de implantes, houve um crescimento da importância do conhecimento da densidade e das medidas ósseas do rebordo, uma vez que a falta da quantidade de tecido ósseo na região de maxila e mandíbula pode representar um fator limitante para o sucesso do tratamento. Regiões como a parte anterior da maxila são conhecidas por sofrer reabsorção óssea, resultando em uma perda maior do osso do rebordo, quando há a falta de elementos dentários. Fatores como esse levaram, através de inúmeros estudos, ao desenvolvimento de diferentes tipos de exames pré-operatórios, que têm o objetivo principal de tornar a cirurgia previsível, avaliando se há a quantidade de osso satisfatória para que os implantes possam ser colocados.

Os métodos de imagem permitem o estudo mais preciso da densidade e quantidade de osso disponível nos rebordos maxilares. A Radiografia panorâmica, utilizada para avaliar morfologia óssea por meio de índices radiomorfométricos, permite também o conhecimento de dados importantes como a medida da altura óssea e do comprimento do rebordo, além da sua relação com estruturas anatômicas adjacentes. Contudo, a partir desse exame não é possível realizar mensurações tridimensionais do tecido ósseo do rebordo alveolar.

A tomografia computadorizada está bem definida por pesquisas atuais como um método aceitável de mensuração da quantidade e qualidade do tecido ósseo alveolar, e tem sido cada vez mais empregada no planejamento de cirurgias de implante. Além disso, com a retirada de biópsias ósseas durante as cirurgias de implante, é possível avaliar a morfologia do osso alveolar através de importantes testes diagnósticos como densitometria óssea, microtomografia computadorizada e

histomorfometria. Entretanto, não foi possível encontrar na literatura algum experimento que avaliasse a performance diagnóstica de diferentes métodos radiográficos, comparando com a análise histomorfométrica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Implantes dentários

A história moderna dos implantes dentários se iniciou no século passado com Gustav Dahl, em 1942, que criou um tipo de implante denominado subperiosteal. Este implante consistia em uma estrutura em forma de rede, justaposta ao periósteo. No entanto, este tipo de implante provou ter um baixo índice de sucesso, além de causar dano quando removido. Na América, Leonard Lincow em 1962, revolucionou a implantodontia com os implantes laminados, que eram colocados no osso, inserindo a haste do implante à lâmina com um pôntico fixado na lateral da haste (Ring, 1995).

Um grande avanço na implantodontia oral foi alcançado na década de 50 no laboratório de microscopia vital da Universidade de Lund, na Suécia, através das análises de Branemark (1959). Em uma de suas pesquisas ele estudou a cicatrização óssea, por microscopia óptica, em coelhos. Foi desenvolvida uma câmara óptica constituída de titânio, a qual era a parafusada no osso do fêmur para facilitar a observação da osteogênese. Após alguns meses, foi observado que o cilindro de titânio estava fusionado ao osso. Tal fenômeno recebeu o nome de “osseointegração”.

O titânio passou a ser então utilizado em forma de parafuso, e incluído no osso como âncora em regiões de perda dentária, demonstrando que sob condições controladas, o titânio poderia ser estruturalmente integrado ao osso com alto grau de previsibilidade, e sem inflamação tecidual ou rejeição em humanos, confirmando a utilidade e relevância clínica da osseointegração (Taylor; Agar, 2002).

O procedimento para a reabilitação de pacientes, baseado na instalação de próteses suportadas por implantes de titânio osseointegrados, foi descrito por Branemark et al. (1977). Neste procedimento, após a elevação do retalho mucoperiosteal e do preparo do sítio implantar no osso do rebordo, feito com o uso de brocas cilíndricas de diâmetros crescentes, é parafusado o implante com uma força de torque dependente do contato direto do implante com o tecido ósseo. Assim, são feitas suturas e, após um período de seis meses para ocorrer a

osseointegração, é a instalada uma prótese a ser suportada pelo implante, reabilitando assim o paciente. Foi realizado um controle de 10 anos para 211 casos realizados. Os autores observaram que, durante a fase de reparação, houve uma redução da altura óssea periimplantar de 1 a 2mm. Enquanto que na fase de remodelação ocorreu uma perda de 0,2 a 0,3mm por ano, de altura óssea marginal.

Apesar do contínuo desenvolvimento das técnicas cirúrgicas em implantodontia, a reabsorção óssea severa, que é comum em regiões da maxila com falta de elementos dentários, tem sido considerada como um importante fator limitante para o êxito de um planejamento de cirurgias de implante (von Wowern; Kollerup, 1992).

Eventos como a perda da parede vestibular alveolar, diminuição da largura óssea e pneumatização do seio maxilar são os principais encontrados em maxilas parcialmente ou totalmente edêntulas, e podem se apresentar até como contra-indicação da colocação de implantes por técnicas rotineiras (Jemt; Lekholm, 1995; Corpas Ldos et al., 2011), de modo que, muitas vezes, tornam necessária a colocação de enxerto ósseo para o sucesso do tratamento (Misch, 1989; de Wijs; Cune, 1997).

2.2 Imaginologia em cirurgia de implantes

Com o desenvolvimento de tratamentos com implantes, o diagnóstico por imagem pré-cirúrgico tornou-se fundamental para avaliar as dimensões do osso alveolar disponível, e para localizar estruturas anatômicas importantes, como o canal mandibular e o seio maxilar, especialmente em casos de rebordos alveolares atróficos e de perda óssea severa (Garg; Vicari, 1995; Lam et al., 1995). Para tal avaliação, são necessários métodos radiográficos extrabucais, uma vez que métodos intrabucais não oferecem campo de visão adequado para se planejar a colocação de um implante tendo em vista as estruturas anatômicas relevantes.

Radiografias panorâmicas são consideradas úteis no começo do tratamento odontológico como primeiro exame do paciente, permitindo o planejamento inicial do tratamento odontológico (Rushton et al., 1999). Através destas imagens, é possível analisar a relação dos dentes e do osso alveolar com estruturas anatômicas

adjacentes . No entanto, com as radiografias panorâmicas não é possível realizar análises tridimensionais, e portanto, tem sido consideradas insuficientes para planejamento cirúrgico da colocação de implantes (Lecomber et al., 2000).

A acurácia das radiografias panorâmicas para o planejamento de cirurgias de implante foi avaliada por diferentes estudos e comparada às modalidades de tomografia computadorizada (TC) (Angelopoulos et al., 2008; Garg; Vicari, 1995). Foi concluído que, devido à ausência de magnificação e capacidade de trabalhar com cortes reformatados, a TC deve ser considerada superior para planejamento de cirurgias de implante. Angelopoulos et al. (2008) ressalta ainda o risco de se planejar implantes próximos de estruturas nobres como o canal mandibular, sem dispor de imagens multiplanares para permitir que a cirurgia seja feita com margens de segurança.

Além disso, índices radiomorfométricos em radiografias panorâmicas foram fortemente correlacionados com valores de densidade mineral óssea (DMO) sistêmica, que tem como padrão ouro, a densitometria óssea. Dentre os principais índices, está o Índice mentual (IM), correspondente à espessura da cortical inferior da mandíbula em uma linha abaixo do forame mentual, perpendicular a uma reta tangente à borda inferior da mandíbula (Taguchi et al., 1996), e o Índice mandibular cortical (IMCo), que avalia qualitativamente a cortical inferior da mandíbula, abaixo do forame mentual (Klemetti et al., 1993).

Al-Dam et al. (2013) avaliaram, em um estudo prospectivo, a performance diagnóstica do IMCo, identificado em radiografias panorâmicas não padronizadas, na detecção de osteoporose. Foram analisados 50 pacientes idosos, avaliados com alto risco de osteoporose, e 50 pacientes jovens no grupo controle. O IMCo foi avaliado por três observadores cegos, e se mostrou com alta sensitividade (72,2%) e alta especificidade (93,9%). Foi sugerido que a radiografia panorâmica deveria ser utilizada rotineiramente como ferramenta de diagnóstico de osteoporose em pacientes idosos.

Um estudo sobre os índices IM e IMCo, realizado em pacientes diagnosticados com osteoporose, avaliou a relação de ambos com a presença de marcadores bioquímicos de remodelação óssea (Taguchi et al., 2003). A análise de associação de risco através da razão de chance concluiu que há uma forte associação entre o IMCo e os níveis de fosfatase alcalina e telopeptidio-N urinário.

No entanto, não houve associação significativa entre o IM e os mesmos marcadores bioquímicos.

Ambos índices, além de indicados como parâmetros de avaliação da densidade óssea mineral sistêmica, também foram correlacionados com taxas de reabsorção óssea do rebordo (Imirzalioglu et al., 2012; Yuzugullu et al., 2009). Imirzalioglu et al. (2012) avaliaram 1863 radiografias panorâmicas de pacientes com mais de 20 anos quanto ao IM e IMCo, comparando os resultados obtidos com o nível de perda óssea obtida. Contudo, houve uma correlação significativa entre os índices e a idade dos pacientes, o que poderia agir como fator de confusão estatística. Apesar de tal limitação do estudo reconhecida pelos autores, é sugerido que ambos índices podem ser utilizados para o diagnóstico da perda óssea do rebordo alveolar.

No intuito de se obter medidas mais completas do osso do rebordo, foram adotados diferentes métodos tomográficos. A tomografia linear é uma técnica radiográfica acessível utilizado para obter imagens transversal dos maxilares e é relativamente barato em comparação com a TC (Dula et al., 2001; Perez et al., 2005). Este método apresentava a vantagem de permitir a mensuração da espessura vestíbulo-lingual do rebordo, além de expor o paciente a menos radiação do que uma tomografia computadorizada, quando utilizado para um único sitio implantar.

Com o desenvolvimento da TC espiral, surgiram novas ferramentas digitais de planejamento cirúrgico, dessa vez baseadas em reconstruções multiplanares. Assim, passou a ser possível analisar o tecido ósseo do rebordo e estruturas anatômicas de interesse em diferentes cortes que compõe um volume (Ganz, 2005). Este último por sua vez poderia ser reproduzido em uma imagem de reconstrução tridimensional. Com o desenvolvimento tecnológico, surgiram aparelhos de TC espiral com múltiplos anéis detectores pareados (*multislice*), que permitem o escaneamento rápido e reconstruções de imagem de alta resolução (Millesi et al., 1990). Tais aparelhos também foram validados para o diagnóstico de cirurgias de implante (Dula et al., 2001).

Unidades de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) foram desenvolvidas e modificadas especificamente para uso na área maxilo-facial. Comparado com outros métodos de TC, a TCFC oferece vantagens como a redução de doses efetivas de radiação, tempos menores de aquisição, e menor custo (Scarfe

et al., 2006; Hirsch et al., 2008). Embora as imagens apresentem ruído que prejudica o contraste entre tecidos moles e ar, a TCFC passou a ser amplamente empregada no planejamento de cirurgias de implantes dentários, às quais dependem principalmente do diagnóstico de tecido ósseo (Rugani et al., 2009). Suomalainen et al. (2008) descreveram a TCFC como um método confiável e acurado para o planejamento de implantes, até mesmo quando comparada à TC espiral *multislice*.

Com o advento das técnicas tomográficas volumétricas - consideradas importantes para a utilização de um sistema de navegação tridimensional por imagem - permitiu que o profissional pudesse realizar o planejamento de cirurgias guiadas por imagem, no qual o implante é posicionado digitalmente dentro do osso do rebordo utilizando um programa de computador específico para planejamento tomográfico. A partir de imagens tridimensionais deste planejamento digital, é criado um guia cirúrgico tomográfico, que permitirá que o cirurgião coloque os implantes exatamente nos mesmos lugares que foram planejados no computador (Barnea et al., 2010; Van Assche et al., 2010).

Outra ferramenta utilizada na criação de guias cirúrgicos tomográficos para planejamento de implantes é a prototipagem. A definição de prototipagem é baseada na utilização de modelos físicos (protótipos) gerados a partir de um ambiente virtual, que permitem a simulação de cirurgias ou de objetos (Barnea et al., 2010; Scarfe et al., 2006). Dentre as tecnologias mais utilizadas para confecção de biomodelos, apresentam-se as seguintes alternativas: estereolitografia, sinterização seletiva a laser, modelagem por deposição de material fundido, e fabricação por laminação do objeto. Esta tecnologia resulta principalmente na redução do tempo cirúrgico e na previsibilidade (Barnea et al., 2010; Sarment et al., 2003; Van Assche et al., 2010).

Segundo (Malo et al., 2007), a associação da cirurgia guiada por computador, com a cirurgia sem retalho e a aplicação de carga imediata aos implantes pode ser recomendada como alternativa viável no tratamento reabilitador de mandíbulas completamente edêntulas. Porém algumas contra-indicações limitam o uso desta metodologia, como: insuficiente volume ósseo, insuficiente abertura de boca para acomodar os instrumentais necessários para cirurgia guiada, necessidade de redução do nível ósseo devido a linha de sorriso alta, crista óssea irregular ou fina.

