LUCY NAOMI SHIRATORI

**AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DA TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO (CONE BEAM) COMO
MÉTODO DE MEDIÇÃO DO VOLUME ÓSSEO VESTIBULAR EM
IMPLANTES DENTÁRIOS**

São Paulo

2009

Lucy Naomi Shiratori

**Avaliação da precisão da tomografia computadorizada por
feixe cônico (cone beam) como método de medição do volume
ósseo vestibular em implantes dentários**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São Paulo,
para obtenção do título de Mestre, pelo
Programa de Pós-Graduação em Ciências
Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto

São Paulo

2009

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Shiratori, Lucy Naomi

Avaliação da precisão da tomografia computadorizada por feixe cônico (cone beam) como método de medição do volume ósseo vestibular em implantes dentários / Lucy Naomi Shiratori; orientador Pedro Tortamano Neto. -- São Paulo, 2009.

152p. : tab., fig., graf.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Dentária) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Implantes dentários -- Volume ósseo vestibular -- Tomografia computadorizada 2. Prótese Dentária

CDD 617.69
BLACK D762

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 E COMUNICADA AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Shiratori LN. Avaliação da precisão da tomografia computadorizada por feixe cônico (cone beam) como método de medição do volume ósseo vestibular em implantes dentários [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

São Paulo, / /2009

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus amados pais **Shigeo** e **Ivone**, minha eterna gratidão pelo amor, apoio incondicional e ensinamentos para toda a minha vida.

Ao querido **Ricardo**, pelo seu amor, companheirismo e por realizarmos juntos nossos sonhos. A cada dia, minha vida caminha de uma forma tranquila e repleta de bons momentos ao seu lado.

Às minhas filhas **Liya** e **Mey**, que são presentes de Deus e deram à minha vida um sentido maior, vivenciando a melhor experiência que é poder ser mãe. Aprender a amar de uma forma simples, intensa e incondicional.

Aos meus queridos irmãos **Leny** e **Haroldo**, que representam pra mim uma grande amizade que, independente de tempo e distância, sempre estaremos juntos.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto, Professor Doutor do Departamento de Prótese Dentária, que com paciência e confiança permitiu o desenvolvimento deste trabalho, juntamente com a gravidez das minhas filhas, de forma equilibrada e sábia. Agradeço imensamente pela sua capacidade profissional acadêmica e orientações para realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, Diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, por sua administração exemplar.

Aos membros da comissão de pós-graduação da FOU SP, presidida pelo Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias.

Ao coordenador do programa de pós-graduação em Ciências Odontológicas, Prof. Dr. Antônio Carlos Bombana.

À Prof. Dra. Dalva Cruz Laganá, responsável pela área de concentração em Prótese Dentária do Programa de Pós-graduação em Ciências Odontológicas, meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Israel Chilvarquer, que permitiu a utilização do seu Instituto de Radiologia para realização das tomografias e por suas valiosas orientações.

Ao cirurgião-dentista e radiologista Michel Lipiec, pela sua paciência e dedicação nas inúmeras explicações sobre minhas dúvidas sobre Radiologia.

Ao Instituto de Radiologia Indor, onde foram realizadas todas as tomografias computadorizadas cone beam.

À equipe do Laboratório de Prótese Júlio, que em todos os momentos, prontamente e com empenho me ajudaram na parte laboratorial da pesquisa.

Ao Sr. Júlio Yamanouchi pelo seu valioso conhecimento e que com muita perfeição, disposição e critério me auxiliou na elaboração deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Renato Chopard, que prontamente autorizou a utilização do material necessário para a pesquisa.

Ao Instituto de Ciências Biológicas da USP - Departamento de Anatomia, pelo fornecimento dos crânios, imprescindíveis para a execução do trabalho.

Ao Prof. Dr. Ivo Contin, pela força e orientações dadas durante o desenvolvimento deste trabalho e na caminhada dentro da vida acadêmica.

Aos professores da disciplina de Prótese Fixa: Prof. Dr. Matsuyoshi Mori, Profa. Dra. Tomie Nakakuki de Campos, Prof. Dr. Fernando da Cunha Ribeiro, Prof. Dr. Hideki Yoshida, Prof. Dr. Claudio Luiz Sendyk, Prof. Dr. José Antônio Lupi da Veiga, por todos esses anos de aprendizado e oportunidade de convívio profissional.

À Doutoranda e amiga Alessandra Pucci Mantelli Galhardo pela sua sincera amizade, paciência e apoio essencial em todos os momentos durante a execução deste trabalho.

Ao Professor e colega de pós-graduação Reinaldo Missaka, pelas oportunidades profissionais dadas, que me fizeram despertar para a área acadêmica.

Ao amigo Cézar Luiz Vendas Galhardo, por sua ajuda essencial e paciência em resolver minhas dúvidas referentes aos mistérios da informática.

À Conexão pelo apoio dado para a realização desta pesquisa.

Ao laboratório de pesquisa do Departamento de Prótese, especialmente à Maria Cristina Falcão Curci Puraca, técnica responsável pelo laboratório, que com muita disposição permitiu a realização das medições com o microscópio.

À empresa Goto & Goto Ltda, especialmente ao Sr. Hideaki Goto, pela precisão e rapidez ao executar o trabalho minucioso com os modelos desta pesquisa.

À Thaís Cocarelli, pela assistência nos resultados estatísticos obtidos neste estudo.

À ACD Renata de Jesus Trugílio pela sua dedicação e prontidão em me auxiliar durante todo o período da pós-graduação.

À Bibliotecária do Serviço de Documentação Odontológica, Glauci Elaine Damasio Fidelis, pela revisão bibliográfica desta obra e aos funcionários da S.D.O. da FOU SP pela atenção e colaboração em todos os momentos.

Aos colegas do Curso de Pós-graduação: Alessandra Pucci Mantelli Galhardo, Marcio Katsuyoshi Mukai, Reinaldo Missaka, Mônica Nogueira Pigozzo, Juliana Marotti, Ricardo Jun Furuyama e Roger Nyshiyama, pelo esforço árduo e incansável em busca do conhecimento.

Aos colegas do Departamento de Prótese, pelo convívio em todos estes anos compartilhando experiências profissionais valiosas.

Aos funcionários do Departamento de Prótese da FOUSP: Sandra, Coraci, Valdinea, Regina, Lena, Ana, Luís e Paula, pela eficiência e empenho, sempre dispostos a ajudar.

A todos os meus amigos, colegas e professores que direta ou indiretamente colaboraram para que este trabalho fosse concluído, meu sincero reconhecimento.

Shiratori LN. Avaliação da precisão da tomografia computadorizada por feixe cônico (cone beam) como método de medição do volume ósseo vestibular em implantes dentários [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

RESUMO

A monitoração radiográfica das mudanças no nível ósseo fornece sinais valiosos para assegurarmos a longevidade e estética dos implantes. As radiografias periapicais e panorâmicas são importantes instrumentos que permitem esta avaliação, mas tem limitações, pois fornecem imagem bidimensional. As imagens tomográficas fornecem detalhes para estimar dimensões verticais e horizontais, possibilitam a melhor visualização de defeitos ósseos e estruturas anatômicas para o planejamento cirúrgico, além de permitir a monitoração radiográfica pós-cirúrgica ao redor dos implantes. O propósito deste trabalho foi avaliar a precisão da tomografia computadorizada por feixe cônico (TCCB) na medição do volume ósseo vestibular ao redor de implantes. Foram utilizados 8 crânios secos que receberam de 3 a 6 implantes na região da maxila anterior dependendo da disponibilidade óssea, em seguida foi realizada uma TCCB. Por meio dos cortes das imagens, as medições da parede óssea em 3 pontos do implante foram obtidas, analisadas e comparadas às realizadas no modelo do crânio em gesso, que continha implantes da mesma altura e diâmetro, nos mesmos pontos determinados, ou seja, no ápice do implante (A), a 5 mm do ápice (B) e do primeiro contato osso/implante até a plataforma do implante (C). O resultado do estudo mostrou que para os 3 pontos (A, B, C) não houve diferença estatisticamente significativa das medidas realizadas no modelo real com a tomografia, ou seja, a TCCB pode ser um instrumento útil para se avaliar longitudinalmente o volume ósseo vestibular, porém, mais estudos clínicos se fazem necessários para ser utilizado na clínica diária.

Palavras-Chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico - Implantes dentários
- Crânio

Shiratori LN. Evaluation of the accuracy of computed tomography cone-beam (cone beam) as a method of measuring buccal bone volume in dental implants [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

ABSTRACT

Monitoring radiographic changes in bone level provides valuable signals to insure the longevity and aesthetics of implants. The panoramic and intra-oral radiographs are important devices for this assessment, but have limitations, they provide two-dimensional images. The computed tomographics images provide details to estimate vertical and horizontal dimensions, allow for better visualization of bone defects and anatomical structures important in surgical planning, avoiding anatomical regions that could result in surgical injuries, and allows radiographic monitoring after surgery around implants, a factor of great importance for aesthetics and longevity of implants. The purpose of this study was to evaluate the accuracy of cone beam computed tomography (TCCB) in measuring the buccal bone volume around these implants. 8 skulls were used to install 3 to 6 implants in the anterior maxilla (canine to canine) depending on the availability of bone. These implants were installed in the skull, and then held a TCCB. Through the courts of the images, measurements of the bone wall at 3 points of the implant were obtained, analyzed and compared to those obtained in the model of the skull in plaster. Implants with the same height and diameter were used in the model and the same points determined, ie, the apex of the implant (A), 5 mm from the apex (B) and the first contact implant-bone to the platform of the implant, were measured. (C). The results showed that for the 3 points (A, B, C) of the implants, no statistically significant difference in measurements obtained from the plaster model and computed tomographics images. Considering the results, TCCB can be a useful tool for assessing buccal bone volume along the implant, however, further studies are needed to be used in clinical practice.

Keywords: cone-beam computed tomography, dental implants, skull

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

AAOMR	Academia Americana da Radiologia Oral e Maxilofacial
cm	Centímetro
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (Imagens digitais e comunicações em medicina)
FOV	<i>Field of view</i> (Campo de visão)
HU	Unidades Hounsfield
Kv	Kilovoltagem
mAs	Miliamperagem /segundo
ml	mililitros
mm	Milímetro
<i>Pixel</i>	<i>Picture element</i> (Elemento de Figura)
RX	Radiação X
TC	Tomografia computadorizada
TCCB	Tomografia computadorizada por feixe cônico
TCMS	Tomografia computadorizada <i>multislice</i>
<i>Voxel</i>	<i>Volume element</i> (Elemento de Volume)

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	16
2.1 IMPLANTES DENTÁRIOS	16
2.1.1 Histórico e evolução dos implantes dentários.....	16
2.1.2 Fatores importantes para longevidade dos implantes.....	17
2.2 EXAMES RADIOGRÁFICOS PARA AVALIAÇÃO DE IMPLANTES DENTÁRIOS.....	19
2.2.1 Radiografia periapical.....	19
2.2.2 Tomografia computadorizada (TC).....	22
2.2.2.1 Breve histórico.....	22
2.2.2.2 Conceitos.....	23
2.2.3 Tomografia computadorizada cone beam (TCCB).....	27
2.2.3.1 Histórico e evolução.....	27
2.3 AVALIAÇÃO PRÉ-CIRÚRGICA DE IMPLANTES DENTÁRIOS.....	33
2.3.1 Avaliação pré-cirúrgica de implantes dentários com TC.....	33
2.3.2 Avaliação pré-cirúrgica de implantes dentários com TCCB.....	36
2.4 AVALIAÇÃO PÓS-CIRÚRGICA DE IMPLANTES DENTÁRIOS.....	41
2.4.1 Avaliação pós-cirúrgica de implantes dentários com TC.....	41
2.4.2 Avaliação pós-cirúrgica de implantes dentários com TCCB.....	43
3 PROPOSIÇÃO.....	47

4 MATERIAL E MÉTODOS	48
4.1 OBTENÇÃO DO MODELO DO CRÂNIO EM GESSO.....	50
4.1.1 Confeção da moldeira individual.....	51
4.1.2 Moldagem do crânio	52
4.1.3 Obtenção do modelo de gesso.....	54
4.2 OBTENÇÃO DO BLOCO DE GESSO CONTENDO UM IMPLANTE.....	55
4.3 OBTENÇÃO DO MODELO FINAL CONTENDO O BLOCO E IMPLANTE.....	56
4.3.1 Determinação do correto plano do implante para medição	57
4.3.1.1 Processo de inclusão do implante no modelo final.....	57
4.3.1.1.1 Confeção de bases circulares de gesso.....	57
4.3.1.1.2 Confeção da forma tronco-cônica.....	59
4.3.1.1.3 Determinação do plano V-L do implante.....	60
4.3.1.1.4 Determinação do plano do longo eixo do implante.....	61
4.4 MEDIÇÕES NO MODELO REAL.....	70
4.4.1 Medição do volume ósseo vestibular.....	71
4.4.2 Medição da altura óssea.....	73
4.5 MEDIÇÕES OBTIDAS PELA TCCB.....	76
4.6 FORMA E ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	79
5 RESULTADOS.....	82
5.1 ANÁLISE DA REPETIBILIDADE DAS AMOSTRAS.....	82
5.2 COMPARAÇÃO ENTRE MEDIDA REAL E TOMOGRÁFICA.....	83
5.2.1 Ponto A.....	83
5.2.2 Ponto B.....	85
5.2.3 Ponto C.....	88

6 DISCUSSÃO.....	90
7 CONCLUSÃO.....	102
REFERÊNCIAS.....	103
APÊNDICES	110
ANEXOS.....	148

1 INTRODUÇÃO

Os implantes dentários têm se tornado uma opção de tratamento comum para a reposição de dentes perdidos. O seu sucesso, a longo prazo, depende de algumas condições clínicas. Uma das mais importantes é que o implante deve estar envolto por tecido ósseo (BRIEF et al., 2005). A relação entre o implante/componente protético e o tecido gengival e ósseo ao seu redor é complexo e determina a longevidade da prótese aliada ao resultado clínico estético satisfatório (DEGIDI et al., 2008).