Além das funções de planejamento cirúrgico virtual, a TC espiral e TCFC também permitem análise de escala de cinzas através de valores de pixel avaliados por um *software* tomográfico (Fuster-Torres et al., 2011; Hohlweg-Majert et al., 2011;

Isoda et al., 2012). Para TC espiral, uma escala específica de tons de cinzas para diagnóstico de diferentes estruturas anatômicas foi desenvolvida e denominada Escala Hounsfield (Norton; Gamble, 2001). No entanto, o uso de escala de cinzas em imagens de TCFC, foi descrito em diferentes trabalhos na literatura como método de diagnóstico de densidade óssea (Turkyilmaz et al., 2007; Cankaya et al., 2011; Fuster-Torres et al., 2011; Hohlweg-Majert et al., 2011; Gonzalez-Garcia; Monje, 2012; Isoda et al., 2012). Esse parâmetro foi denominado “densidade óssea radiográfica” e vem sendo cada vez mais empregado no diagnóstico de cirurgias de implante.

2.3 Diagnóstico laboratorial do tecido ósseo alveolar

Além dos métodos radiográficos utilizados na prática clínica do cirurgião-dentista, diversos métodos laboratoriais quantitativos e qualitativos de avaliação do tecido ósseo do rebordo alveolar têm sido descritos na literatura. Entre os principais estão: a análise histomorfométrica, a microtomografia computadorizada e a densitometria óssea.

A histomorfometria óssea foi desenvolvida nos anos 1950 originalmente para descobrir diversas doenças ósseas metabólicas, por trabalhos pioneiros (Villanueva et al., 1970; Meunier et al., 1971; Frost, 2001). Um dos exemplos é a osteoporose, reconhecida como uma diminuição da massa óssea associada a uma deterioração da arquitetura do osso trabecular.

Inicialmente, em nível macroscópico, as principais características do osso trabecular observadas eram a alta porosidade e a orientação intrincada e arquitetura das trabéculas. A técnica microscópica era feita em cortes bidimensionais, de maneira que as estruturas trabeculares eram medidas por contagem de pontos e linhas, usando microscopia ótica ou, mais recentemente, os sistemas de análise de imagens. Várias formulas matemáticas foram propostas para extrapolar medições 2D para a terceira dimensão espacial (3D) (Parfitt et al., 1987). No entanto, estes descritores da rede trabecular eram derivados a partir de medições de área e perímetro trabecular e portanto proporcionavam apenas uma descrição limitada da arquitetura óssea.

Ainda assim, a análise histomorfométrica tem sido considerada padrão ouro para análises estruturais do osso, uma vez que é baseada na visualização direta de células ósseas e de sua disposição no tecido em cortes histológicos de uma amostra, permitindo assim o diagnóstico de alterações (Chappard et al., 2005). Com esta técnica, diversos parâmetros podem ser avaliados com a ajuda de diferentes corantes histológicos. Em trabalhos sobre osseointegração em rebordos maxilares, um dos principais e mais estudados parâmetros é a razão entre o volume ósseo da amostra e o volume da amostra (BV/TV) (Nkenke et al., 2003; Bodic et al., 2012).

Outra função da histomorfometria recentemente descrita na literatura é o controle e avaliação da cicatrização de alvéolos pós-extração dentária (Clozza et al., 2014). Nesse estudo, foram avaliados alvéolos com e sem enxerto sintético, colocado no intuito de auxiliar o processo de reparação do osso alveolar, e para manter as dimensões do alvéolo para futura colocação de implantes. Foi concluído que a reparação óssea alveolar ocorre mais rapidamente nos alvéolos não enxertados, de maneira que o procedimento de enxerto deve ser indicado quando o implante for planejado pra depois de um mínimo de 6 meses da extração.

A microtomografia computadorizada (μTC) usa uma técnica semelhante aos sistemas de TC, mas com muito melhor resolução. Neste processo, inúmeras imagens bidimensionais de raios-X são armazenadas enquanto a amostra óssea e o par composto por fonte e detector rotacionam (Feldkamp et al., 1989; Particelli et al., 2012). As estruturas internas do tecido são reconstruídas como uma série de secções transversais 2D (até 2600 em um único escaneamento), que são então utilizadas para analisar parâmetros morfológicos em 2D e 3D. Assim como na análise histomorfométrica do osso alveolar, a BV/TV também é um dos parâmetros mais descritos na literatura. No entanto, diferentemente da análise histomorfométrica, o processo de avaliação com a μTC não compromete e não requer nenhuma preparação especial da amostra, sendo portanto mais rápido. Enquanto imagens de TC apresentavam tamanhos médios de pixel de 1 mm, a μTC podia adquirir imagens com apenas 0,7 μm (Feldkamp et al., 1989; Chappard et al., 2005; Particelli et al., 2012).

Uma ampla gama de aplicações clínicas da μTC tem sido relatadas na literatura sobre análises de tecido ósseo em 3D, incluindo: morfometria, porosidade e análise fractal e investigação de tecidos moles adjacentes (Feldkamp et al., 1989; Ulrich et al., 1999 Chappard et al., 2005; Particelli et al., 2012; Hsu et al., 2013).

Estudos sobre a morfometria óssea observam que os resultados de μTC são fortemente correlacionados com aqueles provindos de análises histológicas e histomorfométricas. Além disso, a μTC também foi validada e descrita como um método útil para a avaliação da osseointegração de enxertos e de implantes dentários (Huang et al., 2012; Hsu et al., 2013).

Diversos estudos avaliaram a eficácia da μTC na realização de análises morfométricas, em comparação com as medidas controle realizadas pela histomorfometria convencional (Muller et al., 1998; Chappard et al., 2005; Particelli et al., 2012). Estes trabalhos tem tido como foco as análises estruturais do tecido ósseo trabecular. No entanto, Particelli et al. (2012) testou a acurácia da μTC em um estudo sobre tecido ósseo cortical. Foram realizadas mensurações como o diâmetro dos canais de Havers, e a separação entre estes. Não foi encontrada diferenças significantes entre a μTC e a análise histomorfométrica convencional. Alem disso, houve uma forte correlação entre as variáveis numéricas medidas nos dois métodos estudados.

A densitometria óssea tem sido considerada o padrão ouro em mensurações de densidade mineral óssea sistêmica (Devlin et al., 1996). No entanto, também é possível realizar esse exame avaliando a densidade mineral local em pequenas biópsias de tecido ósseo. Resultados da análise do osso dos rebordos maxilares com a densitometria mostraram estar correlacionados com valores de densidade mineral óssea sistêmica, obtidos pela densitometria óssea de região lombar (Horner et al., 1996). No entanto, esse exame não está rotineiramente disponível para o profissional clínico, e ainda não foram definidas medidas padrão para as diferentes regiões dos rebordos.

Bodic et al. (2012) realizaram um estudo comparativo em amostras de tecido ósseo envolvendo densitometria, TC e μTC, e encontraram diferenças significativas entre valores de densidade obtidos para sínfise, ramo e ângulo da mandíbula. Os resultados da densitometria também não estavam significativamente correlacionados com os da TC e μTC, embora os dois últimos se mostraram fortemente correlacionados entre si.

No entanto, um estudo recente sobre o tecido ósseo de fêmur de pacientes sob tratamento de hemodiálise validou a densitometria como método acurado de avaliacao do tecido ósseo cortical. Uma forte correlação deste método com a análise histológica foi observada para as mensurações de porosidade cortical (Adragao et

al., 2010). Ainda assim, pouco também é conhecido sobre o grau de correlação da densitometria de amostras ósseas com os seus respectivos resultados histomorfométricos.

2.4 Relação entre osso alveolar e estabilidade dos implantes

O sucesso da osseointegração dos implantes depende principalmente da quantidade e densidade de tecido ósseo disponível no rebordo, e da estabilidade primária. Esta última é definida como a ausência de mobilidade do implante após ser instalado no tecido ósseo do sitio de implantação (Marco et al., 2005), e depende, por sua vez, do torque de inserção do implante (Meredith, 1998).

Desta maneira, um torque de inserção adequado é crucial para se evitar o micro movimento do implante, que levaria à falha do processo de osseointegração, e conseqüentemente à perda do implante (Trisi et al., 2009). Além disso, torques altos de inserção permitem a aplicação de carga imediata, de maneira que a reabilitação protética do paciente possa ser feita imediatamente após a colocação cirúrgica dos implantes, levando a tempos menores de tratamento (Javed; Romanos, 2010).

O Torque de inserção depende de fatores como a técnica cirúrgica, as dimensões do implante e as características do tecido ósseo alveolar (Meredith, 1998; Marquezan et al., 2012). Contudo, poucos resultados de análises quantitativas do osso alveolar foram correlacionados ou associados com o torque de inserção de implantes na literatura. Métodos quantitativos baseados em imagens de TC passaram então a ser desenvolvidos e estudados para diagnóstico de cirurgias de implante. Tais métodos apresentaram satisfatória acurácia e precisão para mensurar a densidade óssea do rebordo residual (Martinez et al., 2001). Contudo, eles não oferecem resolução suficiente para permitir a realização de análises estruturais das trabéculas ósseas, como na histomorfometria, que por sua vez, tem a desvantagem de não poder ser aplicada *in vivo*. Além disso, os resultados das análises quantitativas em imagens de TC são fortemente afetados por artefatos quando há a presença de componentes metálicos na região do campo de visão de escaneamento, prejudicando assim o diagnóstico radiográfico da estabilidade de implantes (Scarfe et al., 2006; Cortes et al., 2013).

Com o advento da TCFC na odontologia, houve um importante desenvolvimento de métodos que pudessem auxiliar a compreender a relacao existente entre características do osso alveolar e estabilidade dos implantes. Entre os trabalhos de associação existentes, observou-se que a densidade óssea radiográfica obtida com a TCFC e o torque de inserção de implantes apresentavam correlação significativa em estudo com animais (Isoda et al., 2012) e com amostras de osso alveolar humano (Salimov et al., 2013). No entanto, Fuster-Torres et al. (2011) não encontraram nenhuma correlação significativa em análises envolvendo implantes colocados em regiões posteriores.

A classificação qualitativa de osso alveolar em implantodontia mais utilizada em pesquisas foi a estabelecida por Lekholm e Zarb (1985), sendo baseada na sensação táctil do cirurgião durante a fresagem do sitio implantar e em observações subjetivas realizadas em imagens de radiográficas panorâmicas. Tal classificação foi descrita como imprecisa para a previsão do torque de inserção (Friberg et al., 1999), pois por ser subjetiva, depende da opinião do profissional (Jeong et al., 2013). De acordo com tal classificação, a qualidade óssea na mandíbula é dividida em quatro tipos: 1 = osso residual formado por osso cortical homogêneo; 2 = osso residual formado por uma camada de osso cortical espessa circundando osso trabecular denso; 3 = osso residual formado por uma camada fina de osso cortical circundando osso trabecular denso; e 4 = osso residual formado por uma camada fina de osso cortical circundando osso trabecular de baixa densidade.

Apesar da constante evolução no campo do diagnóstico de cirurgias de implante, nenhum dos estudos mencionados acima avaliaram a contribuição relativa de osso cortical e trabecular no torque de inserção. De maneira similar, não foi possível encontrar estudos avaliando associações de risco, sensitividade e especificidade de métodos radiográficos na previsão do torque de inserção dos implantes

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem o propósito de:

1. Avaliar e correlacionar os achados de métodos radiográficos (radiografia panorâmica, TCFC, µTC e densitometria óssea) e da histomorfometria, na análise do tecido ósseo de sítios implantares.
2. Avaliar a sensitividade e especificidade dos métodos de diagnóstico estudados quanto à sua associação com o torque de inserção de implantes.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Pacientes

Este estudo de coorte obteve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de São Paulo (Anexo A). Todos os pacientes dispostos a participar deste estudo assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. As diretrizes STROBE para estudos observacionais e as diretrizes da Declaração de Helsinque também foram respeitadas durante a pesquisa.

Foram incluídos pacientes parcialmente desdentados que freqüentavam uma clínica dentária privada (responsável: Dr. Djalma Nogueira Cortes, CRO:13324). Os pacientes selecionados foram diagnosticados e indicados para colocação de ao menos um implante. Todas as cirurgias foram realizadas entre Novembro de 2011 e Outubro de 2012. Somente sítios implantares com mais de 5 mm de largura vestíbulo-lingual foram incluídos na pesquisa.

Sítios implantares com extração dentária recente (menos de 6 meses de acompanhamento) foram excluídos para evitar o período de cicatrização alveolar. Também foram excluídos os pacientes com distúrbios metabólicos, como diabetes e deficiência de vitamina D, ou com volume ósseo alveolar insuficiente para a colocação do implante.