A radiologia tem várias técnicas, como as radiografias periapicais, panorâmicas, tomografias lineares e computadorizadas que podem ser utilizadas no planejamento cirúrgico, assim como na avaliação longitudinal do tecido ósseo em implantes dentários (CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008).

A monitoração do tecido ósseo após a reabilitação completa pode ser realizada pela radiografia periapical que permitem visualização bidimensional da imagem, mas não se obtêm informações sobre a espessura e morfologia óssea no sentido vestibulo-lingual (ADELL et al., 1981, 1986; WYATT; ZARB, 2002).

A presença de defeitos ósseos, como deiscências e fenestrações, na parede óssea vestibular, que do ponto de vista mecânico, é desfavorável devido a falta de suporte ósseo para o implante não pode ser até o momento avaliada por radiografias (VAN OOSTERWYCK et al., 2002). Sendo que diversos autores tem demonstrado a grande importância do volume ósseo vestibular ao redor dos implantes para a manutenção da estética principalmente na região anterior (ARAÚJO; WENNSTROM; LINDHE, 2006; ARAÚJO et al., 2006; CAMARGO, 2007).

O exame de tomografia computadorizada (TC) permite avaliação tridimensional e fornece detalhes suficientes para estimar a dimensão vertical e horizontal do osso alveolar reduzindo chances de injúrias cirúrgicas, assim como para a avaliação longitudinal do tecido ósseo (AU-YEUNG et al., 2001). Porém, devido a custo e dose de radiação elevados, além da presença de artefato de técnica na presença de metais, não são frequentemente utilizadas para estas finalidades (BROOKS, 1993).

Já na tomografia computadorizada por feixe cônico (TCCB), o aparelho utilizado é menor, próprio para exames de cabeça e pescoço, sendo necessária menor dose de radiação e custo mais acessível. A TCCB gera imagens do tecido ósseo com ótima qualidade, parece ser um instrumento eficiente para análise de espessura óssea, apesar de apresentar artefato de técnica na presença de metais (ARAI et al., 1999; DRAENERT et al., 2007; MOZZO et al., 1998).

O uso da TCCB na medição do volume ósseo vestibular ao redor de implantes dentários e da altura entre a plataforma do implante e o primeiro contato vestibular osso/implante caso seja possível, seria um fator de grande importância na monitoração do tecido ósseo ao redor de implantes dentários, para a longevidade e estética das próteses sobre implantes.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 IMPLANTES DENTÁRIOS

2.1.1 Histórico e evolução dos implantes dentários

A osseointegração, fenômeno biológico, foi descoberta por Per-Ingvar Brånemark em 1965, sendo amplamente aplicada em diferentes áreas da Odontologia e da Medicina. Fundamentada no princípio de ancoragem ou forma de retenção para prótese, tem proporcionado novas alternativas e provocado mudanças radicais nos planejamentos e resoluções protéticas para as perdas dentárias totais, parciais e unitárias. A osseointegração é um dos avanços mais significativos que ocorreram na Odontologia a partir da última metade do século passado, proporcionando altos percentuais de sucesso (FRANCISCHONE, 2006).

No início de seu desenvolvimento e aplicabilidade clínica, era vista apenas como um meio de ancoragem para a prótese, tanto para fixa, quanto para removível. Assim, os implantes eram instalados no tecido ósseo da maxila e da mandíbula, com a finalidade de criar forma de retenção e função para as próteses e a estética era relegada a segundo plano (FRANCISCHONE, 2006).

Com o passar do tempo, a compreensão mais aprofundada da osseointegração e o desenvolvimento tecnológico relacionado a esta terapêutica,

iniciou-se a busca não somente pela funcionalidade, como também obtenção de resultados estéticos satisfatórios (FRANCISCHONE, 2006).

Atualmente a estética de uma prótese sobre implante tem recebido bastante atenção da comunidade científica. O paciente também passou a exigir resultados estéticos satisfatórios. Portanto, para o sucesso da prótese sobre implante deve-se buscar a funcionalidade aliada a estética (COSYN; DE ROUCK, 2009).

2.1.2 Fatores importantes para longevidade dos implantes

Um dos principais fatores a serem respeitados para a longevidade dos implantes é o diâmetro do implante que não deve exceder a dimensão do osso disponível é um dos principais fatores. O ideal é que o implante deve ter tecido ósseo em toda sua volta com espessura mínima de 1 mm (milímetro) (WILSON, 1989).

O sucesso do tratamento por implantes orais se baseia na estabilidade do osso adjacente, ao redor dos mesmos. A monitoração radiográfica das eventuais mudanças no nível ósseo fornece dados importantes para prognóstico da longevidade dos implantes. Nesse sentido, a perda óssea ao redor de implantes pode ocorrer devido a fatores como: trauma cirúrgico do periósteo, redução da crista óssea alveolar e necrose óssea devido ao super aquecimento, força excessiva na colocação dos implantes, oclusão traumática, relação maxilo-mandibular desfavorável, extensão da prótese cantilever incorreta, reabsorção fisiológica da

crista óssea alveolar e inflamação do tecido mole adjacente induzida por acúmulo de placa (WYATT; ZARB, 2002).

Os implantes dentários osseointegrados são utilizados como uma excelente alternativa de tratamento nas reabilitações orais. Esse fato levou ao desenvolvimento de métodos de imagem, capazes de fornecer não só informações para elaboração do planejamento cirúrgico, como também para o acompanhamento pós-operatório da referida terapêutica (CHILVARQUER; CHILVARQUER, 2002).

A terapia com implante na região de maxila anterior é considerada um procedimento avançado e complexo. Devido a demanda estética requer um planejamento pré-operatório abrangente e uma execução cirúrgica baseada na futura prótese. Para a manutenção da estética nessa região, o volume ósseo horizontal e vertical é de extrema importância. A correção do volume ósseo vertical insuficiente é um desafio e é um fator essencial para a obtenção de um resultado estético satisfatório (BELSER; BUSER; HIGGINBOTTOM, 2004).

Alguns trabalhos mostram a preocupação com a estabilidade do osso alveolar após colocação de implantes imediatos. Araújo, Wennström e Lindhe (2006) realizaram um estudo experimental em cães com o objetivo de avaliar a remodelação óssea do osso alveolar, após extração dentária e colocação de implante imediato. A análise dos resultados mostrou que o espaço existente entre o implante e as paredes do alvéolo é preenchido por osso neoformado e o processo de remodelação óssea referente à cicatrização do alvéolo continua mesmo com a instalação do implante, reduzindo o volume das paredes alveolares. Ainda segundo os autores, quanto menor a espessura do osso alveolar remanescente, maior o grau de reabsorção.

Em outro estudo Araújo et al. (2006) avaliaram se a osseointegração poderia ser prejudicada com a remodelação óssea fisiológica, observada pelos autores nos implantes imediatos. Os resultados mostraram que o espaço entre o implante e a parede do alvéolo é preenchida em 4 semanas por osso neoformado, porém ocorre reabsorção das paredes vestibular e lingual do alvéolo. Com 12 semanas, o processo de reabsorção continua com maior evidência, e principalmente em altura, na face vestibular, inclusive sobre o osso neoformado.

Outro trabalho que ressalta a grande preocupação estética utilizando a terapia com implantes imediatos em região de maxila anterior foi realizado por Camargo (2007). O autor avaliou 12 pacientes que tiveram seus incisivos centrais superiores condenados e que foram substituídos por implantes imediatos e restaurações imediatas. Durante 18 meses, foi feito um acompanhamento em relação ao comprimento das coroas implanto-suportadas e a distância entre a ponta das papilas e a borda incisal dos dentes vizinhos. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas obtidas. Portanto, o autor conclui que os tecidos moles periimplantares de implantes imediatos com restaurações imediatas, mantiveram-se estáveis ao longo dos 18 meses.

2.2 EXAMES RADIOGRÁFICOS PARA AVALIAÇÃO DE IMPLANTES DENTÁRIOS

2.2.1 Radiografia periapical

Uma vez que a presença de osso ao redor dos implantes é importante para a longevidade e estética da prótese, desde os trabalhos pioneiros realizados por Brånemark et al. (1977) com implantes osseointegrados, o papel da radiografia pode ser considerado de extrema importância, no intuito de se alcançar um bom prognóstico terapêutico. Neste estudo onde 211 pacientes edêntulos foram reabilitados por meio de implantes e acompanhados por 10 anos, período onde foram feitas radiografias periapicais periódicas, foi possível relacionar diretamente a presença de áreas radiolúcidas perimplantares com a mobilidade clínica dos implantes. A análise de tais radiografias permitiu também constatar uma perda da altura óssea perimplantar de cerca de 1 a 2 mm na fase de reparação e de 0,2 a 0,3 mm na fase de remodelação anualmente, considerando a altura óssea marginal.

Muitos estudos ainda visam avaliar a perda óssea adjacente dos implantes. Nesse sentido, Adell et al. (1981, 1986) realizaram um estudo radiográfico para medirem a perda óssea ao redor de implantes do sistema Branemark® em pacientes totalmente edentados. A análise dos autores permitiu-lhes afirmar que a maior perda óssea ocorre no período de osseointegração e no primeiro ano após a colocação da prótese, com média de perda variando de 0,90 a 1,64 mm. Nos anos subsequentes, esta perda óssea passou a ser em média de 0,00 a 0,15 mm anual.

Strid (1985) avaliou o tecido ósseo, após a colocação da prótese sobre implante, com radiografias padronizadas que possibilitassem comparações dos implantes em épocas diferentes. O autor propôs que o exame radiográfico fosse realizado imediatamente após a colocação da prótese e depois a cada 6, 12, 24 e 36 meses, sendo que a partir do terceiro ano, tal exame fosse feito de 3 em 3 anos. O autor concluiu que a radiografia é uma forma não invasiva de análise do implante, considerado clinicamente estável quando apresenta imagem de osso normal, em

íntimo contato com a superfície metálica da fixação e instável, ou seja, com mobilidade clínica, na presença de imagem radiolúcida perimplantar.

Segundo Smith e Zarb (1989), a radiografia periapical fornece uma imagem bidimensional de uma estrutura tridimensional, possibilitando verificar apenas as faces mesial e distal do implante, em detrimento das faces vestibular e lingual. A presença de radiolucidez ao redor do implante sugere a existência de tecido mole e a provável ocorrência de mobilidade. Os autores consideraram aceitável uma perda óssea anual menor que 0,2 mm após o primeiro ano de função da prótese.

Kan, Rungharassaeng e Lozada (2003) realizaram um estudo prospectivo de 1 ano e avaliaram a viabilidade de implante imediato em região de maxila anterior. Trinta e cinco pacientes com um sítio para colocação de implante na região de interesse foram incluídos nesse estudo. Os pacientes foram avaliados clinicamente e radiograficamente no momento da colocação do implante, após 3, 6 e 12 meses a colocação. Após 1 ano todos os implantes continuavam osseointegrados. A média de perda óssea marginal foi de -0.26 ± 0.40 mm na mesial e -0.22 ± 0.28 mm na distal. Os resultados mostram que é possível atingir um taxa de sucesso e resultado estético favorável, com boa resposta dos tecidos periimplantares com implantes imediatos em maxila.

Atsumi, Park e Wang (2007) realizam uma revisão de literatura sobre métodos usados para avaliação da estabilidade do implante, realizando a análise radiográfica com RX (raio X) periapical e panorâmica e ressaltam as limitações referente a avaliação de alteração no tecido ósseo. Os autores concluem que não existe ainda um método definido para avaliar a estabilidade do implante e mais informações de diagnóstico auxiliares são necessárias para assegurar a estabilidade a longo prazo do implante.

Degidi et al. (2008) realizaram um estudo clínico detalhado da importância do nível ósseo nos implantes, porém todas as medições foram realizadas com base nas radiografias periapicais. As medidas obtidas foram no sentido méso-distal, entre implantes e do pico ósseo inter-implantes até o ponto de contato entre as coroas protéticas. Segundo os autores, devido a limitações próprias da técnica radiográfica utilizada, não foi possível avaliar a largura do rebordo alveolar, por isso outros estudos com novas tecnologias como a TCCB são sugeridas.

2.2.2 Tomografia Computadorizada (TC)

2.2.2.1 Breve Histórico

Em 1935, Grossman refinou a técnica da “radiografia seccional do corpo” e a denominou de tomografia (do grego, *tomos*, secção).

Um dos estudos que serviu de base para o aprimoramento das técnicas tomográficas foi o do matemático austríaco Radon, que em 1917 provou ser possível reconstruir e construir uma imagem em duas ou três dimensões, a partir de um grande número de projeções em diferentes direções. Desde então, esse procedimento tem sido utilizado em várias áreas (CAVALCANTI; SANTOS, 2006).

Em 1963, Allan MacLeod Cormack apresentou soluções matemáticas para problemas em TC.

Em 1967, Godfrey Newbold Hounsfield desenvolveu uma nova metodologia para aquisição de imagens onde a transmissão de raios-x era realizada em múltiplos ângulos e os valores de absorção dos tecidos eram traduzidos e calculados pelo computador que, por sua vez, reconstruía a imagem em fatias.

Em decorrência desses estudos, Hounsfield e Comarck receberam o Prêmio Nobel de Medicina em 1979, abrindo um novo campo para técnicos, radiologistas, médicos, engenheiros e outros (CAVALCANTI; SANTOS, 2006).

2.2.2.2 Conceitos

A TC (tomografia computadorizada) é um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X para que se obtenha a reprodução de uma secção do corpo humano em um dos três planos do espaço (axial, sagital ou coronal). Diferentemente das radiografias convencionais, as quais projetam em um só plano todas as estruturas atravessadas pelos RX sobrepondo estruturas anatômicas, a TC evidencia as relações estruturais em profundidade. Portanto, a TC fornece imagens em “fatias” do corpo humano, e permite enxergar todas as estruturas em camadas, principalmente dos tecidos mineralizados, com uma definição admirável, o que permite a delimitação de irregularidades tridimensionalmente (BROOKS, 1993).

Uma das vantagens da TC é que uma vez coletado os dados, o computador é capaz de reconstruir os cortes axiais originais, obtendo imagens em outros planos do espaço, como o coronal e o sagital, sem a necessidade de expor novamente o paciente à radiação. Este recurso presente nos softwares dos tomógrafos denomina-

se reconstrução multiplanar. Entretanto, a TC apresenta desvantagens, quando comparadas aos exames radiográficos convencionais, como o alto custo do exame, a alta dose de radiação e as produções de artefatos em decorrência de objetos metálicos (BROOKS, 1993).

O exame de TC fornece uma imagem produzida por um computador que processa dados obtidos pela passagem de RX através de uma região anatômica. Cada imagem ou corte de TC representa um plano específico do corpo humano. As estruturas formadas em uma imagem por TC são representadas por variações nas tonalidades de cinza. A quantidade de RX que atravessa o corpo determina o tom de cinza a ser utilizado. Esta tonalidade é mensurada e expressa em unidades de Hounsfield (HU), onde a água foi estabelecida como zero, o osso +1000 e o ar - 1000.

A fonte e os detetores de RX encontram-se em um elemento do tomógrafo denominado *gantry*, sendo que estão posicionados de forma oposta. O objeto a ser escaneado é colocado entre fonte e detetor de RX, para então a radiação ser emitida e atravessar o objeto. Parte da radiação é absorvida pela estrutura escaneada, sendo que este nível de absorção depende de cada tecido analisado, a esta propriedade dá-se o nome de coeficiente de atenuação. A porção de RX não absorvida é captada pelos detetores de RX, que contém células sensoriais. Um conversor digital transforma estes impulsos elétricos em dados digitais, transmitidos para uma central de processamento no computador. O conjunto de dados adquiridos neste processo é denominado de dados brutos (*raw data*) utilizados nas reconstruções de imagem para a formatação dos diversos planos de reformatação (BROOKS, 1993).

Segundo Parks (2000), a boa resolução da imagem de TC deve-se ao grande poder de contraste da técnica, já que pequenas diferenças na densidade tecidual podem ser percebidas e traduzidas em 5.000 tons de cinza em cada *pixel* (elemento de figura). Para se ter uma idéia, os aparelhos atuais reconhecem diferenças de densidade de menos de 0,5%, enquanto as técnicas radiográficas convencionais detectam desigualdades mínimas de 10%. O autor descreveu o fenômeno conhecido como cálculo da média de um volume parcial, que pode prejudicar a resolução espacial da imagem de TC. Isto ocorre quando a borda de uma estrutura se inicia no meio de um *pixel*. Neste caso, o tom de cinza apresentado por este *pixel* será equivalente à média do coeficiente de atenuação dos RX, prejudicando a visualização nítida do limite de tal estrutura.

De acordo com Chilvarquer et al. (2005), a TC é uma técnica radiográfica digital tridimensional, por meio da qual se obtém as imagens em finas camadas, o que permite a diferenciação e a quantificação dos tecidos moles e duros. As imagens contíguas da TC reproduzem as estruturas tridimensionais e são compostas por *voxels* (elementos de volume). As únicas imagens capturadas do paciente são as feitas segundo cortes axiais, que podem ter sua espessura variada, iniciando em 0,5 mm. Os *voxels* contidos nestas imagens possibilitam as reconstruções odontológicas e tridimensionais, sem necessitar de exposições adicionais do paciente. Uma vez adquiridos os dados brutos, programas de computador realizarão as reconstruções desejadas. Na TC também é possível obter mensurações em escala real 1:1, desde que a reconstrução seja realizada para este fim, como também é possível gravar os dados em formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine).

Imagens de TC na proporção 1:1 reproduzem o tamanho real e são facilmente mensuradas no próprio filme, com uma régua disposta em cada corte, sendo que tais imagens geralmente são fornecidas em três filmes por arcada. Marti et al. (2005) realizou uma comparação entre as imagens na proporção citada com imagens reduzidas, e demonstrou uma discrepância estatisticamente significativa entre as medidas reais, das visualizadas no formato reduzido. Essa diferença pode interferir na avaliação ideal do sítio considerado, prejudicando o planejamento adequado do procedimento a ser executado. Portanto, o fornecimento de imagens na proporção 1:1 em TC fica recomendado.

Garib et al. (2007) mostraram que a TC apresenta as vantagens como a de eliminar sobreposições, possuir uma excelente resolução atribuída ao grande contraste da imagem e a possibilidade de reconstruí-las nos planos axial, coronal, sagital e oblíquo, o que permite uma visão tridimensional da estrutura de interesse. Ressaltaram ainda que é possível fazer reconstruções diversas ou oblíquas, como por exemplo, cortes no sentido vestibulo-lingual da região dento-alveolar, onde se pode visualizar a espessura do rebordo alveolar, das tábuas ósseas vestibular e lingual e a inclinação dentária. As imagens oblíquas do rebordo alveolar no sentido vestibulo-lingual, também denominadas cortes ortorradiais, são as utilizadas pelo implantodontista para que seja decidida a localização, comprimento e diâmetro dos implantes osseointegrados.

2.2.3 Tomografia Computadorizada Cone Beam (TCCB)

2.2.3.1 Histórico e evolução

Arai et al. (1998) desenvolveram o primeiro protótipo do aparelho de TCCB. Segundo os autores, esse aparelho possui um sensor bidimensional e usa uma fonte de RX em forma de cone, ao invés de um plano. Usando a TCCB, os dados volumétricos do corpo humano podem ser obtidos com uma simples rotação do sensor e da fonte. As características desse aparelho são: menor dose de radiação e maior resolução no sentido axial, comparadas às da TC tradicional.

Mozzo et al. (1998) apresentaram a primeira versão comercial da TC volumétrica denominada de Newtom 9000[®]. Publicaram um artigo que mostrava não só a importância do TCCB como método de exame de imagem, mas também o ressaltavam como um advento representativo do desenvolvimento de um tomógrafo relativamente pequeno e de menor custo, especialmente indicado para a região dentomaxilofacial. Esta nova tecnologia está provendo à Odontologia a reprodução da imagem tridimensional dos tecidos mineralizados maxilofaciais, com mínima distorção e dose de radiação significativamente reduzida, em comparação à TC tradicional. A técnica mostrou-se ser bem promissora devido à maior facilidade na aquisição das imagens. O sensor utilizado em tomografia cone beam é um sensor de área e o feixe de radiação é cônico.

Arai et al. (1999), desenvolveram o Ortho-CT[®], um aparelho de TCCB para uso odontológico, cujas características são: voxel de 0.136 mm³, tempo de

escaneamento de 17 segundos (semelhante ao de uma radiografia panorâmica convencional) e tempo para reconstrução da imagem de 10 minutos. O aparelho proporcionou imagens tridimensionais com excelente qualidade do ligamento periodontal, lâmina dura e raízes dos dentes. O osso medular foi claramente visualizado. A dose de radiação também é bem menor que o TC convencional.

Figura 2.1- Tomógrafo tradicional (A) e Tomógrafo de feixe cônico (B) (SUKOVIC, 2003)

Os aparelhos de TCCB são classificados de acordo com o sistema de sensores de RX utilizados. Alguns aparelhos, com aplicação em Odontologia, usam os intensificadores de imagem, que produzem, geralmente, imagens com muito ruído e que necessitam de reprocessamento. Já com os sensores *flat panel*: possuem menor tamanho e peso dos sensores, possibilidade de não produzirem distorção de imagem, maior resolução, maior vida útil, além de não serem sensíveis aos campos eletromagnéticos (BABA; UEDA; OKABE, 2004).

Scarfe, Farman e Sukovic (2006) descreveram as aplicações clínicas do TCCB e algumas características desse sistema de imagem, com intuito de esclarecer e tornar acessível tal tecnologia. Ao término do exame, a sequência de

imagens base (raw data) é reconstruída para gerar a imagem volumétrica em 3D (tridimensional), por meio de um software específico e um sofisticado programa de algoritmos instalado num computador convencional acoplado ao tomógrafo. O tempo de exame pode variar de 10 a 70 segundos (uma volta completa do sistema), porém o tempo de exposição efetiva aos RX é bem menor (de 3 a 6 segundos). A grande vantagem da TC odontológica, na visão dos autores, reside no fato de que os programas que executam a reconstrução computadorizada das imagens podem ser instalados em computadores convencionais, não necessitando de uma *Workstation* como a TC tradicional, apesar de ambas serem armazenadas na linguagem DICOM. Os programas de TCCB, igualmente à TC, permitem a reconstrução multiplanar do volume escaneado, ou seja, a visualização de imagens axiais, coronais, sagitais e oblíquas, assim como a reconstrução 3D (tridimensional).

Os cortes axiais são selecionados pelo operador numa visão lateral da cabeça, ou seja, com uma imagem projetada e bidimensional da cabeça, para determinar a posição exata dos cortes, que são considerados reconstruções primárias ou diretas. Cada corte contíguo pode apresentar uma espessura mínima inferior a 1mm. A partir do corte axial obtêm-se as reconstruções secundárias (incluindo as coronais e sagitais). Os cortes perpendiculares são feitos contornando os arcos dentários, sendo as reconstruções em 3D. Sobre todas essas imagens, o software ainda permite a realização de mensurações digitais lineares e angulares (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

O volume total da área escaneada apresenta um formato cilíndrico, com tamanho variável (de acordo com a marca do aparelho) e compõe-se unitariamente pelo *voxel*. Na TCCB, o *voxel* é chamado de isométrico, ou seja, apresenta altura,

largura e profundidade de iguais dimensões. Cada lado do voxel tem dimensão submilimétrica (menor que 1 mm, geralmente de 0,119 a 0,4mm), o que proporciona uma imagem com muito boa resolução (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

A dose de radiação efetiva da TCCB varia de acordo com a marca comercial do aparelho e das especificações técnicas selecionadas durante a tomada, como o campo de visão, o tempo de exposição, a miliamperagem (mA) e a quilovoltagem (Kv). Ainda segundo os autores, a TCCB apresenta dose de radiação maior que a radiografia panorâmica, porém menor dose em relação à TC (LUDLOW et al., 2006).

Ludlow et al. (2007) realizaram um estudo avaliando a precisão da medição de pontos anatômicos determinados em 28 crânios secos, variando a posição destes. Os autores concluíram que as medições realizadas na TCCB não são significativamente influenciadas pela orientação espacial do crânio durante a aquisição da imagem. Para pontos definidos a medição bidimensional apresentou porcentagem de erro menor que 1,2%, já para medição tridimensional, a porcentagem de erro foi menor que 0,6%.

Lou et al. (2007) realizaram uma revisão de literatura de pesquisas envolvendo a precisão e confiabilidade de medições com pontos de referência identificados em crânios, que utilizaram técnicas de TC e TCCB. Conforme os autores, as medidas menores da TCCB em relação ao modelo real encontradas por Lascale, Panella e Marques (2004) pode ter sido causada pelo uso de esferas metálicas de 2 mm como ponto de referência, que dificultaram a identificação do correto ponto do crânio a ser medido, conseqüentemente os valores padrão ouro não foram fiéis o suficiente. Os autores concluíram que cada ponto de referência

mostrou um padrão característico de erro que pode ter contribuído para erros de medição, e que corrigindo a forma de identificação pode haver uma redução do erro.

Loubele et al. (2008) comparou a qualidade das imagens e a dose necessária para a CBCT de cinco aparelhos, (1) Accuitomo 3D[®], (2) MercuRay[®], (3) NewTom 3G[®], (4) i-CAT[®] and (5) Sensation 16[®]. O aparelho que apresentou a melhor qualidade das imagens foi o I-CAT[®].

Mol e Balasundaram (2008) avaliaram, *in vitro*, defeitos periodontais com TCCB em 5 crânios secos, e os resultados mostraram que a TCCB é significativamente melhor para detecção de defeitos ósseo periodontais em relação as radiografias periapicais, porém este resultado se limita a região posterior. A precisão no diagnóstico de ambas as modalidades foi baixa na região anterior. Esta diferença na precisão do diagnóstico provavelmente se deve a anatomia óssea da região anterior da mandíbula e maxila. A parede bucal é consideravelmente fina, sendo que o osso se afila em direção a crista alveolar. Aparentemente, a qualidade da imagem dos cortes da TCCB não é suficiente diagnosticar corretamente a região da crista alveolar anterior.