4.2 Radiografias Panorâmicas

Todos os pacientes selecionados haviam se submetido à exames de radiografia panorâmica digital, para diagnóstico inicial dos respectivos tratamentos dentários. Todas as radiografias foram tiradas com a mesma máquina (Veraviewepocs 2D, Morita, Kyoto, Japão; condições de exposição: 60kV e 4mA), e analisadas utilizando o software ImageJ® (National Institute of Health, Bethesda, MD).

Dois índices radiomorfométricos foram avaliados nas imagens das radiografias panorâmicas. São eles:

1. Índice mentual (IM), mensurado bilateralmente de acordo com a metodologia anterior descrita por Taguchi et al. (1996). Tal índice corresponde à espessura da cortical inferior da mandíbula em uma linha abaixo do forame mentual, perpendicular a uma reta tangente à borda inferior da mandíbula. A média dos valores bilaterais foi utilizada na análise estatística.
2. Índice mandibular cortical (IMCo), também mensurado bilateralmente, utilizando um anteriormente classificação descrita (Klemetti et al., 1993). Basicamente, o córtex mandibular foi classificado como "C1" ou normal, apresentando uma margem endosteal clara e nítida em ambos os lados; 'C2' ou erosão moderada, quando há evidências de reabsorções lacunares ou resíduos de cortical; e 'C3' ou erosão severa, quando uma porosidade inequívoca foi observada (Figura 4.1).

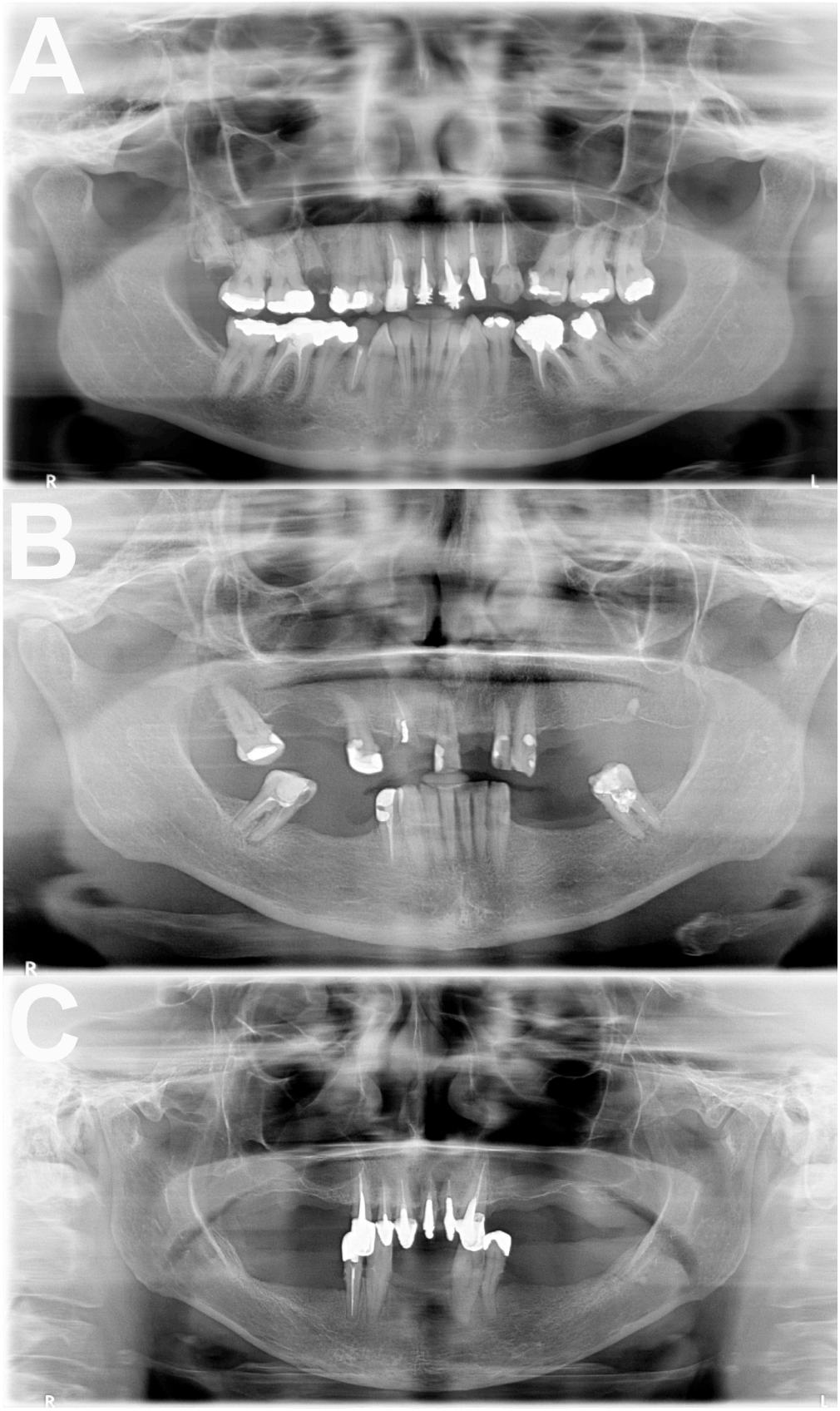


Figura 4.1 – Exemplos de classificações do IMCo em radiografias panorâmicas
A. Categoria C1 ou normal
B. Categoria C2 ou erosão moderada
C. Categoria C3 ou erosão severa

4.3 Tomografia computadorizada por feixe cônico.

Todos os pacientes foram submetidos a um exame de TCFC, indicado para planejamento cirúrgico virtual, utilizando o mesmo dispositivo (i-CAT Classic 14-bit, Imagem Sciences International, Hatfield, PA, EUA), com um protocolo de diagnóstico utilizado para implantes dentários (0,25 mm de voxel, 120kVp ,8mA, tempo de exposição de 8,5 segundos, e campo de visão de 16 cm de diâmetro e 6 cm de altura) (Cortes et al., 2013). O campo de visão mencionado incluiu apenas uma arco dentário completo em resolução padrão, permitindo uma dose de radiação efetiva baixa (aproximadamente 35 microsieverts), como relatado por um estudo utilizando o mesmo dispositivo de TCFC (Roberts et al., 2009). Imagens DICOM (digital Imaging communication in medicine) foram avaliadas com o software OsiriX (versão 3.9.4 OsiriX, Pixmeo, Genebra, Suíça). As áreas edêntulas do rebordo, planejadas para receber implantes dentários, foram delimitadas em cortes parassagitais de TCFC, e identificadas como regiões de interesse (ROIs) de 6 mm de altura e 3 mm de largura, coincidindo com o local de colocação do implante. A espessura da cortical da crista óssea do rebordo e os valores de pixel (densidade óssea radiográfica) foram medidos nas imagens das ROIs, com as ferramentas específicas do software Osirix). Em seguida, as imagens DICOM e de ROIs foram exportadas para o formato STL (arquivo referente a estereolitografia), e utilizadas para fazer um guia cirúrgico personalizado utilizando uma máquina de prototipagem rápida (Bioparts, São Paulo, Brasil). Os guias cirúrgicos possuíam perfurações compatíveis com as brocas e trefinas utilizadas, no intuito de evitar desvios angulares durante o processo de preparação do sitio, garantindo assim a colocação do implante no mesmo ROI de TCFC utilizado para as medidas radiográficas.

4.4 Cirurgias de implante e obtenção de amostras ósseas

Todos os pacientes receberam antibioticoterapia profilática com amoxicilina (2,0 g) uma hora antes da cirurgia, e foram tratados pelo mesmo cirurgião, utilizando o mesmo procedimento cirúrgico. Após anestesia local, uma incisão foi realizada na

crista óssea do rebordo (ligeiramente palatal à linha média), e o retalho mucogengival foi elevado. Utilizando guia cirúrgico, os sítios implantares foram preparados com uma trefina, utilizada para obter amostras ósseas de 3,0 milímetros de diâmetro e 6,0 milímetros de comprimento. As amostras de osso foram fixadas e armazenadas em solução tampão de formaldeído a 4%. Uma broca cirúrgica adicional de 3,5 milímetros de diâmetro foi utilizada para completar a preparação do local do implante. Em seguida, implantes dentários (SLA, Straumann AG, Basiléia, Suíça) com 4,1 mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento, foram colocados usando uma catraca adaptada ao torquímetro do sistema de implante. O torque máximo de inserção, mensurado com implante em posição final, foi classificado em três categorias: < 15Ncm , 15Ncm - 35Ncm e > 35Ncm. Todos os implantes foram colocados com a plataforma permanecendo ao nível do tecido gengival, e restaurados após dois meses de cicatrização.

4.5 Densitometria óssea

Análises de densitometria mineral óssea foram realizadas com um aparelho de absorciometria por dupla emissão de raios X (QDR 2000, Hologic Inc., Waltham, MA) no laboratório de pesquisas em tecido ósseo da Universidade McGill, Montreal, Canadá. A distância entre as linhas de aquisição foi de 0,254 milímetro, e o espaço entre cada ponto era 0,127 milímetros. A janela de aquisição tinha uma largura máxima de 4 cm e um comprimento de 6 cm. Cada amostra óssea foi colocada de maneira plana, com seu longo eixo posicionado paralelamente ao eixo de progressão durante a aquisição de imagem. A hidroxiapatita foi utilizada para controle de densidade, e a densidade mineral óssea (DMO) foi determinada pelo aparelho e expressa em g/cm2.

4.6 Microtomografia computadorizada

Todas amostras ósseas foram analisadas com uma máquina de μ-CT (SkyScan1172®; SkyScan; Kontich, Bélgica) no laboratório de imagem da Universidade McGill, Montreal, Canadá. O aparelho foi configurado com 100 KeV e 100 micro-amperes, e uma resolução de 6,0 μm, com um filtro de Al de 0,5 mm. O tempo de exposição por quadro foi de 450 ms, e as imagens de raios-X foram reconstruídas com o software Nrecon ® (Sky-Scan, Kontich, Bélgica), para que então pudessem ser analisadas quanto a fração volumétrica óssea (BV/TV) usando uma ferramenta do mesmo software de análise quantitativa tridimensional morfométrica. BV/TV é uma variável que se refere à quantidade total de osso presente dentro da biópsia, incluindo osso cortical e trabecular (Fuster-Torres et al., 2011; Gonzalez-Garcia; Monje, 2012).

4.7 Análise histomorfométrica

As amostras ósseas fixadas foram finalmente desidratadas em concentrações crescentes de etanol, infiltradas e incorporadas com resina, e polimerizadas com um kit histológico (Technovit, Leica Microsystems GmbH Wetzlar; Alemanha), no laboratório da Universidade McGill (Montreal, Canadá). Foram feitos cortes histológicos longitudinais, orientados para passar pelo centro das amostras, utilizando um micrótomo automático (sp1600, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemanha). Os cortes foram então corados com azul de metileno e fucsina básica.

Em seguida, foram obtidas fotos dos cortes histológicos com uma câmera digital (Jenoptik ProgRes 10 Plus, Jenoptik , Jena , Alemanha), instalada em um microscópio óptico (Leica DMR, Mikroskopie und Systeme GmbH, Wetzlar, Alemanha) equipado com contraste interferencial diferencial. As imagens foram processadas utilizando o software Bioquant Nova Prime (BIOQUANT Imagem Analysis Corporation, Nashville, TN). Imagens diferentes de um mesmo corte foram integradas utilizando o software PTGui (New House Internet Services BV, Rotterdam, Holanda).

As imagens digitais obtidas foram utilizadas para realizar a análise histomorfométrica de cada área implantada, através do software ImageJ ® (National Institute of Health, Bethesda, MD). Para cada corte, a área ocupada pelo tecido ósseo foi delineada e calculada como uma percentagem do total da área visível do corte. Quatro seções por biópsia foram mensuradas e a média obtida foi considerada para as análises estatísticas. Os resultados de área ocupada por tecido ósseo foram registrados como valores de porcentagem de BV/TV (Figura 4.2).