Mischkowski et al. (2008) afirmaram que o uso da TC dentro da clínica odontológica diária ainda é limitado, devido ao alto custo. Apesar dos equipamentos modernos gerarem uma dose de radiação menor, o paciente ainda é exposto a uma dose grande de radiação, quando comparado a outros exames radiográficos. Com o aumento da demanda e necessidade de imagens 3D, pesquisadores têm procurado novas soluções, sendo o desenvolvimento de um aparelho compacto e com baixas doses para a região dentomaxilofacial, baseado no princípio da TCCB, fruto de tais necessidades.

Segundo Chilvarquer, Hayek e Azevedo (2008), desde a década de 80, a radiologia odontológica tem se beneficiado do uso e da indicação da tomografia. Pois a TC estabelece uma análise mais diferenciada das estruturas tridimensionais que normalmente eram projetadas nas superfícies planas e bidimensionais. Para tanto, os radiologistas utilizaram as chamadas tomografias lineares, TC e TCCB. Os autores ressaltam a grande aplicabilidade clínica da TCCB devido sua tecnologia que permite a visualização dos tecidos duros em alta resolução. Um dos maiores problemas dos radiologistas que interpretam TCCB é a presença de artefatos. Dentre eles, se destaca um fenômeno visto quando existe presença de metais ou de materiais radiopacos como guta percha, chamado *Beam Hardening* ou endurecimento do raio. Na região bucomaxilo-facial é comum a presença de metais que ao serem tomografados, podem apresentar um halo de baixa densidade associado com suas margens. Portanto, apesar da excelente habilidade do método, deve-se ter em mente, que há necessidade de uma curva de aprendizado quando da prática diária.

Chilvarquer, Chilvarquer e Hayek (2009) também ressaltaram a importância clínica da TCCB, pois esta tecnologia possui custo e dose de radiação menor em relação à TC, além de ter sido desenvolvida especificamente para a área odontológica, permitindo diagnósticos mais sofisticados.

Segundo Lund, Gröndahl e Gröndahl (2009), quando estruturas anatômicas são utilizadas como pontos de referência, existe a dificuldade na correta identificação desses pontos tanto no modelo real como na tomografia, podendo alterar os resultados das pesquisas. Porém, a utilização de crânios para medição é de suma importância clínica em relação a medição de um modelo artificial. Apesar da importância clínica, os autores optaram em utilizar um modelo de Plexiglas® com

pontos de referência metálicos, ambos com dimensões conhecidas para obter a melhor situação de medição possível. A média da diferença entre o padrão ouro com as imagens obtidas por meio do tomógrafo Accuitomo® foi na posição básica de 0,08 mm (dp 0,21 mm) e para as posições rotacionada e desviada de 0,08 mm (dp 0,23 mm) e 0,09 mm (dp 0,20mm), respectivamente. A medida da tomografia foi ligeiramente maior que a real, sendo que nenhuma das medidas analisadas foi estatisticamente significativa ($p>0,05$).

2.3 AVALIAÇÃO PRÉ-CIRÚRGICA DE IMPLANTES DENTÁRIOS

2.3.1 Avaliação pré-cirúrgica de implantes dentários com TC

Eckerdal e Kvint em 1986 realizaram um estudo sobre o planejamento pré-cirúrgico para implantes osseointegrados na maxila, por meio da TC. A densidade óssea pode ser medida pelas informações obtidas com a TC, sendo de grande importância essa avaliação, principalmente na maxila, onde o osso é geralmente pouco denso. O planejamento cirúrgico para a maxila é mais complexo, considerando aspectos como o padrão de reabsorção (a maxilar é diferente da mandibular) e as relações com estruturas anatômicas delicadas como o seio maxilar, o canal nasopalatino e a cavidade nasal.

Andersson e Svartz (1988) realizaram uma pesquisa com TC de uma maxila edêntula, utilizando um aparelho Siemens Somaton DR-2®, matriz de 256 e software

padrão. Por meio da reformatação, uma avaliação da morfologia da maxila anterior foi realizada, verificando se existe tecido ósseo suficiente para colocação de implantes na área planejada. Se for insuficiente, por meio de reformatações das imagens, é possível a avaliação de outra região da maxila anterior com disponibilidade óssea adequada. Uma magnificação foi feita para cada imagem reformatada, podendo desta forma realizar uma medição em milímetros no sentido vertical e horizontal da crista óssea alveolar. Assim, um adequado planejamento da altura e espessura do implante, na região com disponibilidade óssea pode ser realizada. Os autores concluem que a TC possui softwares com boas funções em relação a medição, formatação, regulagem das janelas, magnificação, além de facilidade para reconstruir a morfologia maxilar/mandibular, assim como determinar dimensões do osso alveolar remanescente. Desta forma, a TC permite determinar com maior segurança, a posição e altura do implante a ser utilizado, podendo ser considerado um exame essencial para o pré-operatório nas cirurgias de implantes, não necessitando complemento com radiografias convencionais.

Cavalcanti et al. (1999), com o objetivo de validar a precisão da TC espiral, mediram o comprimento do canal incisal e a espessura da crista alveolar em 8 cadáveres. Foram realizados cortes de 1 mm e os dados foram transferidos para o computador que gerou as imagens 2D (bidimensional) ortorradiais reformatadas. As medições foram realizadas por dois radiologistas de forma independente. O tecido mole foi removido dos cadáveres e a medição no modelo real foi realizada por um medidor eletromagnético. Os resultados mostraram não haver diferença entre as medidas realizadas no modelo real e as realizadas nas imagens ortorradiais. Portanto, foi comprovado que, para o planejamento cirúrgico de implantes próximos ao canal

incisal, medidas precisas podem ser obtidas com imagens reformatadas de TC espiral.

Tyndall e Brooks (2000) realizaram uma revisão de literatura e criaram um critério de seleção para imagens de sítios para implantes dentais, segundo a Academia Americana da Radiologia Oral e Maxilofacial (AAOMR). As vantagens da TC apontadas foram: magnificação uniforme, imagem com alto contraste e boa definição de cada camada, ausência de embaçamento, fácil identificação de enxertos ósseos e de hidroxiapatita usados para aumento de osso maxilar na região de seio maxilar, visão multiplanar, reconstrução tridimensional, possibilidade de avaliar múltiplos sítios de implantes e disponibilidade para usar softwares de análise das imagens. Dentre as desvantagens, destacaram o fato do software de reconstrução possuir limitações, custo elevado, dose de radiação maior quando comparado com tomografia convencional, deficiência de conhecimento técnico de imageologia por parte do dentista que necessita de auxílio de radiologistas para aquisição e interpretação das imagens, deficiência no uso para o controle radiográfico para monitoração da interface do implante com osso (artefato de técnica causado pelo metal do implante).

Vários fatores devem ser considerados para se escolher o melhor exame com cortes transversais da região a ser avaliada, como o número de implantes e o grau de reabsorção óssea ou histórico de enxerto ósseo. Tais aspectos podem afetar a precisão e a acurácia que assegurem um bom prognóstico. A AAOMR recomenda que a avaliação de qualquer sítio com potencial a receber implante deve ser realizada com imagens ortorradiais (TYNDALL; BROOKS, 2000).

Segundo Bou Serhal et al. (2002), a evolução das técnicas radiográficas trouxe desenvolvimento que resultaram no surgimento da TC, exame que permite o

melhor planejamento, pois considera fatores como a dimensão vestibulo-lingual e permite melhor visualização da relação entre as estruturas anatômicas da região maxilofacial.

Segundo Boeddinghaus e Whyte (2008), a TC com 16 a 64 detectores pode ser utilizada por todo o corpo. Os múltiplos detectores e os finos cortes obtidos resultam em dados volumétricos com *voxels* isotrópicos, que podem ser apresentados em igual resolução, em qualquer plano. Esta tecnologia permite boa visualização tanto do tecido ósseo, quanto dos tecidos moles. Porém, apresenta artefato de técnica na presença de metal, além de expor à alta dose de radiação. Já a TCCB, que utiliza uma fonte de RX cônica, resulta em imagens por um detector *flat-panel*, apenas com uma rotação de 360 graus, reconstruindo os dados volumétricos por meio de algoritmos semelhantes ao da TC. Esta tecnologia apresenta maior resolução espacial (*voxels* isotrópicos de 0,125 mm³), menor custo e, assim como a TC, pode reconstruir imagens 3D.

2.3.2 Avaliação pré-cirúrgica de implantes dentários com TCCB

Terakado et al. (2000) investigaram as aplicações clínicas do Ortho-CT[®] para o diagnóstico de doenças da região maxilo-facial. Foram avaliadas imagens 3D de cistos radiculares de primeiro molar superior, mesiodente, fraturas radiculares de dentes anteriores superiores, fratura de côndilo e avaliação pré-cirúrgica de implante. A imagem do cisto foi realizada com radiografia periapical, panorâmica e com o Ortho-CT[®] e, durante sua remoção cirúrgica, observou-se a presença de osso

entre ele e o seio maxilar sem perfuração e aderência à raiz palatina, conforme diagnosticado na tomografia. No caso da fratura dos dentes anteriores avaliada pela radiografia periapical, verificou-se uma linha radiolúcida na raiz indicando fratura horizontal, mas na tomografia identificou-se uma linha radiolúcida somente no lado vestibular da raiz. Na avaliação pré-cirúrgica para colocação de implantes na região inferior esquerda, comparou-se a imagem da radiografia panorâmica com a imagem do Ortho-CT[®], a qual se apresentou com melhor resolução, o que facilita a medição óssea. Em todos os casos, houve um diagnóstico preciso com as imagens da TCCB. Segundo os autores, as aplicações clínicas do Ortho-CT[®] serão maiores na Odontologia, devido à menor dose necessária para o exame, à alta resolução e à obtenção de imagens 3D em diversos planos, sem a necessidade de expor o paciente novamente à radiação.

O trabalho de Lascale, Panella e Marques (2004) realizado em 8 crânios teve como objetivo avaliar a precisão do TCCB NewTomw 9000[®]. Foram mensuradas com um paquímetro digital, 13 medidas lineares entre 19 pontos anatômicos internos e externos. Os pontos foram marcados com esferas metálicas de 2 mm de diâmetro, fixadas com material termoplástico (DFL[®]). Para a obtenção das imagens de TCCB, os crânios foram imobilizados no plano sagital, perpendiculares ao plano horizontal. A maior diferença entre as medidas foi observada na base do crânio. Baseado nestes resultados foi possível concluir que a TCCB é confiável para ser aplicada em situações onde são necessárias medições lineares de pontos anatômicos, como nas avaliações pré-cirúrgicas de implantes dentais e cirurgias ortognáticas. As medidas obtidas com TCCB foram semelhantes as medidas obtidas diretamente no crânio, porém levemente menores. Já para as medidas da base do crânio, as diferenças foram significativas.

Araki et al. (2004) avaliaram um novo sistema de TCCB (CB Mercu Ray[®]), que consiste de um intensificador de imagem e uma fonte cônica de raios-x. A configuração do aparelho foi detalhadamente explicada e as propriedades físicas da imagem, como resolução, barulho e distorção foram avaliadas. Os autores sugeriram que o novo sistema de TCCB pode ser útil nos exames das lesões da região maxilofacial ou no planejamento de implantes, pois ambos necessitam de imagens com alta resolução. Porém, observou-se na TCCB maior produção de artefato de técnica em relação a TC, sendo que a influência deste fator na capacidade de diagnóstico do sistema deve ser ainda esclarecida.

Kobayashi et al. (2004) realizaram um estudo verificando a precisão das distâncias mensuradas na TCCB. Para tanto, 5 mandíbulas secas edêntulas foram previamente preparadas, com a confecção de sulcos de 2 mm horizontal e verticalmente. As mandíbulas foram submetidas a exames de TC e TCCB. Os exames de TC foram realizados com aparelho Radix-Prima[®] (Hitachi Medical, Tóquio, Japão) com reformatações em programas específicos de imagem. As TCCBs foram realizadas por um protótipo Dental 3D-CT PSR 9000[®] (Asahi Roentgen, Kyoto, Japão). As alterações encontradas nas medidas foram de 0 a 1,11 mm (0 a 6,9%) nas imagens produzidas na TC e 0,01 a 0,65 mm (0,1% a 5,2%) na TCCB. Os autores concluíram que a TCCB mostrou-se eficaz na reprodução das imagens utilizando ainda, menor dose de radiação, podendo ser utilizada como um instrumento para avaliação pré-operatória em implantes dentais.

Marmulla et al. (2005) determinaram a precisão geométrica da tomografia volumétrica para o uso no planejamento de implantes. Com o aparelho de TCCB NewTom 9000[®], um objeto com 216 medidas conhecidas foi escaneado para que

uma posterior comparação com o objeto real fosse feita. A média dos erros de todas as distâncias foi de 0,13mm, com um desvio padrão de 0,09 mm, sendo que a maior diferença encontrada foi de 0,3 mm. Sendo assim, pode-se afirmar que o NewTom 9000® apresenta imagens geometricamente corretas, favoráveis ao planejamento dos implantes.

Um estudo realizado por Aranyarachkul et al. (2005) comparou imagens obtidas com a TCCB e TC convencional, na determinação da densidade óssea para a instalação de implantes. Foram utilizados 9 cadáveres, nos quais estabeleceu-se um total de 63 locais viáveis para colocação de implantes. Todos os cadáveres foram submetidos aos 2 tipos de tomografia. Os dados da TC foram obtidos em um tomógrafo General Electric® (Milwaukee, WI, EUA), com 1mm de espessura e 120kVp, enquanto os da TCCB foram obtidos por um aparelho NewTom QRDVT 9000® e reconstruções de 1 mm de espessura. O programa Impax DS 3000®, versão 4.1, da Agfa® (*Ridgefield Park*, NJ, EUA) avaliou a densidade das imagens. As análises demonstraram valores de densidades ósseas superiores com o uso da TCCB para os terços coronal, médio e apical, comparados aos dados da TC convencional. Entretanto houve uma forte correlação entre elas, segundo o teste de correlação de Pearson. A TCCB, portanto, pode ser utilizada como uma ferramenta útil ao planejamento pré-operatório de implantes, necessitando de uma dose de radiação bem inferior para que seja realizada, o que lhe confere adicional vantagem.

Agbaje et al. (2007) avaliaram a acuidade de análise volumétrica de alvéolos dentais com a TCCB. O volume de 40 alvéolos pertencentes a 9 crânios (4 mandíbulas e 5 maxilas), foi determinado a partir do volume de moldagens de tais estruturas realizadas pela técnica do deslocamento de água, considerada padrão ouro. Os alvéolos foram escaneados com a TCCB e o software usado para a

execução dos cortes de 1 mm foi o Livewires[®]. A avaliação estatística não mostrou diferença estatística entre as medidas volumétricas. Os autores concluíram que a TCCB forneceu uma imagem tridimensional adequada das estruturas anatômicas e uma avaliação confiável do volume estimado dos alvéolos, o que torna esse método de grande aplicabilidade na avaliação da condição dessas estruturas após extração dentária. A TCCB pode ser considerada, por conseguinte, um método de escolha para diagnóstico pré-operatório de implantes.

Para um planejamento cirúrgico apropriado em implantes orais é necessária a correta determinação das dimensões anatômicas, por isso tem aumentado o uso de técnicas de TC. Loubele et al. (2007) comparou as dimensões de 25 mandíbulas secas realizando medições com paquímetro digital; os exames radiográficos foram realizadas com o TCCB e tomografia computadorizada *multislice* (TCMS) e as medições realizadas por especialistas em imagem oral. A qualidade subjetiva da imagem foi avaliada em uma maxila, com a presença de tecidos moles, realizando a TCCB e TCMS. Os resultados mostraram que a medição direta das mandíbulas foi em média 0.23 mm (SD 0.49) e 0.34 mm (SD 0.90) maior que a TCCB e a tomografia espiral, respectivamente. Quanto a avaliação subjetiva da qualidade da imagem, a imagem do TCCB foi significativamente melhor que a TCMS na visualização do ligamento periodontal e da lâmina dura; e para a gengiva e cortical óssea, o TCMS apresentou melhor qualidade. Os resultados indicam que em mandíbulas secas, as medições realizadas com TCCB e tomografia espiral são confiáveis, mesmo que na média subestimaram a largura óssea.

Dreiseidler et al. (2009) comparou imagens de radiografias panorâmicas, de TC e de TCCB. Em 27 pacientes foram realizadas TCCB previamente a cirurgia de implante e a radiografia panorâmica após a cirurgia. No grupo controle de 29

pacientes, foram realizadas TC e TCCB. As imagens foram avaliadas por 5 radiologistas experientes, com 10 fatores a serem avaliados, em relação a qualidade da imagem. Os autores ressaltam que a utilização de cada tecnologia da imageologia deve se levar em conta os riscos e benefícios que cada uma produz. Os resultados do presente estudo confirmam a qualidade e quantidade superior de informações obtidas na TCCB em relação ao exame panorâmico, e a TC permite a boa visualização de estruturas com alto contraste, assim como a TCCB. Em relação à dose de radiação, a TCCB tem dosagem próxima ao exame panorâmico, diferente da TC que possui uma dosagem bem maior, pode ser um dos motivos para se justificar a maior aplicabilidade do TCCB.

2.4 AVALIAÇÃO PÓS-CIRÚRGICA DE IMPLANTES DENTÁRIOS

2.4.1 Avaliação pós-cirúrgica de implantes dentários com TC

Ludlow, Gates e Nason Jr (1995), por meio da digitalização, subtração e manipulação de contraste de imagens, compararam as técnicas de radiografia periapical e Tomografia Linear (Quint Sectograph, Precision Dental Imaging, Anaheim, Calif.) para detecção mais precisa da perda óssea nas faces vestibular e lingual de implantes de titânio. Foram colocados 3 implantes numa mandíbula seca (região incisiva, pré-molar e molar), onde também foram simuladas perdas ósseas ao redor dos implantes com o uso de brocas esféricas de diâmetro crescente. As

radiografias foram digitalizadas em escala de 256 níveis de cinza e as subtrações foram feitas com o software Image®, avaliadas por 6 dentistas que buscaram verificar a presença ou ausência de alteração de densidade óssea nas regiões consideradas. Os autores concluíram que as radiografias periapicais apresentaram deficiência ao avaliar os defeitos ósseos. Já as tomografias se mostraram mais eficazes no mesmo intuito, podendo ser consideradas grandes auxiliares no diagnóstico de alterações nas faces vestibular e lingual de implantes. A rápida detecção da presença de perda óssea permite ao clínico intervir de modo a reduzir a mortalidade e morbidade dos implantes. Sendo possível desta forma, documentar a avaliação pós-cirúrgica, assim como comparar a eficácia das técnicas de tratamento.

Au-Yeung et al. (2001) utilizando um aparelho de TC (High Speed Advantage, General Electric Medical System, Milwaukee, WI, U.S.A.) para a aquisição das imagens, relataram a importância do DentaScan (software utilizado para reconstrução de imagens principalmente de maxila e mandíbula) na identificação de várias patologias que podem afetar a mandíbula e a maxila, fornecendo informações valiosas sobre tumores, no pré-operatório de implantes dentais, assim como no controle pós-operatório, além de demonstrar detalhes da anatomia óssea antes e após a colocação de implantes. Porém, como o DentaScan não permite a angulação do *gantry* do aparelho de TC, é essencial que o paciente esteja corretamente posicionado, desta forma, imagens axiais corretas podem ser obtidas.

2.4.2 Avaliação pós-operatória de implantes dentários com TCCB

Ziegler et al. (2002) realizaram um trabalho onde se avaliou as aplicações clínicas da TCCB. Um dos casos clínicos mostrou a possibilidade do TCCB diagnosticar uma perfuração no seio maxilar, após a cirurgia de implante dental, na região de pré-molar superior esquerdo num paciente de 65 anos. Foi possível verificar com a TCCB que a mucosa do seio maxilar foi preservada, provavelmente por ser uma mucosa espessa. Os autores concluíram que a TCCB pode oferecer ao clínico, melhor possibilidade de diagnóstico, pois é um método de exame visual que oferece detalhes de extrema riqueza.

Hamada et al. (2005) demonstraram a aplicabilidade clínica da TCCB utilizando o PSR 9000® (Asahi Roentgen Ind. Co. Ltd., Kyoto, Japan) na avaliação de enxerto ósseo alveolar em 13 pacientes com fenda labial e palatina. Segundo os autores, a maior importância clínica no uso das imagens de enxerto do osso alveolar é a avaliação desse osso para realização do tratamento protético com implantes dentais, para o tratamento ortodôntico do dente adjacente ou erupção do canino ou incisivo impactado. Foram avaliados 17 enxertos ósseos (9 pacientes com enxerto unilateral e 4 pacientes com enxertos bilaterais). Desses 17 enxertos, 8 enxertos foram avaliados antes do tratamento ortodôntico do dente adjacente a fenda, 3 enxertos foram avaliados após o tratamento ortodôntico e como avaliação pré-operatória de implantes dentais, e 6 enxertos foram examinados após a colocação de implantes. Além da TCCB, foram realizadas radiografias periapicais, oclusais e panorâmicas para comparação das imagens obtidas com as imagens da TCCB. As imagens foram avaliadas por um radiologista, um cirurgião oral e um ortodontista.

Nos pacientes com implantes instalados, a avaliação da condição do tecido ósseo ao redor desses implantes, foi muito bem visualizada pelas imagens da TCCB, em relação a morfologia e arquitetura, sem interferência devido a presença de metal (implante).

Schulze et al. (2005) compararam a qualidade das imagens de um crânio obtidas de 2 aparelhos TCCB: o NewTom 9000[®] (NIM s.r.l., Verona, Itália) e o Siemens Siremobil Iso-C3D[®] (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Alemanha). Foram fixadas na mandíbula 2 espiras e 1 clips de metal que induziram artefatos de técnica durante a formação da imagem. Para a avaliação da qualidade das imagens dos 2 aparelhos, 3 imagens foram selecionadas, reconstruídas pelos softwares de cada aparelho e visualizadas pelo programa de imagem Irfanview[®]. Cinco radiologistas e 5 cirurgiões buco-maxilofaciais avaliaram as imagens quanto à qualidade de 10 estruturas previamente definidas, dentro de uma escala de 1 a 5, onde 1 correspondia a uma imagem muito pobre e 5 muito boa. A escolha das 10 estruturas levou em consideração a relevância clínica e a característica frente às diferentes densidades. Os resultados pré-clínicos comprovaram uma real possibilidade de visualização de estruturas ósseas da região facial, usando diferentes sistemas de TCCB, sendo possível também identificar, tanto em imagens pré como pós-operatórias, uma grande diferença de contraste entre as estruturas. Portanto, a TCCB pode ser considerada como um instrumento alternativa à TC convencional, inclusive proporcionando menor exposição à radiação.

Pohlenz et al. (2007) avaliaram imagens de TCCB em casos clínicos diversos, como trauma, enxerto ósseo, mostrando as várias aplicações clínicas do TCCB. Todos os pacientes foram avaliados no pré-cirúrgico, intra-operatório e pós-

operatório. Os autores concluíram que a TCCB pode avaliar adequadamente todos os resultados pós-operatórios.

Draenert et al. (2007) realizaram tomografias volumétricas com Newtom 9000[®] de implantes dentais em modelo de crânio Sawbone[®] (Pacific Research Laboratories, Vashon, WA), cujas imagens apresentaram artefato de técnica e não se mostraram fiéis. As imagens obtidas pelo Newton 9000[®] foram comparadas com as obtidas com o Philips MX 8000 MDCT[®] (tomografia computadorizada), sendo que as do Newton 9000[®] apresentaram artefatos de técnica com alteração de forma. Esta alteração foi maior para os implantes mais afastados do centro do volume escaneado, ou seja, implantes na região de canino superior apresentaram maior alteração de forma do que implantes da região de segundo molar superior. O resultado mostrou que 10% das imagens dos implantes obtidas pelo Philips MX 8000 MDCT[®] tiveram imagens de forma alteradas, porém no Newton 9000[®], mais de 25% apresentou o artefato de técnica. O artefato foi observado principalmente em imagens radiográficas axiais que tinham estruturas densas, como os implantes dentais. Segundo os autores a causa do artefato é a existência de fótons dos RX que exibem certo espectro de energia. Os fótons com mais energia se tornam menos debilitados durante a penetração nos tecidos, que fótons com energia média, sendo que os com pouca energia são absorvidos. Isto resulta em artefato de técnica em áreas com forte absorção de RX, como em estruturas metálicas.

A maioria das tomografias tem um mecanismo para calcular o algoritmo que minimiza problemas de artefato de técnica. O Newton 9000[®] não eliminou de forma eficaz as sombras de radiação, provavelmente por possuir menor quantidade de feixes de RX únicos (360) para a tomografia volumétrica ou por um problema de software no cálculo do algoritmo. Outra possibilidade inclui fatores como a geometria

do RX, problemas no filtro de RX ou na seleção do nível de energia do RX (TCCB: 85 kV). Contudo, a exata razão para um severo artefato de técnica não pode ser dada. São necessários maiores avanços com o aparelho Newtom 9000[®] para melhorar estes problemas (DRAENERT et al., 2007).

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste trabalho foi avaliar, em crânios secos:

- 1- A precisão da tomografia computadorizada por feixe cônico (TCCB) na medição do volume ósseo vestibular ao redor de implantes
- 2- A altura óssea entre a plataforma do implante e o primeiro contato deste com o osso na parede vestibular

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo foi desenvolvido em 08 crânios cedidos pelo Departamento de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo, sendo todos edentados totais. Para tanto, todo o projeto foi devidamente avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da USP, sob Parecer de Aprovação 154/07 (vide Anexo A e B).

Os crânios foram numerados de modo aleatório e sequencial (de 1 a 8), visando facilitar a análise de cada um.

Foram realizadas, em cada crânio, de 3 a 6 perfurações utilizando-se a sequência de brocas preconizada pelo fabricante (Conexão[®]), na região anterior da maxila para que fossem colocados implantes tipo cone morse Master AR-Morse Porous Conexão[®] (São Paulo, Brasil) de 13 mm (milímetros) de altura e 3,75 mm de diâmetro (Figura 4.1). No total foram utilizados 31 implantes distribuídos entre os 8 crânios considerados.

A escolha da região anterior da maxila (de canino a canino) foi com base na importância estética que a mesma representa, considerando que a estabilidade óssea adjacente ao implante, especialmente na face vestibular, seja a principal responsável por esse fator, após a instalação da prótese. Portanto, utilizar um exame confiável e preciso na avaliação desta parede óssea é de suma importância para a longevidade e sucesso do tratamento reabilitador.