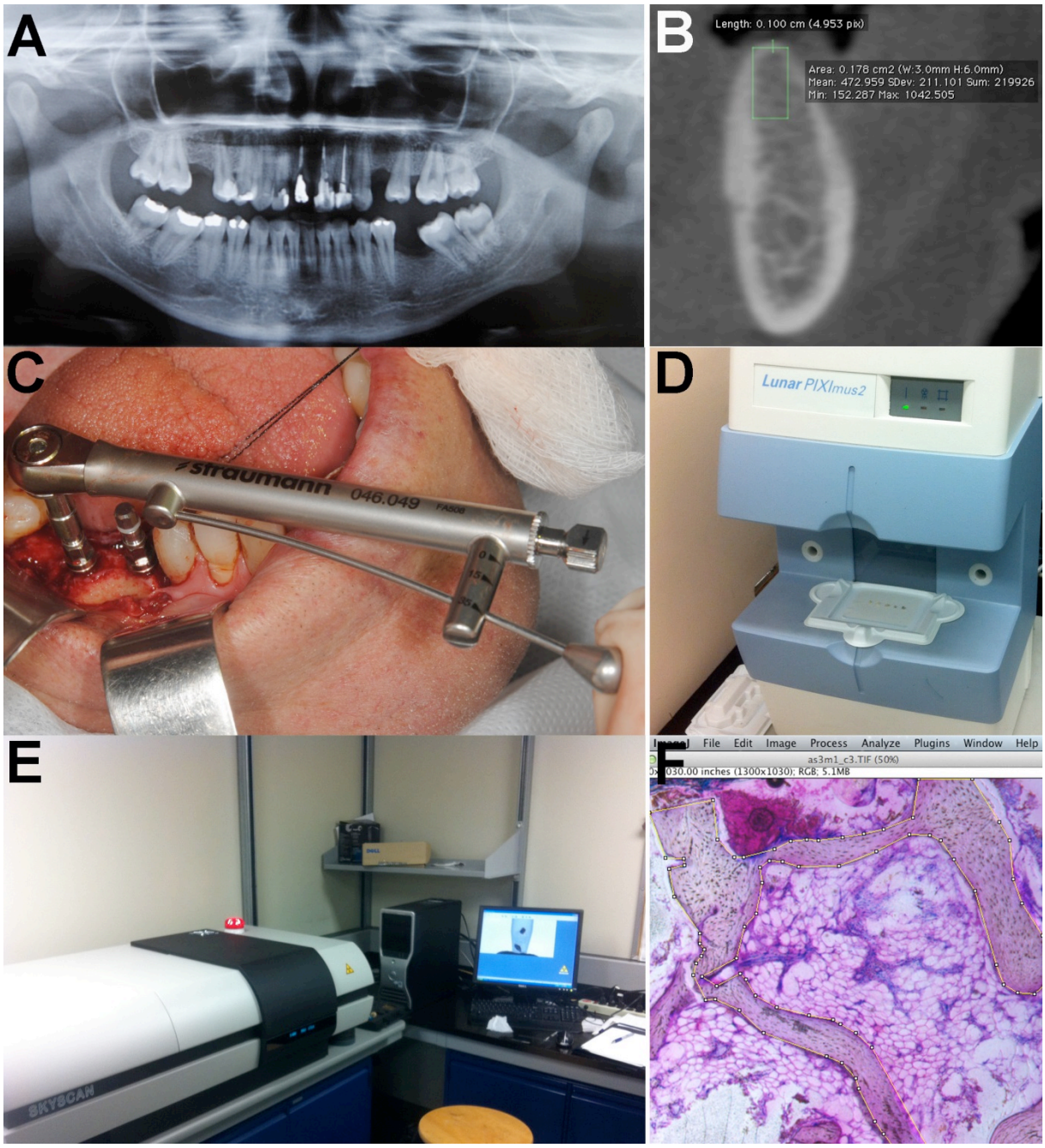


Figura 4.2 – Métodos de diagnóstico utilizados

A. Radiografia Panorâmica.
B. Imagens de TCFC com o software OsiriX. Note a delimitação da região de interesse utilizada para medidas lineares da espessura cortical da crista óssea do rebordo e para a avaliação da densidade óssea radiográfica (valores de pixel).
C. Medida do torque máximo de inserção, utilizando o torquímetro do sistema de implantes utilizado.
D. Máquina de absormetria radiológica de dupla energia (DXA) utilizada para analisar a DMO das amostras ósseas.
E. Sistema de µ-CT utilizado para analisar as amostras ósseas.
F. Análise histomorfométrica em corte histológico. Note o delineamento do tecido ósseo realizado com a ajuda do software ImageJ.

4.8 Análise estatística

O tamanho da amostra foi determinado para detectar uma razão de chances (*odds ratio, OR*) mínima de 5 e para dar ao estudo um poder estatístico de 80%, a um nível de significância de 5%. A normalidade foi avaliada para as variáveis contínuas (idade, IM, espessura da cortical da crista óssea do rebordo, DMO, BV/TV com µ-CT, e BV/TV com histomorfometria) através do teste de Shapiro-Wilk. Todas as medidas realizadas em radiografia panorâmica ou TCFC foram realizados em ordem aleatória por dois observadores treinados (ou seja, dentistas com experiência em radiologia oral). Ambos observadores realizaram cada uma de suas medidas duas vezes, em intervalos de duas semanas, para eliminar o viés de memória. As concordâncias intra e interobservador foram avaliadas através do coeficiente de correlação intraclasse e o teste kappa, para variáveis contínuas e categóricas, respectivamente. Análises de correlação foram realizadas entre todas as variáveis analisadas no estudo. Assim, o teste de correlação de Pearson foi utilizado para correlações que envolvem apenas variáveis contínuas, enquanto as correlações envolvendo ao menos uma das variáveis categóricas (IMCo e torque máximo de inserção), foram analisadas com o teste de correlação de Spearman.

Regressão logística condicional foi utilizada para avaliar associações entre o torque máximo de inserção e todas as outras variáveis. Para isso, os valores de todas as variáveis foram estratificadas utilizando pontos de corte. Para as variáveis contínuas, foram escolhidos pontos de corte otimizados através da análise de curva ROC (*Receiver Operating Characteristics*) (Gráfico 4.1), que localiza o ponto onde a soma de especificidade e sensitividade alcança o valor máximo, e um valor igual é dado a ambos (Kumar; Indrayan, 2011). Para IMCo, a categoria "C1" foi escolhida como o ponto de corte, uma vez que esta é a única categoria que representa a ausência de alterações na cortical inferior da mandíbula (Arita et al., 2013). Finalmente, o valor de torque máximo de inserção de 35Ncm foi escolhido como ponto de corte, uma vez que este é um valor recomendado para carga imediata utilizando o sistema de implante utilizado no presente estudo (Buttel et al., 2012; Kinsel; Liss, 2007).

As estimativas de risco foram apresentadas através da razão de chance *(odds ratio, OR)* com intervalo de confiança (IC) de 95%. Tal análise foi ajustada para os

potenciais fatores de confusão: idade e sexo. A sensibilidade e especificidade de cada método de imagem para o rastreio de alto torque máximo de inserção de cada variável também foram calculadas usando os pontos de corte selecionados. Por fim, buscou-se desenvolver um índice clínico para prever o torque máximo de inserção usando apenas radiografias panorâmicas e TCFC. Para isto, a sensitividade e especificidade de variáveis que se mostraram significativas a partir desses métodos de imagem foram combinados para a previsão de alto torque de inserção.

Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o software IBM SPSS *Statistics* 17 (SPSS, Inc, Chicago, IL). Para todos os testes foi estabelecido um erro α=5%, isto é, os resultados dos testes foram considerados estatisticamente significativos somente quando $p < 0,05$.

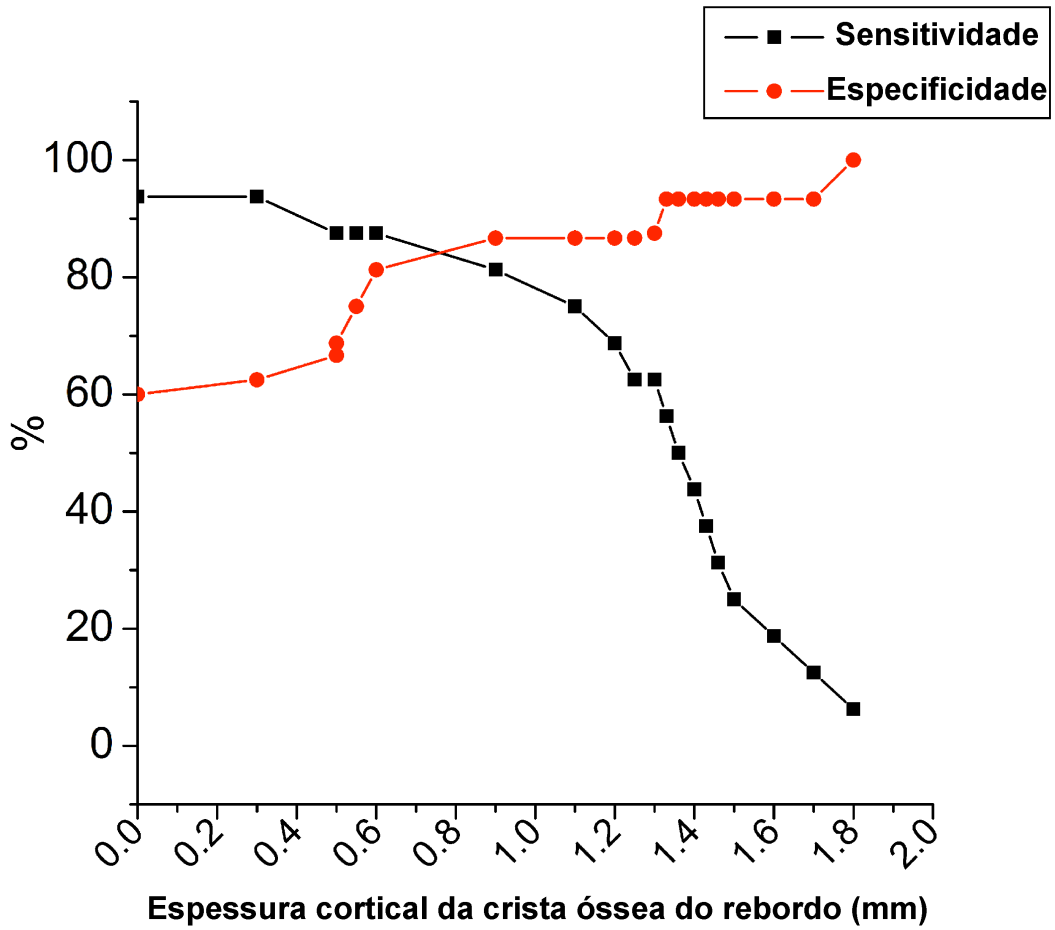


Gráfico 4.1 – Curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*) utilizada para localizar os pontos de corte otimizados de variáveis continuas

5 RESULTADOS

5.1 Análise descritiva

Foi analisado um total de 25 pacientes (13 homens e 12 mulheres, idade média de 59,3 ± 11,5 anos) que receberam 31 implantes, sendo 25 mandibulares e 6 maxilares). Não foram observadas complicações relacionadas aos procedimentos cirúrgicos deste estudo. A taxa de sucesso cumulativa dos implantes foi de 100%, com uma média de 23 meses de acompanhamento (variando entre 9 a 29 meses). As análises descritivas das variáveis contínuas, e freqüência das variáveis categóricas são apresentadas nas tabelas 5.1 e 5.2, respectivamente.

Tabela 5.1 - Análise descritiva das variáveis continuas deste estudo

Variáveis	Média ± Desvio padrão	Unidade
IM	3.20 ± 0.55	mm
Densidade óssea radiográfica	618.79 ± 208.90	Valores de pixel
Espessura cortical da crista óssea	0.83 ± 0.69	mm
DMO	0.06 ± 0.03	g/cm^2
BV/TV com µ-CT	72.82 ± 15.32	porcentagem
BV/TV com histomorfometria	65.54 ± 17.99	porcentagem

Tabela 5.2 - Análise de freqüência das variáveis categóricas deste estudo

Variáveis	Categorias	n	Porcentagem
IMCo	C1 (normal)	19	61.3
	C2 (erosão moderada)	7	22.6
	C3 (erosão severa)	5	16.1
Torque máximo de inserção	Torque ≤ 15Ncm	3	9.7
	15N < Torque ≤ 35Ncm	12	38.7
	Torque > 35Ncm	16	51.6

Concordância intra e inter-observador foram confirmadas para IM, densidade óssea radiográfica e espessura da cortical da crista óssea (coeficiente de correlação intraclasse variando entre 0,82 e 0,89), bem como para medidas categóricas de IMCo (índice kappa 0,87; P = 0,01). A distribuição normal foi confirmada para todas as variáveis contínuas, de acordo com o teste de Shapiro-Wilk (p > 0,05).

5.2 Análise de correlação

Todas as correlações significativas paramétricos são apresentadas no gráfico 5.1. IMCo foi significativamente correlacionada com a idade, IM e torque máximo de inserção. Esta última variável também foi significativamente correlacionada com a espessura cortical da crista óssea do rebordo, DMO, BV/TV com µ-CT, e BV/TV com histomorfometria (Tabela 5.3). Além disso, BV/TV com µ-CT e densidade óssea radiográfica foram fortemente correlacionadas com BV/TV com histomorfometria (r = 0,817, p = 0,001 e r = 0,795, p = 0,001, respectivamente) (Figura 5.1). Nenhuma outra correlação foi estatisticamente significante (P > 0,05).