Figura 4.1- Implante Master AR- MorsePorous - Conexão® 13mmX3,75mm

As perfurações foram feitas na dependência da disponibilidade óssea do local, o que fez com que nem todo crânio recebesse números iguais de implantes (no mínimo 3 e no máximo 6 implantes cada crânio) (Figuras 4.2 e 4.3). O critério usado para a escolha do ponto a ser instalado o implante foi baseado na existência de altura mínima da parede óssea vestibular de 13 mm e largura da crista óssea ao menos de 2 mm.

Figura 4.2- Crânio 6 com 5 implantes instalados

Figura 4.3- Crânio 3 com 3 implantes instalados

Por serem peças anatômicas de propriedade do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo, os crânios foram preservados e, portanto, não puderam ser recortados para que as medidas fossem feitas diretamente neles. Logo, modelos foram confeccionados a partir de moldagens dos respectivos crânios, onde, então, as medições foram executadas.

O processo de confecção dos modelos foi realizado em laboratório de prótese (vide Anexo C) e seguiu passos criteriosos, a fim de que fosse reproduzida, de forma idêntica, por meio de moldagem, a posição do implante no crânio. Dessa forma foi possível analisar as medições da parede óssea vestibular tanto no modelo, quanto na TCCB, em um mesmo plano. As medidas obtidas a partir do modelo foram consideradas como sendo as medidas reais, ou seja, como se tivessem sido obtidas diretamente do crânio.

4.1 OBTENÇÃO DO MODELO DO CRÂNIO EM GESSO

Com as brocas preconizadas pelo fabricante, foram realizadas as perfurações da região de interesse no crânio e os implantes foram instalados (Figura 4.4).

Figura 4.4- Crânio 5 com os 3 implantes instalados (vistaoclusal)

A fim de que fosse possível se obter o modelo de gesso com os implantes, uma moldeira individual em resina acrílica incolor foi confeccionada para cada crânio cuidando para que houvesse a menor distorção possível da mesma.

4.1.1 Confeção da moldeira individual

Para a confecção dessa moldeira individual, um transferente foi previamente encaixado num dos implantes (Figura 4.5).

Um alívio de silicona pesada (Zetalabor®) de 5 mm foi feito sobre a região a ser moldada no crânio, para assegurar espessura uniforme de material, menor distorção possível e consequentemente melhor fidelidade do modelo.

O transferente foi fixado à resina acrílica durante a confecção da moldeira individual, para que após a remoção do alívio em Zetalabor® o espaço suficiente e uniforme ao material de moldagem estivesse assegurado (Figuras 4.6 e 4.7).

Figura 4.5- Um dos transferentes encaixados em um dos implantes

Figura 4.6 - Alívio com Zetalabor® e fixação do transferente central para confecção da moldeira (vista frontal)

Figura 4.7- Alívio com Zetalabor® e fixação do transferente central (vista posterior/oclusal)

O alívio de silicone pesada foi removido e perfurações foram feitas na moldeira para a adequada retenção do material de moldagem. Novamente se posicionou a moldeira no crânio com o transferente acoplado, o que possibilitou a conferência da correta posição do conjunto, e garantiu uma moldagem exata (Figura 4.8).

Figura 4.8- Reposicionamento da moldeira depois de removido o alívio de silicone e fixação do transferente central

4.1.2 Moldagem do crânio

De posse da moldeira individual, foi realizada a moldagem da área de interesse do crânio com silicone de adição fluida Elite®, inserida na moldeira de

acordo com as especificações do fabricante pelas perfurações vestibulares, até que, por excesso, extravasasse pelas suas bordas (Figura 4.9).

Figura 4.9- Moldagem dos implantes do crânio 5 realizada com silicone de adição fluida

Após a remoção do conjunto, um alívio com cera 7 nas regiões retentivas da moldagem foi realizado (Figuras 4.10 e 4.11).

Figura 4.10- Moldagem com silicone de adição fluida (Elite®) (em detalhe, os implantes)

Figura 4.11- Moldagem (todo o conjunto) com silicone de adição fluida (Elite®) e alívio em cera

Implantes de mesma altura (13 mm) e diâmetro (3,75 mm) foram encaixados nos transferentes (Figura 4.12).

Figura 4.12- Moldagem com os implantes posicionados

4.1.3 Obtenção do modelo de gesso

Para que o modelo em gesso contendo os implantes fosse obtido, utilizou-se gesso tipo IV (Gilrock®), vazado cuidadosamente para evitar bolhas. A proporção orientada foi de 100 gramas (gr) de gesso para 20 mililitros (ml) de água (Figura 4.13).

Figura 4.13- Modelo de gesso obtido, com os implantes transferidos

4.2 OBTENÇÃO DO BLOCO DE GESSO CONTENDO UM IMPLANTE

De posse de todos os modelos, o instrumento Whaledent® foi usado para separar os implantes. Após a separação, foi possível obter blocos de gesso da parede óssea vestibular de cada implante, provenientes de seus respectivos modelos de gesso originais (Figuras 4.14 e 4.15).

Figura 4.14- Instrumento Whaledent® usado para cortar o modelo, separando os

Figura 4.15- Blocos de gesso com os implantes após terem sido feitos os cortes que os separaram

A denominação dos blocos de gesso seguiu a seguinte lógica: o crânio 1 forneceu o modelo 1, que por sua vez originou os blocos contendo os implantes. Cada bloco foi numerado consecutivamente, seguindo a direção em que foram inseridos no crânio, da direita para a esquerda. Por exemplo: bloco 1-1 (crânio 1, primeiro implante à direita), bloco 1-2 (crânio 1, segundo implante), bloco 1-3 (crânio 1, terceiro implante à esquerda), bloco 2-1 (crânio 2, primeiro implante à direita) e assim sucessivamente (Figura 4.16).

Figura 4.16- Blocos de gesso separados e devidamente denominados

4.3 OBTENÇÃO DO MODELO FINAL CONTENDO O BLOCO E IMPLANTE

O objetivo desta fase foi a obtenção do modelo final de gesso contendo o bloco com o implante na posição correta, ou seja, na posição onde se pudesse realizar as medições levando-se em consideração o longo eixo e o diâmetro no sentido V-L (vestíbulo-lingual) do implante. Assim, a comparação entre as duas medições (modelo e imagem da TCCB) seria possível, uma vez que o corte tomográfico considerado obedeceu as mesmas direções descritas (longo eixo e diâmetro do sentido V-L do implante).

Para se chegar a esta posição do implante incluído no modelo final de gesso, duas importantes referências necessitavam ser conhecidas previamente nos implantes: o diâmetro no sentido V-L e o seu longo eixo.

4.3.1 Determinação do correto plano do implante para medição

4.3.1.1 Processo de inclusão do implante no modelo final

4.3.1.1.1 Confecção de bases do modelo final de gesso

No total dessa pesquisa, 31 implantes foram utilizados, considerando os 8 crânios. Para que as medições fossem realizadas obedecendo uma posição padronizada, o correto processo de inclusão do implante no modelo final se inicia com a confecção de bases circulares de gesso.

Esta fase consistiu na confecção de 31 bases de gesso com formato circular utilizando gesso tipo IV (Gilrock®) e que foram denominadas na parte superior da própria base da mesma forma que os blocos de gesso.

O crânio 1 tem 4 implantes, as 4 bases foram denominadas da seguinte forma: 1-1 (base circular de gesso do crânio 1, primeiro implante à direita), 1-2 (base circular de gesso do crânio 1, segundo implante à direita), 1-3 e 1-4 da mesma forma, e assim sucessivamente, para os demais implantes (Figura 4.17).

Figura 4.17- Bases para confecção dos modelos finais dos blocos que contém os implantes do crânio 3: 3-1, 3-2, 3-3 (detalhe das 4 retenções em cada base)

Estas bases foram confeccionadas em cima de um bloco metálico que serviu de guia, de forma que as mesmas apresentassem sua parede inferior paralela à base do bloco metálico (Figura 4.18).

Figura 4.18- Base de gesso circular confeccionada de modo que sua superfície inferior seja paralela ao plano do bloco metálico

Além disso, as bases possuíam retenções na parte superior, pois a confecção do modelo final se fez em duas fases. Primeiro se confeccionou sua base e depois a colocação de uma forma tronco-cônica em cima da base, onde posteriormente o

bloco seria incluído. Portanto, as retenções foram necessárias para que quando finalmente o bloco de gesso contendo o implante fosse incluído dentro da forma com gesso, o mesmo ficasse bem fixo em cima das bases.

4.3.1.1.2 Confeção da forma tronco-cônica

A obtenção da correta posição do bloco de gesso contendo os implantes continua com a confecção de uma forma tronco-cônica que foi acoplada em cima das bases de gesso (Figura 4.19).

Figura 4.19- Forma tronco-cônica posicionada sobre a base de gesso

A forma tronco-cônica de Poliestireno possui volume de 70 ml. Foi realizada a 0,5 cm (centímetros) da parte superior da forma, uma perfuração na parede axial da mesma, com um instrumento circular metálico com 2,5 cm de diâmetro. . Esta

abertura lateral gerou um espaço suficiente para que o bloco de gesso com o implante pudesse ser colocado dentro da forma para inclusão.

4.3.1.1.3 Determinação do plano V-L do implante

A fim de que o bloco de gesso contendo o implante fosse corretamente posicionado na forma tronco-cônica durante sua inclusão, seu diâmetro V-L teve de ser determinado precisamente.

Com esse objetivo, foram feitas marcações demarcando esse diâmetro no implante e na forma tronco-cônica, a 1,5 cm da sua parte superior, com o auxílio de um compasso (Figuras 4.20, 4.21 e 4.22).

Figura 4.20- Compasso orientando a marcação no implante no seu maior diâmetro V-L

Desse modo, se as linhas demarcadas na abertura da forma tronco-cônica coincidissem paralelamente às linhas previamente marcadas nos implantes, significava que o plano do diâmetro V-L estava definido no modelo final.

Figura 4.21- Realização das marcações na parede axial da forma a 1,5 cm da parede superior.

Figura 4.22- Forma tronco-cônica perfurada demarcada para auxiliar a inclusão do bloco de gesso com os implantes

4.3.1.1.4 Determinação do plano do longo eixo do implante

Outro parâmetro foi necessário para assegurar o correto posicionamento do bloco de gesso contendo o implante no interior da forma tronco-cônica: o longo eixo do implante.

Um bloco metálico com medidas e angulações conhecidas (15,5 cm de comprimento por 10,5 cm de largura por 5 cm de espessura e todos os ângulos com 90 graus) foi fabricado em torno mecânico para servir como guia.

O processo de inclusão tem continuidade, acoplando-se a forma tronco-cônica ao centro da base de gesso com cera 7 fluida, sendo que as retenções dessa base ficaram voltadas para a parte interna da forma.

Assim, o conjunto (base + forma) foi posicionado junto ao bloco metálico, onde se buscou o paralelismo entre esses 2 componentes, estabilizados por meio de 3 elásticos (Figuras 4.23 e 4.24).

Figura 4.23- Base de gesso paralela à base metálica

Figura 4.24- Conjunto posicionado corretamente (detalhe dos 3 elásticos paralelos entre si)

O conjunto corretamente posicionado sobre o bloco metálico assegurava que as superfícies de tais componentes eram paralelas entre si e, como o guia metálico possuía ângulos retos, era certo que essas superfícies paralelas eram perpendiculares as outras faces do guia metálico.

A posição paralela do longo eixo do implante à base circular de gesso era essencial para que, posteriormente, os desgastes realizados num torno mecânico fossem feitos exatamente paralelos a esse longo eixo.

Toda essa etapa só foi possível com o auxílio de um delineador: o conjunto posicionado sobre a base desse equipamento garantia que a base circular de gesso estava perpendicular à mesa analisadora do delineador. Assim, o bloco em gesso (representando a parede óssea contendo o implante), quando preso pela haste vertical móvel do delineador, posicionava o implante dentro da forma tronco-cônica

para sua inclusão, com seu longo eixo perpendicular à mesa do delineador e também paralelo à base de gesso circular.

Outra questão a ser considerada é que, para que o bloco tivesse uma posição padronizada na mesa do delineador, marcações na base da mesa foram realizadas (Figura 4.25). Com isso, foi possível posicionar o modelo de gesso no delineador corretamente em relação ao conjunto (forma+base+guia) e realizar a fixação desta posição no delineador.

Figura 4.25- Marcações da mesa do delineador que serviram como guia para garantir o mesmo posicionamento de todos os conjuntos (guia+base+forma)

Para que o bloco de gesso que continha o implante fosse posicionado paralelamente à base circular dentro da forma tronco-cônica, ou seja, obedecendo sempre a mesma direção para todas as amostras, o implante era preso na haste vertical do delineador pelo pino do transferente do implante (Figura 4.26).

Figura 4.26- Implante preso na haste do delineador pelo pino do transferente

Como o bloco metálico estava posicionado perpendicularmente à haste vertical do delineador, o conjunto formado pela base de gesso, a forma tronco-cônica e o bloco metálico ficavam automaticamente paralelos entre si.

Para que todo esse posicionamento criterioso fosse possível, foi confeccionado um dispositivo para orientação da colocação dos blocos de gesso que continham os implantes, permitindo que os mesmos ficassem com seu longo eixo sempre paralelo à base de gesso e com o eixo V-L definido também paralelo a mesma base (Figura 4.27). Dessa forma, o bloco de gesso que continha o implante era posicionado corretamente, tendo como referência o paralelismo entre o plano V-L previamente demarcado no diâmetro do implante e o plano da forma tronco-cônica (também antes demarcada).