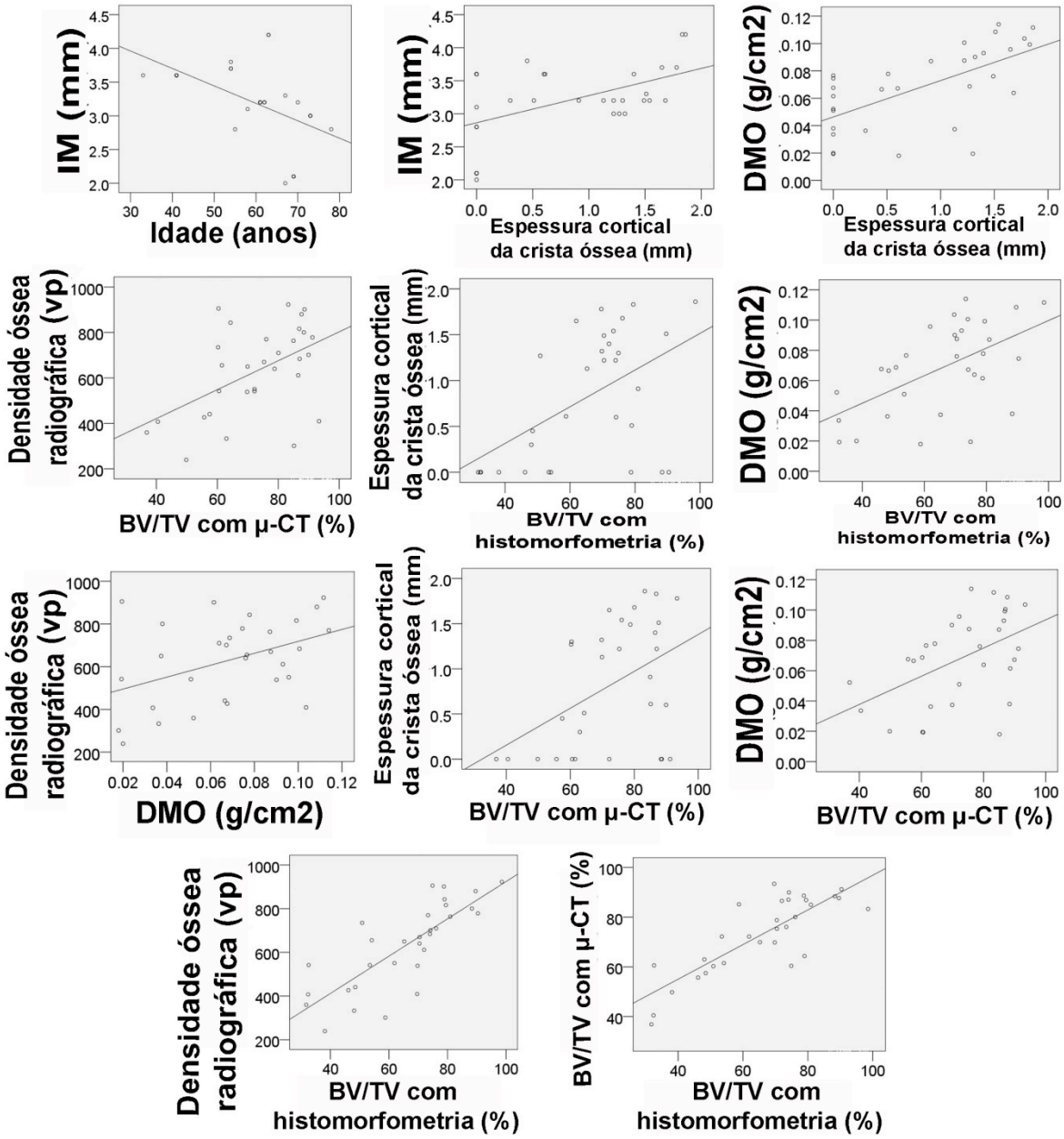


Gráfico 5.1 – Correlações paramétricas deste estudo, descritas na tabela 5.3

Tabela 5.3 - Correlações paramétricas (em branco) e não paramétricas (em amarelo) analisadas pelo presente estudo. As correlações significantes estão marcadas em negrito

Variáveis estudadas	**Variáveis estudadas**								
	Idade	**IM**	**IMCo**	**Densidade óssea radiográfica**	**Espessura cortical da crista óssea**	**DMO**	**BV/TV com µ-CT**	**BV/TV com histomorfo-metria**	**Torque máximo de inserção**
Idade	1	**r=-.533 p=.002**	**r=.702 p=.001**	r=.210 p=.257	r=.119 p=.523	r=.143 p=.444	r=-.101 p=.588	r=.170 p=.405	r=.038 p=.841
IM	**r=-.533 p=.002**	1	**r=-.578 p=.001**	r=.235 p=.203	**r=.515 p=.003**	r=.265 p=.150	r=.321 p=.078	r=.290 p=.150	r=.167 p=.370
IMCo	**r=.702 p=.001**	**r=-.578 p=.001**	1	r=-.081 p=.667	r=.-250 p=.175	r=.-076 p=.684	r=.-278 p=.056	r=.-230 p=.258	**r=-.373 p=.039**
Densidade óssea radiográfica	r=.210 p=.257	r=.235 p=.203	r=-.081 p=.667	1	r=.366 p=.053	**r=.425 p=.017**	**r=.504 p=.004**	**r=.795 p=.001**	r=.178 p=.339
Espessura cortical da crista óssea	r=.119 p=.523	**r=.515 p=.003**	r=.-250 p=.175	r=.366 p=.053	1	**r=.631 p=.001**	**r=.447 p=.012**	**r=.501 p=.009**	**r=.609 p=.001**
DMO	r=.143 p=.444	r=.265 p=.150	r=.-076 p=.684	**r=.425 p=.017**	**r=.631 p=.001**	1	**r=.484 p=.006**	**r=.557 p=.001**	**r=.679 p=.001**
BV/TV com µ-CT	r=-.101 p=.588	r=.321 p=.078	r=.-278 p=.156	**r=.504 p=.004**	**r=.447 p=.012**	**r=.484 p=.006**	1	**r=.817 p=.001**	**r=.359 p=.047**
BV/TV com histomorfometria	r=.170 p=.405	r=.290 p=.150	r=.-230 p=.258	**r=.795 p=.001**	**r=.501 p=.009**	**r=.557 p=.001**	**r=.817 p=.001**	1	**r=.367 p=.033**
Torque máximo de inserção	r=-.038 p=.841	r=.167 p=.370	**r=-.373 p=.039**	r=.178 p=.339	**r=.609 p=.001**	**r=.679 p=.001**	**r=.359 p=.047**	**r=.367 p=.033**	1

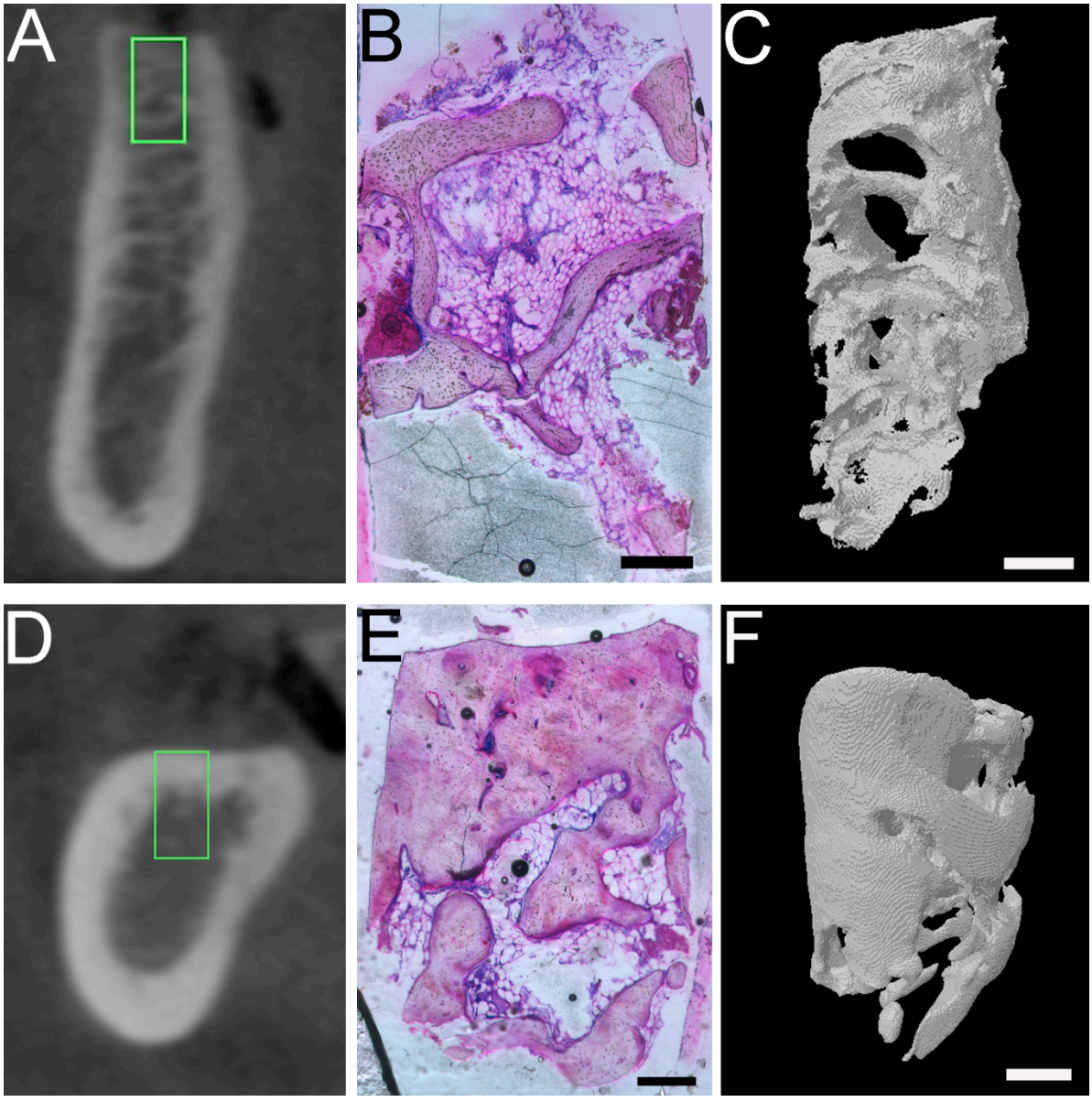


Figura 5.1 – Imagens comparativas entre métodos tomográficos e histomorfometria.

Imagens de TCFC, histomorfometria e μ-CT de caso com torque máximo de inserção baixo (T≤35Ncm) (A, B e C, respectivamente), e de caso com torque máximo de inserção alto (T>35Ncm) (D, E, e F, respectivamente). A área retangular delimitada nas imagens de TCFC tem 3 mm de largura e 6 mm de comprimento, representam as ROIs analisadas. A barra de escala em imagens histológicas e de μ –CT representam 500 μm e 1 mm, respectivamente.

5.3 Análise de risco e testes diagnósticos

Associações entre torque máximo de inserção e as outras variáveis estão descritas na Tabela 3. A análise estatística mostrou que a espessura cortical da crista óssea do rebordo (OR = 33,42 , IC 95% = 2,99-373,72 , P = 0,004) , IM (OR = 13,32 , IC 95% = 1,32-134,47 , P = 0,028) , BV/TV com µ-CT (OR = 13,57 , IC 95% = 1,85-99,65 , P = 0,01) , BV/TV com histomorfometria (OR = 7,23 , IC 95% = 1,25-41,76 , P = 0,027) , e DMO (OR = 7,84; 95 CI % = 1,43-43,01 , P = 0,018) foram significativamente associados com torque máximo de inserção (Tabela 5.4). Não houve associação significativa entre IM e densidade óssea radiográfica, e torque máximo de inserção (P > 0,05).

A sensitividade e especificidade para detectar torque máximo de inserção alto (T > 35Ncm) foi calculada para todas as variáveis (Tabela 5.5). Apresentaram maior sensitividade: a espessura cortical da crista óssea do rebordo (84,6 %) e IMCo (75 %), ao passo que os testes mais específicos foram BV/TV com µ-CT (87,5 %) e BV/TV com histomorfometria (81,2 %) .

Tabela 5.4 - Associações de risco entre torque máximo de inserção e as demais variáveis

Variáveis	Torque Máximo de Inserção		OR (95% IC)	*p*
	>35N	≤35N		
IM				
> 3.5 mm	5	6	1	
≤ 3.5 mm	11	9	0.64 (0.07-5.78)	.691
IMCo				
Normal (C1)	12	7	1	
Erosão (C2/C3)	4	8	13.32 (1.32-134.47)	.028
Densidade óssea radiográfica				
> 700	10	6	1	
≤ 700	6	9	2.87 (0.56-14.62)	.204
Espessura cortical da crista óssea do rebordo				
> .75 mm	14	4	1	
≤ .75 mm	2	11	33.42 (2.99-373.72)	.004
DMO				
≤ 0.07 g/cm^2	13	5	1	
> 0.07 g/cm^2	3	10	7.84 (1.43-43.01)	.018
BV/TV com µ-CT				
> 70%	14	6	1	
≤ 70%	2	9	13.57 (1.85-99.65)	.010
BV/TV com histomorfometria				
> 70%	13	6	1	
≤ 70%	3	9	7.23 (1.25-41.76)	.027

Tabela 5.5 - Performance diagnóstica das variáveis estudadas para detectar torque máximo de inserção alto (T > 35Ncm)

Variáveis	Verdadeiro		Falso		Sensitividade	Especificidade
	+	-	+	-		
IM						
> 3.5 mm						
≤ 3.5 mm	5	9	6	11	31.2%	60.0%
IMCo						
Normal (C1)						
Erosão (C2/C3)	12	8	7	4	75.0%	53.3%
Densidade óssea radiográfica						
> 700						
≤ 700	10	9	6	6	62.5%	60.0%
Espessura cortical da crista óssea do rebordo						
> .75 mm						
≤ .75 mm	14	11	4	2	87.5%	73.3%
DMO						
≤ 0.07 g/cm^2						
> 0.07 g/cm^2	13	10	5	3	66.6%	81.2%
BV/TV com µ-CT						
> 70%						
≤ 70%	14	9	6	2	60.0%	87.5%
BV/TV com histomorfometria						
> 70%						
≤ 70%	13	9	6	3	60.0%	81.2%

Uma vez que a espessura cortical da crista óssea e o IMCo foram as variáveis clínicas (medidas com radiografia panorâmica ou TCFC) mais sensíveis, a combinação destas duas variáveis foi avaliada para a detecção de torque máximo de inserção alto (T > 35Ncm) e utilizada para desenvolver um índice para a previsão de torque. Tal combinação apresentou uma sensibilidade de 100 % (Tabela 5.6). Os resultados levaram ao desenvolvimento de uma classificação clínica, com base nos resultados para ambas as variáveis analisadas (Tabela 5.7). Nessa classificação, os pacientes são divididos em três categorias, de acordo com a probabilidade de ter um alto torque de inserção: " classe I" , quando ambas as variáveis atingir o ponto de corte (0,75 milímetros de espessura cortical da crista óssea do rebordo, e categoria C1 para IMCo) ; "classe II" , quando apenas uma das variáveis atinge o ponto de corte , e "classe III" , quando nenhuma das variáveis atingir o ponto de corte.

Tabela 5.6 - Performance diagnóstica da combinação de variáveis clínicas significativas para detectar torque máximo de inserção alto (T > 35Ncm)

Variáveis	**Verdadeiro**		**Falso**		**Sensitividade**	**Especificidade**
IMCo=C1 e Espessura da cortical da crista óssea do rebordo >.75*	+	-	+	-		
Sim	10	14	1	6	62.5%	93.3%
Não						
IMCo=C1 e/ou Espessura da cortical da crista óssea do rebordo >.75**						
Sim	16	6	6	0	100%	50%
Não						

Tabela 5.7 - Índice clínico de previsão de torque, baseado em imagens de radiografia panorâmica e TCFC

Classificação	Implantes distribuídos em cada classificação (prevalência)		Implantes com torque máximo de inserção alto (T>35Ncm) em cada classificação	
	n	Porcentagem	n	Porcentagem
Classe I **IMCo=C1 e Espessura da cortical da crista óssea do rebordo >0.75mm**	11	35%	10	90.9%
Classe II **IMCo=C1 ou Espessura da cortical da crista óssea do rebordo >0.75mm**	11	35%	6	54.5%
Classe III **IMCo=C2/C3 e Espessura da cortical da crista óssea do rebordo <0.75mm**	9	29.0%	0	0.0%

6 DISCUSSÃO

Diversos estudos tem descrito a importância do diagnóstico por imagem do osso alveolar nos tratamentos de implantodontia. O sucesso da osseointegração dos implantes depende principalmente da quantidade e densidade de tecido ósseo disponível no rebordo, e da estabilidade primária (Marco et al., 2005). Esta depende diretamente, por sua vez, do torque de inserção do implante (Meredith, 1998).

Desta maneira, um torque de inserção adequado é crucial para se evitar o micro movimento do implante, que levaria à falha do processo de osseointegração, e consequentemente à perda do implante (Trisi et al., 2009). O torque de inserção do implante, portanto, é influenciado pela qualidade e quantidade óssea, desenho do implante e técnica cirúrgica (Javed; Romanos, 2010; Marquezan et al., 2012; Meredith, 1998). Os dois últimos fatores não sofreram variações no presente estudo, uma vez que todas as cirurgias foram realizadas pelo mesmo cirurgião, utilizando o mesmo sistema e dimensões de implante, e as mesmas brocas cirúrgicas. Como resultado disso, o presente estudo foi capaz de avaliar isoladamente a influência de características ósseas alveolares no torque de inserção do implante.

Há concordância entre autores de diferentes estudos sobre a importância do diagnóstico por imagem do osso alveolar para o planejamento de cirurgias de implante. Entre os principais métodos diagnóstico está a análise de escala de cinzas em valores de pixels em imagens de TC. Embora tal análise foi amplamente descrita com a escala Hounsfield, desenvolvida para a TC espiral, diversos estudos laboratoriais e clínicos validaram a TCFC para a análise de qualidade do tecido ósseo do rebordo (Gonzalez-Garcia; Monje, 2012; Isoda et al., 2012; Salimov et al., 2013; Turkyilmaz et al., 2007). Assim como no presente estudo, tem sido observada uma correlação linear significativa entre análise de valores de pixels de TCFC, com resultados morfométricos do tecido ósseo a ser investigado (Gonzalez-Garcia; Monje, 2012; Monje et al., 2013). No entanto, nenhum dos artigos citados acima avaliaram sensitividade e a especificidade de tal método para o diagnóstico de cirurgias relacionadas com a implantodontia.

Além da utilização de valores de pixel, foi proposto um método de derivação da escala Hounsfield para uso em imagens de TCFC (Mah et al., 2010). Para tal tarefa, é necessário que sejam utilizados coeficientes de atenuação e calibração,

previamente a realização dos escaneamentos. Aranyarachkul et al. (2005), comparando registros de densidade óssea com HU, feitos utilizando TC espiral e TCFC, observaram que os valores de densidade óssea de TCFC foram em geral mais elevados do que o correspondente em TC espiral. As relações entre os valores de ambas as técnicas foi significante e demonstrada pelo coeficiente de correlação de Pearson, que variou entre 0,92 a 0,98, indicando uma forte correlação estatística. De maneira similar, o uso de HU em TCFC foi indicado como potencial ferramenta diagnóstica para alterações de tecido ósseo (Cankaya et al., 2011; Fuster-Torres et al., 2011).

A importância de se examinar a qualidade do tecido ósseo, assim como suas alterações morfológicas que ocorrem naturalmente em áreas edêntulas do rebordo, através de análises de histologia e histomorfometria, tem sido descrita na literatura (Bryant, 1998; Sakka; Coulthard, 2009). Através da técnica de histomorfometria, é possível analisar quantitativamente o grau de remodelação e a composição de um fragmento de tecido ósseo. Tal avaliação tem se mostrado valiosa em estudos sobre planejamento e osseointegração de implantes dentários (Nkenke et al., 2003; Romanos et al., 2005).

No presente estudo, todos os métodos quantitativos de análise de osso trabecular (densidade óssea radiográfica, BV/TV com µ-CT e com histologia) apresentaram nenhuma ou fracas correlações com o torque máximo de inserção, enquanto a maioria dos métodos cujos resultados são influenciados principalmente pelo osso cortical (DMO, IMCo e espessura cortical da crista óssea) apresentaram fortes correlações significativas com o mesmo parâmetro. Estes resultados dão suporte a um estudo histomorfométrico no qual não se encontrou correlação significativa entre BV/TV e torque máximo de inserção (Nkenke et al., 2003), e a outro estudo concluindo que o torque de inserção do implante está diretamente relacionado com a quantidade de osso cortical em contato com o implante (Hsu et al., 2013). Além disso, nossos resultados quantitativos confirmam as evidências da influência da camada cortical alveolar sobre a resistência de brocas durante a fresagem de sítios implantares, sentida pelo tato do cirurgião, e descrita por estudos anteriores usando classificações ósseas subjetivas (Branemark et al., 1977; Lekholm; Zarb, 1985; Misch, 1989).

Além da influência da camada de tecido ósseo cortical da crista óssea do rebordo, foi demonstrado também que a estabilidade dos implantes no momento da

cirurgia é pouco influenciada pelo comprimento destes (Hsu et al., 2013). Este resultado é consistente com um estudo experimental que demonstra que o torque de remoção para implantes na fíbula e crista ilíaca de cadáveres foi relacionada com a espessura do osso cortical, mas não com a espessura óssea total do rebordo (Akkocaoglu et al., 2007).

Além disso, os resultados estão de acordo com relatos de experimentos *in vivo* realizados por um estudo que confirmou que a quantidade e a qualidade do osso trabecular não está relacionada com a estabilidade do implante obtida no momento da cirurgia (Molly, 2006; Trisi et al., 2009). Qualidade e quantidade óssea são geralmente mais comprometidas em maxila do que em sítios mandibulares, fato tal que tem repercussão na implantodontia (Branemark et al., 1977; Misch; Degidi, 2003). No entanto, há muito que se elucidar sobre a confiabilidade e validade dos métodos de avaliação do tecido ósseo como um todo. O termo “qualidade óssea” tem sido referido como a quantidade de tecido ósseo cortical e esponjoso removida durante a preparação do sitio implantar. Tal termo tem sido utilizado por trabalhos utilizando classificações subjetivas de tecido ósseo como a descrita por Lekholm e Zarb (1985).

Mais posteriormente, a densidade óssea foi identificada como um fator chave no successo da osseointegracao (Marco et al., 2005; Martinez et al., 2001). No entanto, outros pesquisadores, utilizando a analise de frequência de ressonância, concluíram que a evolução da estabilidade dos implantes ao longo do tempo não está relacionada com características histológicas do respectivo tecido ósseo (Nkenke et al., 2003; Turkyilmaz et al., 2007). Isso sugere uma maior importância para o fato de se obter um bom torque de inserção dos implantes, visto que este fator está diretamente relacionado à estabilidade primária obtida (Javed; Romanos, 2010; Meredith, 1998).

No presente estudo, não houve correlação significativa entre a densidade óssea radiográfica avaliada em TCFC e o torque máximo de inserção. Este achado está de acordo com um estudo anterior de metodologia similar (Fuster-Torres et al., 2011). Em contraste, outro estudo encontrou uma forte correlação entre a densidade óssea radiográfica calculada com valores de pixel e o torque máximo de inserção (Salimov et al., 2013). Contudo, este último estudo incluiu um numero consideravelmente maior de casos de maxila, comparados com casos de mandíbula. Isso apresenta um viés para o estudo, já que a crista óssea de rebordos de maxila

apresentam menos variação de espessura cortical. Deve-se considerar também o fato que implantes cilíndricos geralmente são utilizados em mandíbula, devido à camada de osso cortical ser maior.

Apesar da ausência de correlação significativa com o torque máximo de inserção, a densidade óssea radiográfica tirado de exames de TCFC pré-operatórios apresentou fortes correlações significativas com valores BV/TV obtidos tanto μCT e histologia , de acordo com o relato de diversos autores (Fuster-Torres et al., 2011; Gonzalez-Garcia; Monje, 2012). Entretanto, um estudo envolvendo exames de TCFC pós-operatórios, tirados para análise do tecido peri-implantares, não encontrou significância estatística para a mesma correlação (Corpas Ldos et al., 2011), o que parece indicar que os artefatos causados por corpos metálicos de implantes podem estar alterando os resultados de densidade óssea radiográfica.