Figura 4.27- Dispositivo com linhas paralelas destinado a orientar o correto posicionamento dos blocos de gesso que continham os implantes, no momento da inclusão dos mesmos

Todas as marcações (do dispositivo, da forma tronco-cônica e do implante) eram paralelas entre si, garantindo que o bloco com o implante fosse incluído na posição correta, ou seja, com seu longo eixo paralelo à base do modelo de gesso e no seu diâmetro V-L (Figura 4.28).

Figura 4.28- Conjunto formado pelo dispositivo destinado ao correto posicionamento do bloco de gesso que continha o implante para inclusão. Atenção as linhas de referência do dispositivo, do implante e da forma tronco-cônica paralelas entre si

Uma vez posicionados os blocos de gesso com os implantes na haste vertical do delineador, o conjunto (bloco metálico, base de gesso e forma tronco-cônica) era removido da mesa analisadora para que o gesso tipo IV Gilrock® fosse vazado.

A esse gesso foi adicionado corante vermelho Xadrez® (100 gr de gesso para 2 gr de corante), misturado a 30 ml de água (Figura 4.30).

Uma balança digital (QE-400®) foi utilizada para medição do pó e a água foi medida em seringa de plástico descartável de 50 ml (Figura 4.29).

O corante foi utilizado com o objetivo de facilitar a visualização do modelo da parede óssea após o desgaste pelo torno mecânico, pois se a coloração do gesso do modelo ósseo com gesso da inclusão fosse semelhante, a determinação desta interface para realização da medição da parede óssea ficaria dificultada. Por esta razão, se escolheu um corante vermelho que diferencia muito bem esta interface, já que o modelo é de coloração branco-amarelada e o gesso de inclusão vermelho.

Figura 4.29- Balança digital para medição do pó (gesso e corante)

Figura 4.30- Corante vermelho utilizado

Antes da colocação do gesso vermelho na forma tronco-cônica, a porção da base de gesso com as retenções foram umidificadas para que se mantivesse a proporção de água correta no gesso manipulado (Figura 4.31).

Figura 4.31- O gesso da base hidratado com algodão embebido em água, antes do gesso com corante ser vertido

Assim que a forma era preenchida com o gesso vermelho, todo o conjunto (bloco metálico, base de gesso e forma tronco-cônica) era novamente posicionado no delineador, na mesma posição anterior, já que foram realizadas as marcações na base desse equipamento (Figura 4.32).

Figura 4.32- Posicionamento de todo o conjunto (base+forma com gesso vermelho+guia) na mesa do paralelômetro, conforme a marcação na mesa, vide canto direito e esquerdo do bloco, visando correta inclusão do bloco

O bloco de gesso contendo o implante, que na verdade corresponde à parede óssea do crânio, foi posicionado de forma que o longo eixo do implante estivesse paralelo à base de gesso, o que possibilitaria posteriormente que um desgaste fosse realizado, segundo esse mesmo longo eixo considerado.

A face vestibular dos blocos de gesso da parede óssea ficava voltada para o lado que continha a identificação numérica das bases circulares, podendo desta forma padronizar o posicionamento e identificação dessa face, objeto de interesse para medição óssea. Em outras palavras, o lado vestibular do modelo ósseo ficava sempre voltado para o lado dos números na base (Figuras 4.33 e 4.34).

Figura 4.33- Lado V do modelo da parede óssea

Figura 4.34- Lado V do modelo voltado para a identificação numérica

Após a inclusão total do bloco de gesso contendo o implante no gesso vermelho e transcorrida 1 hora, promoveu-se a remoção do pino do transferente da haste vertical do delineador (Figuras 4.35 e 4.36).

Figura 4.35- Inclusão total do bloco de gesso contendo o implante no gesso vermelho

Figura 4.36- Remoção do pino do transferente da haste vertical do delineador, após espera de 1 hora

Logo em seguida, removeu-se também a forma tronco-cônica, obtendo-se assim o modelo que serviria para a medição da parede óssea (Figura 4.37).

Figura 4.37- Remoção da forma tronco-cônica

4.4 MEDIÇÕES NO MODELO REAL

O desgaste do modelo foi realizado num torno mecânico ID20 ROMI[®] (vide Anexo E), onde a base desse modelo foi presa para que o corte fosse feito de forma paralela ao longo eixo do implante até o diâmetro V-L do mesmo, possibilitando a visualização e posterior medição da espessura da parede vestibular (Figura 4.38).

Figuras 4.38- Modelos do crânio 5 desgastados no sentido do longo eixo do implante até a demarcação correspondente ao diâmetro V-L do mesmo

4.4.1 Medição do volume ósseo vestibular

A medição do volume ósseo vestibular foi realizada em dois pontos pré-determinados:

Medida A: mais apical possível

Medida B: 5,0 mm da medida apical em direção à plataforma do implante

A medição foi realizada com auxílio do microscópio Toolmakers Mitutoyo®. Este microscópio possui uma precisão de medição de centésimos de milímetros, e possibilita a medição de forma padronizada, ou seja, possui linhas de referência que permite a medição da parede vestibular, perpendicular ao longo eixo do implante.

As imagens foram registradas com câmera MOTICAM 2300 Mitutoyo®. acoplada ao microscópio.

Todas as medidas foram executadas 3 vezes, com intervalos de uma semana entre cada medição, visando verificar a concordância intraexaminador.

As figuras 4.39, 4.40 e 4.41 mostram a visão obtida com o microscópio dos modelos e das linhas guias (linhas 1 e 2), perpendiculares entre si, que serviam de cursores para a realização das medições.

Figura 4.39- Modelo 5-1- medição A, B e C

Figura 4.40- Modelo 5-2- medição A, B e C

Figura 4.41- Modelo 5-3- medição A, B e C

Para a medição A, a linha perpendicular ao longo eixo do implante (linha 1) foi posicionada no ápice do implante e a outra linha paralela ao longo eixo do implante (linha 2) era posicionada de modo que o ponto de cruzamento entre as duas linhas fosse exatamente no ângulo do ápice com a parede vestibular do implante, sendo que neste ponto o cursor era zerado.

A linha 2 era deslocada até o final da parede de gesso (representativa do osso), e neste ponto de cruzamento com a linha 1 foi obtida a medida A.

A medida B foi obtida colocando a linha 1 a 5 mm do ápice do implante, ponto que coincide com o final da perfuração interna do implante. O cursor era zerado no ponto de cruzamento entre linha 1 e 2, exatamente quando a linha 2 estava na parede vestibular do implante.

A linha 2 era deslocada até o final da parede de gesso (representativa do osso), quando o cursor marcava a medida B.

4.4.2 Medição da altura óssea

Outra medida analisada nesse estudo foi a que correspondia à distância entre a plataforma do implante e o primeiro contato de osso vestibular com o implante (medida C) (Figura 4.2).

O implante foi instalado no osso, que demonstrou em sua face vestibular, defeitos em várias alturas, simulados por meio de osteotomias com brocas esféricas. Desta forma seria possível, simular situações clínicas diversas, e verificar a precisão destas medições, pois tais defeitos ósseos apresentavam diferentes alturas.

Figura 4.42- Medida C: corresponde à distância entre a plataforma do implante e o osso vestibular

Foram utilizados, para medição da espessura óssea, os mesmos 31 modelos de gesso da parede óssea vestibular (blocos de gesso contendo os implantes), considerando as diferentes distâncias entre a plataforma do implante e o primeiro contato do osso e o implante na tábua óssea vestibular (medida C), avaliada pelo mesmo microscópio Toolmakers Mitutoyo® e utilizando a câmera MOTICAM 2300 Mitutoyo® acoplada ao microscópio.

Todas as medidas foram realizadas 3 vezes, com intervalos de uma semana entre uma e outra para que fosse possível a verificação da concordância intraexaminador.

No microscópio, as mesmas linhas guias usadas na medida A e B foram utilizadas para a medida C, que foi obtida posicionando a linha 2 na parede vestibular do implante, sendo que o cursor era zerado quando a linha 1 contactava o primeiro ponto de contato do gesso (representativo do osso) com implante. A linha 1 era deslocada até a plataforma do implante e a medida C era obtida no cursor (Figuras 4.43, 4.44 e 4.45).

Figura 4.43- Modelo 5-1- medição A, B e C

Figura 4.44- Modelo 5-2- medição A, B e C

Figura 4.45- Modelo 5-2- medição A, B e C

Todas as imagens obtidas no microscópio estão organizadas separadamente para cada crânio (vide apêndice C). Para cada implante foram realizadas duas imagens, pois devido á ampliação de 15 vezes utilizada para uma boa visualização, não foi possível em uma mesma imagem visualizar as regiões de interesse (ponto A, B e C).

4.5 MEDIÇÕES OBTIDAS PELA TCCB

Após a instalação do implante no crânio, foi realizada a TCCB para avaliação da espessura óssea e da altura da plataforma do implante ao primeiro contato com o osso na face vestibular dos implantes (Anexo D). O tomógrafo utilizado nesta pesquisa foi o I-CAT[®] (Imaging Sciences International, Hatfield, PA).

O crânio foi colocado num apoio do próprio aparelho e imobilizado de modo que o plano oclusal da maxila ficasse paralelo ao solo, como recomendado no protocolo do manual de referência do aparelho I-CAT[®]. A luz laser vertical do aparelho vertical serviu como guia de orientação para o posicionamento dos crânios, onde a luz deveria estar posicionada no plano medial do crânio.

O protocolo utilizado para a captura da imagem para maxila seguiu as recomendações do fabricante:

- Exposição: 120 Kv e 46.72 mAs
- FOV (Área de radiação): 6 cm
- Tempo: 40 segundos
- Voxel: 0.25 mm

Foi realizada a aquisição dos dados e a reconstrução dental foi obtida, segundo cortes orto-radiais.

Na reformatação das imagens obtidas, a espessura de corte considerada foi de 1 mm, com deslocamento entre os cortes também de 1 mm.

Depois de realizadas as tomografias, as medições foram feitas nas imagens, considerando os mesmos pontos de referência dos modelos, segundo o longo eixo do implante, na parede óssea vestibular (medições A e B).

Também foi realizada a medição da altura da plataforma do implante ao primeiro contato com o tecido ósseo na parede vestibular (medição C).

A denominação dos implantes na tomografia seguiu a mesma ordem já descrita quando da denominação nos modelos: o implante do lado direito do crânio foi considerado o primeiro (1) e assim por diante.

Um profissional com experiência em avaliações tomográficas realizou as medições, sendo que para constatar a concordância intraexaminador em relação às medidas na TCCB, foram realizadas 3 medições com intervalo de 1 semana entre elas.

O software do próprio aparelho I-CAT[®] foi utilizado para a realização das reconstruções das imagens e posterior medição. Tal software permitiu que se obtivesse a imagem de cada implante, no sentido de seu longo eixo, possibilitando uma medição individualizada dos implantes, no sentido indicado (Figuras 4.46 e 4.47).

Entretanto, quando a angulação do implante não permitia a medição no sentido do longo eixo em único corte, o software do I-CAT[®] possibilitava a realização de diferentes cortes, conforme a região de interesse procurando sempre como referência a medida do longo eixo do implante, nas regiões consideradas (A, B e C) (Figura 4.48).

Figura 4.46- Primeira medição dos cortes correspondentes ao crânio 5 (implante 1)

Figura 4.47- Primeira medição dos cortes correspondentes ao crânio 5 (implante 2)

Figura 4.48- Primeira medição dos cortes correspondentes ao crânio 5 (implante 3). 3 cortes foram feitos segundo o longo eixo do implante, devido a angulação do mesmo

Todas as imagens obtidas dos implantes, na primeira medição correspondente a cada um dos crânios, se encontram no apêndice B.

É importante ressaltar que as imagens obtidas pela TCCB são visualizadas em tamanho real, ou seja, a relação entre a imagem obtida e a real nesse tipo de tomografia segue uma escala com proporção de 1:1.

4.6 FORMA E ANÁLISE DOS RESULTADOS

As comparações entre as medidas obtidas com a TCCB e as medidas, segundo o modelo de gesso, foram analisadas para cada perfuração.

- Medidas A e B: correspondem à espessura da tábua óssea vestibular, segundo o longo eixo do implante

- Medida C: corresponde ao primeiro contato entre a plataforma do implante e o osso, por vestibular, na altura relacionada ao longo eixo do implante

Uma vez que a parede de gesso (representativa do osso) vestibular de cada implante foi medida 3 vezes, foi feita a análise da repetibilidade das medidas por meio do cálculo da variância dos dados em relação à variabilidade total da amostra.

A precisão das medidas é considerada ótima quando a porcentagem da variância devido à repetibilidade representa até 10% da variância total dos dados. De 10 a 30% é considerada moderada e mais de 30% ruim.

Posteriormente à análise da repetibilidade das medidas, os dados foram resumidos através da média de cada uma das 3 medidas efetuadas por implante, para cada local medido (ponto A, ponto B e ponto C). Somente então os dados obtidos pela tomografia foram comparados com os dados reais, através do teste t para amostras relacionadas. Esse teste avalia se a diferença entre as medidas (real e tomografia) foi significativamente diferente de zero.

Além da comparação através do teste t, foi calculado também o coeficiente de correlação intraclass, que avalia a concordância entre as medidas. Essa correlação dá valores entre 0 e 1, e quanto mais próximo de 1, mais perfeita é a concordância entre as medidas da tomografia e medida real.

Em todas as análises, foi considerada significância estatística valores de $p < 0,05$.