No presente trabalho, diversos exames clínicos e laboratoriais de imagem foram comparados através de associações de risco e análise de correlações. De acordo com a literatura, as médias numéricas de variáveis laboratoriais eram comumente utilizadas para estudar o osso. No entanto, a radiografia panorâmica, densitometria óssea, TC e a μTC são ferramentas que podem apresentar diferentes graus de sensitivitidade para detectar alterações ósseas (Devlin et al., 1996; Horner et al., 1996), o que torna difícil a comparação de médias entre os resultados de diferentes grupos (Johansson et al., 2001; Lindh, 1996). Para Hildebolt (1997), os resultados dependem do observador e do método de avaliação empregado. No presente estudo, os dois observadores que analisaram as imagens haviam recebido treinamento especifico para o software utilizado, que se deu seguido à calibração dos exames. Um dos motivos para isso é que a reprodutibilidade de medidas de densidade realizadas em radiografias tende a ser baixa, se o observador é um clínico geral sem experiência ou treinamento para este tipo de análise (Devlin et al., 1996).

Inicialmente foi constatado que, para ser detectável, uma variação na densidade óssea entre duas imagens geradas por raios X deve ser superior a 24% (Adams; Wilding, 1985). Diferenças menores podem ser detectadas utilizando os métodos laboratoriais aqui analisados. A μTC não pode ser utilizada em pacientes, pois é uma técnica para experimentos *ex vivo*, enquanto que a histomorfometria, por sua vez, é realizada em uma biopsia de osso representativa, de maneira que não é possível uma análise da mandíbula como um todo (Ulrich et al., 1999). Por outro

lado, a densitometria óssea através da absormetria radiológica de dupla energia é um método laboratorial capaz de realizar análises de densidade óssea *in vivo* realizadas em mandíbula, que foram significativamente correlacionadas os valores obtidos na região de coluna lombar dos mesmos pacientes (Horner et al., 1996). No entanto, além de ainda não ser rotineiramente realizada, a densitometria óssea de mandíbula pode sofrer variações dependendo da seleção da região de interesse (sínfise, ramo ou ramo horizontal).

Segundo Bodic et al. (2012), apesar da densitometria óssea ser considerada o padrão ouro para avaliar a densidade mineral óssea do esqueleto, ela tende a apresentar baixa sensitividade e especificidade para avaliar a densidade mineral óssea em toda a mandíbula. Os autores realizaram um estudo comparando a densitometria óssea através da absormetria radiológica de dupla energia com a análise da escala *Hounsfield, e* relatam ainda que a DMO foi significativamente correlacionada com o valor de HU total da mandíbula, mas não com o HU referente a osso trabecular. Isto pode ser explicado pela importância relativa da camada cortical na medição do volume e densidade óssea das mandíbulas que haviam sido analisadas.

De acordo com a revisão de literatura realizada neste trabalho, não foi possível encontrar estudos sobre a correlação entre índices radiomorfométricos, observados em radiografias panorâmicas, com o torque máximo de inserção de implantes. Dos dois índices estudados, apenas o IMCo estava significativamente inversamente correlacionado com o torque, ao passo que ambos os índices estudados se correlacionaram significativamente com a idade do paciente. A correlação inversa apresentada entre o IMCo e o torque, embora significativa, se apresentou em um grau fraco a moderado (r=-0,373, p=0,039). No entanto, a ausência de alterações desse mesmo índice radiomorfométrico estava fortemente associada com a ocorrência de um torque alto de inserção, de acordo com a análise de razão de chance ajustada (AOR = 13,32, IC 95 % = 1,32-134,47). Dessa maneira, apesar do fato do IMCo ser um indicador de qualidade óssea sistêmica (Taguchi et al., 2003), seu papel foi determinante no desenvolvimento do índice de diagnóstico apresentado por este estudo, de acordo com os resultados de sensitividade e especificidade apresentados na tabela 5.6. Além disso, a correlação entre a IMCo e IM com a idade dos pacientes corrobora os achados de artigos que validaram esses índices para prever alterações ósseas sistêmicas, como a osteoporose, uma vez que

é esperado que a densidade óssea sistêmica diminua conforme o paciente envelhece (Taguchi et al., 1996).

O presente estudo foi o primeiro a avaliar a sensitividade e especificidade de métodos de diagnóstico para prever o torque de inserção de implantes dentários. Não foi possível encontrar trabalhos similares na literatura. Além disso, foi proposta a primeira classificação radiográfica desenvolvida para prever a possibilidade de se obter um alto torque de inserção, por meio de radiografias panorâmicas digitais, comumente usadas para a o diagnóstico odontológico inicial, no primeiro atendimento do paciente (Rushton et al., 1999), e TCFC, que é um exame atualmente considerado fundamental para o planejamento pré-cirúrgico adequado, seguindo as diretrizes de segurança de radiação ALARA (Dykstra, 2011). A classificação baseada no IMCo e na espessura da cortical óssea do rebordo alveolar foi dividida em 3 categorias: classe I, quando ambas as variáveis atingir o ponto de corte; classe II, quando uma das variáveis atingir o ponto de corte; e classe III , quando nenhuma das variáveis atingir o ponto de corte implantes colocados em casos de classe I teriam 90 % de probabilidade de ter um torque elevado e poderiam portanto ser planejados para receber carga imediata. Da mesma forma, implantes colocados em casos de classe III estariam previstos para ter 100 % de probabilidade de ter um torque baixo (Tabela 5.7). Tais casos exigiriam medidas clínicas adicionais para melhorar a estabilidade primária de implantes, tais como a utilização de implantes cônicos ou a escolha de diâmetros menores para a última broca de preparação do sitio implantar. Como resultado, tal índice poderia ser decisivo para o planejamento de implantes previstos para receber carga imediata, e também afetaria seqüência de brocas, além da seleção do tipo e do diâmetro do implante.

Com os avanços tecnológicos em implantodontia, diversos tipos e formatos de implantes foram desenvolvidos. Isso inclui diferentes tipos de tratamentos de superificie e design do corpo e plataforma. Cada um dos tipos de implantes existentes apresentam indicações clínicas especificas. Uma limitação do estudo é que o nosso índice foi desenvolvido para implantes cilíndricos com o mesmo comprimento (10 mm) e diâmetro (4,1 mm). Estudos futuros seriam recomendados para avaliar o com implantes cônicos, uma vez que estes proporcionam torque de inserção mais elevado do que os cilíndricos (Elias et al., 2012).

Outra limitação do presente trabalho é o tamanho da amostra. Apesar das diferentes e vários métodos adotados, foi escolhida uma fórmula de calculo do

tamanho da amostra utilizada para detectar grandes riscos significativos. Dessa forma, apenas 31 pacientes foram suficientes para realizar as análises estatísticas. No entanto, um numero maior de pacientes seria necessário para avaliar o risco relativo de cada fator estudado, estabelecendo assim uma relação de causa-efeito entre as variáveis e o torque de inserção de implantes. De maneira similar, não seria possível através da presente metodologia determinar o impacto da utilização da classificação clínica apresentada na taxa de sucesso dos implantes, uma vez que não houve perda de implantes, os quais eram de uma mesma marca com tratamento de superfície reconhecido e estabelecido na literatura (Buttel et al., 2012; Kinsel; Liss, 2007).

De acordo com o exposto acima, é sugerido que o índice desenvolvido neste trabalho pode ser considerado acurado para prever o torque de inserção de implantes de corpo cilíndrico. Isso permite que o profissional esteja apto a fazer escolhas mais adequadas em relação ao tipo e diâmetro de implante, além da seleção da seqüência de brocas de preparação do sitio e implantar e do tempo de espera até a aplicação de carga.

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- Dentre os métodos radiográficos estudados, a tomografia computadorizada por feixe cônico de 14-bit pode ser considerada confiável para avaliar a densidade do tecido ósseo alveolar através da análise de escala de cinzas, por estar fortemente correlacionada com a histomorfometria.
- A DMO, e a medida da espessura da cortical da crista óssea alveolar são as variáveis de diagnóstico mais associadas significativamente com o torque de inserção de implantes.
- É possível utilizar o índice clínico baseado na sensitividade e especificidade de uma combinação dos resultados de IMCo e da medida da espessura da cortical da crista óssea alveolar para prever o torque dos implantes.

REFERÊNCIAS[1]

Adams LP, Wilding RJ. A photogrammetric method for monitoring changes in the residual alveolar ridge form. J Oral Rehabil. 1985;12(5):443-50.

Adragao T, Herberth J, Monier-Faugere MC, Branscum AJ, Ferreira A, Frazao JM, et al. Femoral bone mineral density reflects histologically determined cortical bone volume in hemodialysis patients. Osteoporos Int. 2010;21(4):619-25.

Akkocaoglu M, Cehreli MC, Tekdemir I, Comert A, Guzel E, Dagdeviren A, et al. Primary stability of simultaneously placed dental implants in extraoral donor graft sites: a human cadaver study. J Oral Maxillofac Surg. 2007;65(3):400-7.

Al-Dam A, Blake F, Atac A, Amling M, Blessmann M, Assaf A, et al. Mandibular cortical shape index in non-standardised panoramic radiographs for identifying patients with osteoporosis as defined by the German Osteology Organization. J Craniomaxillofac Surg. 2013;41(7):e165-9.

Angelopoulos C, Thomas SL, Hechler S, Parissis N, Hlavacek M. Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. J Oral Maxillofac Surg. 2008;66(10):2130-5.

Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(3):416-24.

Arita ES, Pippa MG, Marcucci M, Cardoso R, Cortes AR, Watanabe PC, et al. Assessment of osteoporotic alterations in achondroplastic patients: a case series. Clin Rheumatol. 2013;32(3):399-402.

Barnea E, Alt I, Kolerman R, Nissan J. Accuracy of a laboratory-based computer implant guiding system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010;109(5):e6-e10.

Bodic F, Amouriq Y, Gayet-Delacroix M, Maugars Y, Hamel L, Basle MF, et al. Relationships between bone mass and micro-architecture at the mandible and iliac bone in edentulous subjects: a dual X-ray absorptiometry, computerised tomography and microcomputed tomography study. Gerodontology. 2012;29(2):e585-94.

---

[1] De acordo com Estilo Vancouver.

Branemark PI. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. Scand J Clin Lab Invest. 1959;11 Supp 38:1-82.

Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1-132.

Bryant SR. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes. Int J Prosthodont. 1998;11(5):470-90.

Buttel AE, Gratwohl DA, Sendi P, Marinello CP. Immediate loading of two unsplinted mandibular implants in edentulous patients with an implant-retained overdenture: an observational study over two years. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2012;122(5):392-7.

Cankaya AB, Erdem MA, Isler SC, Demircan S, Soluk M, Kasapoglu C, et al. Use of cone-beam computerized tomography for evaluation of bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaws in an experimental rat model. Int J Med Sci. 2011;8(8):667-72.

Chappard D, Retailleau-Gaborit N, Legrand E, Basle MF, Audran M. Comparison insight bone measurements by histomorphometry and microCT. J Bone Miner Res. 2005;20(7):1177-84.

Clozza E, Pea M, Cavalli F, Moimas L, Di Lenarda R, Biasotto M. Healing of fresh extraction sockets filled with bioactive glass particles: histological findings in humans. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16(1):145-53.

Corpas Ldos S, Jacobs R, Quirynen M, Huang Y, Naert I, Duyck J. Peri-implant bone tissue assessment by comparing the outcome of intra-oral radiograph and cone beam computed tomography analyses to the histological standard. Clin Oral Implants Res. 2011;22(5):492-9.

Cortes AR, Cortes DN, Arita ES. Correction of buccal dehiscence at the time of implant placement without barrier membranes: a retrospective cone beam computed tomographic study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28(6):1564-9.

Cortes AR, Pinheiro LR, Umetsubo OS, Arita ES, Cavalcanti MG. Assessment of implant-related treatment with edited three-dimensional reconstructed images from

cone-beam computed tomography: a technical note. J Oral Implantol. 2013, Feb 18 [epub ahead of print].

Dable RA, Nazirkar GS, Singh SB, Wasnik PB. Assessment of Oral Health Related Quality of Life Among Completely Edentulous Patients in Western India by Using GOHAI. J Clin Diagn Res. 2013;7(9):2063-7.

de Wijs FL, Cune MS. Immediate labial contour restoration for improved esthetics: a radiographic study on bone splitting in anterior single-tooth replacement. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12(5):686-96.

Devlin J, Lilley J, Gough A, Huissoon A, Holder R, Reece R, et al. Clinical associations of dual-energy X-ray absorptiometry measurement of hand bone mass in rheumatoid arthritis. Br J Rheumatol. 1996;35(12):1256-62.

Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Buser D. The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001;16(1):80-9.

Dykstra BA. ALARA and radiation in the dental office: current state of affair. Dent Today. 2011;30(3):14, 6, 8.

Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. J Mech Behav Biomed Mater. 2012;16:169-80.

Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M. The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. J Bone Miner Res. 1989;4(1):3-11.

Friberg B, Sennerby L, Grondahl K, Bergstrom C, Back T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. Clin Implant Dent Relat Res. 1999;1(2):75-83.

Frost HM. Does bone mass equate with bone health? An argument for the negative. J Clin Densitom. 2001;4(3):179-84.

Fuster-Torres MA, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Oltra D. 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(5):1051-6.

Ganz SD. Conventional CT and cone beam CT for improved dental diagnostics and implant planning. Dent Implantol Update. 2005;16(12):89-95.

Garg AK, Vicari A. Radiographic modalities for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. Implant Soc. 1995;5(5):7-11.

Gonzalez-Garcia R, Monje F. The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: a histomorphometric analysis by micro-CT. Clin Oral Implants Res. 2012 Aug;24(8):871-9.

Hildebolt CF. Osteoporosis and oral bone loss. Dentomaxillofac Radiol. 1997;26(1):3-15.

Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MA. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. Dentomaxillofac Radiol. 2008;37(5):268-73.

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

Horner K, Devlin H, Alsop CW, Hodgkinson IM, Adams JE. Mandibular bone mineral density as a predictor of skeletal osteoporosis. Br J Radiol. 1996;69(827):1019-25.

Hsu JT, Huang HL, Chang CH, Tsai MT, Hung WC, Fuh LJ. Relationship of three-dimensional bone-to-implant contact to primary implant stability and peri-implant bone strain in immediate loading: microcomputed tomographic and in vitro analyses. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28(2):367-74.

Huang HL, Chen MY, Hsu JT, Li YF, Chang CH, Chen KT. Three-dimensional bone structure and bone mineral density evaluations of autogenous bone graft after sinus augmentation: a microcomputed tomography analysis. Clin Oral Implants Res. 2012;23(9):1098-103.

Imirzalioglu P, Yuzugullu B, Gulsahi A. Correlation between residual ridge resorption and radiomorphometric indices. Gerodontology. 2012;29(2):e536-42.

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.

Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. J Dent. 2010;38(8):612-20.

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):303-11.

Jeong KI, Kim SG, Oh JS, Jeong MA. Consideration of various bone quality evaluation methods. Implant Dent. 2013;22(1):55-9.

Johansson B, Grepe A, Wannfors K, Hirsch JM. A clinical study of changes in the volume of bone grafts in the atrophic maxilla. Dentomaxillofac Radiol. 2001;30(3):157-61.

Kinsel RP, Liss M. Retrospective analysis of 56 edentulous dental arches restored with 344 single-stage implants using an immediate loading fixed provisional protocol: statistical predictors of implant failure. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22(5):823-30.

Klemetti E, Kolmakov S, Heiskanen P, Vainio P, Lassila V. Panoramic mandibular index and bone mineral densities in postmenopausal women. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1993;75(6):774-9.

Kumar R, Indrayan A. Receiver operating characteristic (ROC) curve for medical researchers. Indian Pediatr. 2011;48(4):277-87.

Lam EW, Ruprecht A, Yang J. Comparison of two-dimensional orthoradially reformatted computed tomography and panoramic radiography for dental implant treatment planning. J Prosthet Dent. 1995;74(1):42-6.

Lecomber AR, Downes SL, Mokhtari M, Faulkner K. Optimisation of patient doses in programmable dental panoramic radiography. Dentomaxillofac Radiol. 2000;29(2):107-12.

Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. Branemark, PI, Zarb, G & Albrektsson, T, eds Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p. 233-40.

Lindh C. Radiography of the mandible prior to endosseous implant treatment. Localization of the mandibular canal and assessment of trabecular bone. Swed Dent J Suppl. 1996;112:1-45.

Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. 2010;39(6):323-35.

Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. J Prosthet Dent. 2007;97(6 Suppl):S26-34.

Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. Micron. 2005;36(7-8):630-44.

Marquezan M, Osorio A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2012;23(7):767-74.

Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. Clin Oral Implants Res. 2001;12(5):423-32.

Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont. 1998;11(5):491-501.

Meunier P, Aaron J, Edouard C, Vignon G. Osteoporosis and the replacement of cell populations of the marrow by adipose tissue. A quantitative study of 84 iliac bone biopsies. Clin Orthop Relat Res. 1971;80:147-54.

Millesi W, Prayer L, Helmer M, Gritzmann N. Diagnostic imaging of tumor invasion of the mandible. Int J Oral Maxillofac Surg. 1990;19(5):294-8.

Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. Dent Today. 1989;8(4):39-44.

Misch CE, Degidi M. Five-year prospective study of immediate/early loading of fixed prostheses in completely edentulous jaws with a bone quality-based implant system. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5(1):17-28.

Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. Clin Oral Implants Res. 2006;17 Suppl 2:124-35.

Monje A, Monje F, Gonzalez-Garcia R, Galindo-Moreno P, Rodriguez-Salvanes F, Wang HL. Comparison between microcomputed tomography and cone-beam computed tomography radiologic bone to assess atrophic posterior maxilla density and microarchitecture. Clin Oral Implants Res. 2013, Feb 26 [epub ahead of print].

Muller R, Van Campenhout H, Van Damme B, Van Der Perre G, Dequeker J, Hildebrand T, et al. Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. Bone. 1998;23(1):59-66.

Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. Clin Oral Implants Res. 2003;14(5):601-9.

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.

Parfitt AM, Drezner MK, Glorieux FH, Kanis JA, Malluche H, Meunier PJ, et al. Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. J Bone Miner Res. 1987;2(6):595-610.

Particelli F, Mecozzi L, Beraudi A, Montesi M, Baruffaldi F, Viceconti M. A comparison between micro-CT and histology for the evaluation of cortical bone: effect of polymethylmethacrylate embedding on structural parameters. J Microsc. 2012;245(3):302-10.

Perez LA, Brooks SL, Wang HL, Eber RM. Comparison of linear tomography and direct ridge mapping for the determination of edentulous ridge dimensions in human cadavers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005;99(6):748-54.

Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. Compend Contin Educ Dent. 1995;16(10):1060, 2, 4 passim.

Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. Br J Radiol. 2009;82(973):35-40.

Romanos GE, Testori T, Degidi M, Piattelli A. Histologic and histomorphometric findings from retrieved, immediately occlusally loaded implants in humans. J Periodontol. 2005;76(11):1823-32.

Rugani P, Kirnbauer B, Arnetzl GV, Jakse N. Cone beam computerized tomography: basics for digital planning in oral surgery and implantology. Int J Comput Dent. 2009;12(2):131-45.

Rushton VE, Horner K, Worthington HV. Factors influencing the selection of panoramic radiography in general dental practice. J Dent. 1999;27(8):565-71.

Sakka S, Coulthard P. Bone quality: a reality for the process of osseointegration. Implant Dent. 2009;18(6):480-5.

Salimov F, Tatli U, Kurkcu M, Akoglan M, Oztunc H, Kurtoglu C. Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed tomography and implant stability parameters: a clinical study. Clin Oral Implants Res. 2013, Jun 17 [epub ahead of print].

Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(4):571-7.

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.

Suomalainen A, Vehmas T, Kortesniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. 2008;37(1):10-7.

Taguchi A, Suei Y, Ohtsuka M, Otani K, Tanimoto K, Ohtaki M. Usefulness of panoramic radiography in the diagnosis of postmenopausal osteoporosis in women. Width and morphology of inferior cortex of the mandible. Dentomaxillofac Radiol. 1996;25(5):263-7.

Taguchi A, Sanada M, Krall E, Nakamoto T, Ohtsuka M, Suei Y, et al. Relationship between dental panoramic radiographic findings and biochemical markers of bone turnover. J Bone Miner Res. 2003;18(9):1689-94.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. J Prosthet Dent. 2002;88(1):89-95.

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 Implants Res. 2009;20(5):467-71.

Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tozum TF. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. J Clin Periodontol. 2007;34(8):716-22.

Ulrich D, van Rietbergen B, Laib A, Ruegsegger P. The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. Bone. 1999;25(1):55-60.

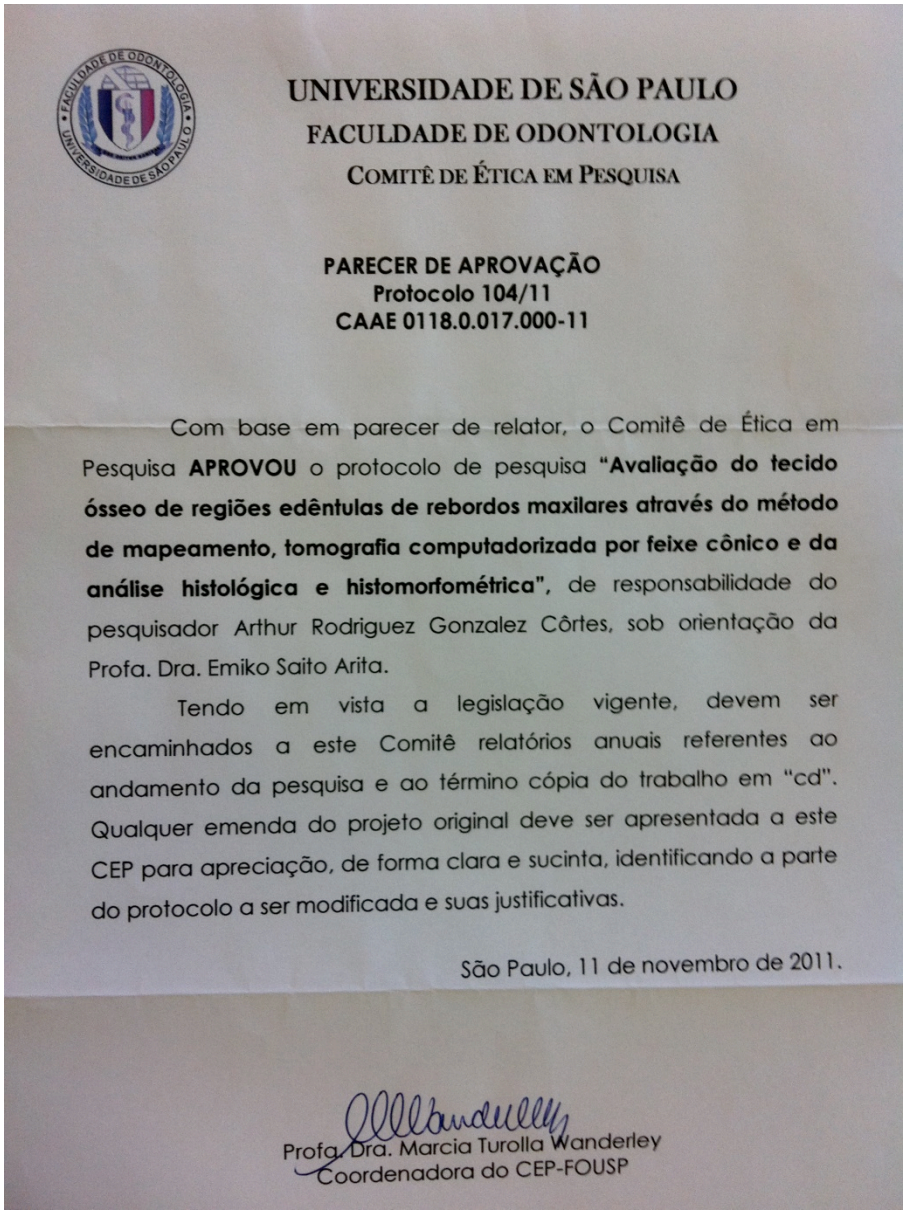
Van Assche N, van Steenberghe D, Quirynen M, Jacobs R. Accuracy assessment of computer-assisted flapless implant placement in partial edentulism. J Clin Periodontol. 2010;37(4):398-403.

Villanueva AR, Jaworski ZF, Hitt O, Sarnsethsiri P, Frost HM. Cellular-level bone resorption in chronic renal failure and primary hyperparathyroidism. A tetracycline-based evaluation. Calcif Tissue Res. 1970;5(4):288-304.

von Wowern N, Kollerup G. Symptomatic osteoporosis: a risk factor for residual ridge reduction of the jaws. J Prosthet Dent. 1992;67(5):656-60.

Yuzugullu B, Gulsahi A, Imirzalioglu P. Radiomorphometric indices and their relation to alveolar bone loss in completely edentulous Turkish patients: a retrospective study. J Prosthet Dent. 2009;101(3):160-5.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 104/11
CAAE 0118.0.017.000-11

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa **"Avaliação do tecido ósseo de regiões edêntulas de rebordos maxilares através do método de mapeamento, tomografia computadorizada por feixe cônico e da análise histológica e histomorfométrica"**, de responsabilidade do pesquisador Arthur Rodriguez Gonzalez Côrtes, sob orientação da Profa. Dra. Emiko Saito Arita.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 11 de novembro de 2011.

Profa. Dra. Marcia Turolla Wanderley
Coordenadora do CEP-FOUSP