Os dados foram digitados diretamente numa planilha excel e transportados para o *software* Minitab, versão 15.1, para obtenção dos resultados estatísticos, elaboração das tabelas e gráficos.

A partir dos resultados obtidos foi possível avaliar se a TCCB é precisa o suficiente para verificar a espessura óssea vestibular. Procurou-se identificar qual

distância foi melhor visualizada nesse tipo de tomografia (se foi a correspondente ao ponto A, B ou C).

5 RESULTADOS

Todos os dados obtidos da TCCB e do modelo de gesso (modelo real) estão organizados em tabelas, separadamente para cada crânio (vide apêndice A).

5.1 ANÁLISE DA REPETIBILIDADE DAS AMOSTRAS

A tabela abaixo mostra a variância dos dados devido à repetição das medidas e a respectiva porcentagem que esse valor representa em relação à variabilidade total dos dados.

Nota-se que para todas as medidas realizadas (ponto A, ponto B ou ponto C), por qualquer um dos métodos (real ou tomografia), que a % da variância devido à repetibilidade da amostra foi pequena (menor que 6%).

Tabela 5.1- Variância da repetição das medidas e porcentagem dessa variância em relação à variabilidade total dos dados

	ponto A	ponto B	ponto C
Real	var = 0,005 (0,27%)	var = 0,002 (0,36%)	var = 0,008 (0,17%)
TCCB	var = 0,037 (2,10%)	var = 0,027 (5,57%)	var = 0,108 (2,96%)

5.2 COMPARAÇÃO ENTRE MEDIDA REAL E TOMOGRÁFICA

5.2.1 Ponto A

A medida real no ponto A variou de 0,47 até 5,95 mm, com média $\pm$ desvio padrão de $3,03 \pm 1,41$ mm. A medida obtida pela TCCB variou de 0,71 até 5,88 mm, com média $\pm$ desvio padrão de $2,97 \pm 1,32$ mm.

A medida obtida pela TCCB foi um pouco menor do que a medida real (diferença média de 0,06 mm, 1,98% menor que a medida real). Porém essa diferença entre a medida real e a medida obtida pela TCCB, no ponto A, não foi significativa, conforme mostra o teste t para amostras relacionadas ($p=0,302$).

O índice de correlação intraclass, que avalia a concordância entre as medidas reais e aquelas obtidas pela TCCB, foi de 0,983, indicando excelente concordância.

O gráfico de linhas a seguir indica a medida real e a medida obtida pela tomografia, para cada um dos implantes, realizadas no ponto A. O gráfico de boxplot mostra as medidas resumidas em cada caso (real e TCCB) bem como para a diferença entre ambos. A linha pontilhada no gráfico de boxplot serve apenas como uma referência para melhor visualização da média das diferenças entre a tomografia e a medida real.

Tabela 5.2- Resumo referente a medição realizada no ponto "A"

ponto A	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo	p
Real (mm)	31	3,03	1,41	0,47	3,12	5,95	0,302
TCCB (mm)	31	2,97	1,32	0,71	3,12	5,88	
Diferença (mm)	31	-0,06	0,35	-0,81	-0,08	0,77	

N = número de implantes analisados

d.p. = desvio padrão

p = nível de significância do teste t, para comparação entre medida real e tomografia

Gráfico 5.1- Medida real *versus* TCCB, por implante, no ponto A

Notar que a maior parte das linhas se encontram retas, e algumas inclinadas, mostrando que na maioria das medições, a real se aproximou bastante da TCCB.

Gráfico 5.2- Medida real *versus* TCCB, no ponto A

5.2.2 Ponto B

A medida real no ponto B variou de 0 até 2,75 mm, com média $\pm$ desvio padrão de $1,19 \pm 0,69$ mm. A medida obtida pela TCCB variou de 0 até 3,00 mm, com média $\pm$ desvio padrão de $1,22 \pm 0,69$ mm.

A medida obtida pela TCCB foi um pouco maior do que a medida real (diferença média de 0,02 mm, 1,68% maior que a medida real). Porém essa diferença entre a medida real e a medida obtida pela TCCB, no ponto B, não foi significativa, conforme mostra o teste t para amostras relacionadas ($p=0,647$).

O índice de correlação intraclasse, que avalia a concordância entre as medidas reais e aquelas obtidas pela TCCB, foi de 0,953, indicando excelente concordância.

O gráfico de linhas a seguir indica a medida real e a medida obtida pela TCCB, para cada um dos implantes, realizadas no ponto B. O gráfico de boxplot mostra as medidas resumidas em cada caso (real e TCCB) bem como para a diferença entre ambos.

Tabela 5.3- Resumo da medição realizada no ponto “B”

Ponto B	N	Média	d.p.	Mínimo	Mediana	Máximo	p
Real (mm)	31	1,19	0,69	0,00	1,11	2,75	0,647
TCCB (mm)	31	1,22	0,69	0,00	1,08	3,00	
Diferença (mm)	31	0,02	0,30	-0,61	0,00	0,67	

N = número de implantes analisados

d.p. = desvio padrão

p = nível de significância do teste t, para comparação entre medida real e tomografia

Gráfico 5.3- Medida real *versus* TCCB, por implante, no ponto B

Gráfico 5.4- Medida real *versus* TCCB, no ponto B

5.2.3 Ponto C

A medida real no ponto C variou de 1,60 até 10,09 mm, com média $\pm$ desvio padrão de $4,73 \pm 2,13$ mm. A medida obtida pela TCCB variou de 1,76 até 9,27 mm, com média $\pm$ desvio padrão de $4,61 \pm 1,89$ mm.

A medida obtida pela TCCB foi um pouco menor do que a medida real (diferença média de -0,13 mm; 2,75%). Porém essa diferença entre a medida real e a medida obtida pela TCCB, no ponto C, não foi significativa, conforme mostra o teste t para amostras relacionadas ($p=0,419$).

O índice de correlação intraclass, que avalia a concordância entre as medidas reais e aquelas obtidas pela TCCB, foi de 0,953, indicando excelente concordância.

O gráfico de linhas a seguir indica a medida real e a medida obtida pela TCCB, para cada um dos implantes, realizadas no ponto C. O gráfico de boxplot mostra as medidas resumidas em cada caso (real e TCCB) bem como para a diferença entre ambos.

Tabela 5.4- Resumo da medição realizada no ponto “C”

Ponto B	N	Média	d.p.	Mínimo	Mediana	Máximo	p
Real (mm)	31	4,73	2,13	1,60	4,43	10,09	0,419
TCCB (mm)	31	4,61	1,89	1,76	4,53	9,27	
Diferença (mm)	31	-0,13	0,86	-2,58	0,12	1,47	

N = número de implantes analisados

d.p. = desvio padrão

p = nível de significância do teste t, para comparação entre medida real e tomografia

Gráfico 5.5- Medida real *versus* TCCB, por implante, no ponto C

Gráfico 5.6- Medida real *versus* TCCB, no ponto C

6 DISCUSSÃO

No início do desenvolvimento e aplicabilidade clínica da implantodontia, os implantes eram vistos apenas como um meio de ancoragem, ou seja, sua finalidade era de criar retenção e função para as futuras próteses (FRANCISCHONE, 2006). Nesse momento histórico da implantodontia, trabalhos clássicos, como os realizados por Adell et al. (1981,1986), Bränemark et al. (1977), Smith e Zarb (1989) e Strid et al. (1985), estudaram por meio de radiografias periapicais, a estabilidade do tecido ósseo ao redor de implantes para avaliação da sua longevidade, porém esta análise era realizada somente no sentido méso-distal. Mesmo com a limitação do exame radiográfico, estes trabalhos são muito importantes, pois já se mostrava a preocupação com a longevidade das próteses sobre os implantes.

Com a maior compreensão da osseointegração, juntamente com o desenvolvimento tecnológico relacionado a esta terapêutica, iniciou-se a busca não somente pela funcionalidade, mas também a obtenção de resultados estéticos satisfatórios, sendo que esta exigência também passou a ser por parte do paciente (COSYN; DE ROUCK, 2009; FRANCISCHONE, 2006). O trabalho de Belser, Buser e Higginbottom (2004) mostra com clareza a importância da manutenção do volume ósseo vestibular tanto no sentido horizontal como vertical ao redor dos implantes para sua longevidade e estética, principalmente na região de maxila anterior.

Araújo, Wennström e Lindhe (2006) e Araújo et al. (2006) complementam com estudos experimentais de que forma se processa a remodelação óssea do osso

alveolar após colocação de implante imediato, e relatam que principalmente, o volume ósseo vestibular é reabsorvido neste processo. Já Camargo (2007) mostra com seu trabalho clínico a preocupação com a estabilidade dos tecidos moles periimplantares e consequentemente do osso alveolar, e obteve resultados mostrando a longevidade de próteses esteticamente satisfatórias em região de maxila anterior.

Kan, Rungharassaeng e Lozada (2003) e Degidi et al. (2008) realizaram pesquisas clínicas avaliando o tecido ósseo ao redor de implantes em regiões estéticas, porém esta avaliação foi feita somente na face mesial e distal do implante devido limitação da radiografia periapical. Como já discutido anteriormente o controle do volume ósseo vestibular é de suma importância para o sucesso estético da prótese e por isso, segundo Degidi et al. (2008) recomendam que outros estudos com novas tecnologias, como a TCCB, sejam realizados.

Portanto, mais informações de diagnósticos auxiliares para assegurar a longevidade do implante e um método definido para avaliar a sua estabilidade são necessários (ATSUMI; PARK; WANG, 2007).

Métodos de imagem têm evoluído muito devido a grande demanda do uso dos implantes dentários que necessitam de planejamento cirúrgico e acompanhamento pós-operatório. Pode-se utilizar para a referida terapêutica as radiografias periapicais, panorâmicas, tomografias lineares, TC e TCCB (CHILVARQUER; CHILVARQUER, 2002; CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008). A Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial recomenda a utilização de exames com imagens orto-radiais para qualquer potencial região a receber implantes (TYNDALL; BROOKS, 2000).

De acordo com a revisão de literatura realizada na presente pesquisa, existem vários trabalhos de avaliação pré-cirúrgica de implantes dentários, utilizando as técnicas de imagem, como a TC e TCCB. Esta análise prévia é de suma importância, pois fornece dados sobre as estruturas anatômicas evitando uma série de complicações indesejáveis (AGBAJE et al., 2007; ANDERSON; SVARTZ, 1988; ARANYARACHKUL et al., 2005; CAVALCANTI et al., 1999; DREISEIDLER et al., 2009; ECKERDAL; KVINT, 1986; KOBAYASHI et al., 2004; TERAKADO et al., 2000).

O exame de controle pós-cirúrgico pode ser considerado de extrema importância para que se alcance um bom prognóstico terapêutico, especialmente porque o sucesso do tratamento por implantes orais se baseia na estabilidade do osso adjacente, ao redor dos mesmos (ARAÚJO; WENNSTROM; LINDHE, 2006; ARAÚJO et al., 2006; BRANEMARK et al., 1977; CAMARGO, 2007; DEGIDI et al., 2008; KAN; RUNGHARASSAENG; LOZADA, 2003; SMITH; ZARB, 1989; WYATT; ZARB, 2002). Porém a utilização de TC ou TCCB para este fim ainda é escassa (HAMADA et al., 2005; LUDLOW; GATES; NASON JR, 1995; SCHULZE et al., 2005).

A TC é uma tecnologia de diagnóstico por imagem adquire a imagem em secções do corpo humano, e reproduz com precisão as estruturas anatômicas. Permite a reformatação dos dados em diversos planos, inclusive as reconstruções tridimensionais, como por exemplo, cortes no sentido vestibulolingual da região dentoalveolar, com a possibilidade de avaliar múltiplos sítios de implantes e disponibilidade para usar softwares de análise das imagens (BOU SERHAL et al., 2002; BROOKS, 1993; CAVALCANTI; SANTOS, 2006; CHILVARQUER et al., 2005; GARIB et al., 2007).

A tomografia volumétrica, também chamada de tomografia computadorizada por feixe cônico ou tomografia computadorizada Cone Beam é uma nova tecnologia que permite a obtenção de dados digitais que podem ser manipulados possibilitando reconstruções multiplanares e tridimensionais, por meio de um software específico e um sofisticado programa de algoritmos instalado num computador convencional acoplado ao tomógrafo, e realiza a gravação dos dados no padrão DICOM (ARAI et al., 1998; MOZZO et al., 1998; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Existe a possibilidade de obter mensurações em escala real 1:1, desde que a reconstrução seja realizada para este fim. Imagens de tanto de TC, como de TCCB na proporção 1:1 reproduzem o tamanho real e são facilmente mensuradas no próprio filme e o fornecimento de imagens na proporção 1:1 é recomendado (CHILVARQUER et al., 2005; MARTI et al., 2005). O tomógrafo utilizado na presente pesquisa (I-CAT[®]) utiliza para obtenção das medições a escala 1:1, conforme recomendado pelos autores acima.

Nos últimos anos, várias pesquisas foram realizadas sobre a TCCB, cujas imagens se apresentam com precisão semelhante às adquiridas com a TC, exceto em relação aos tecidos moles, visualizados com maiores detalhes por essa técnica, devido à sua capacidade em diferenciar densidades teciduais pequenas. Mesmo com essa aparente desvantagem em relação à TC, no que diz respeito ao controle pós-instalação dos implantes de maxila, a TCCB se presta muito bem, pois a diferença de densidade entre osso e implante é suficiente. As principais vantagens da TCCB em relação à TC são menor dose de radiação, melhor resolução de imagem em tecidos com diferentes densidades como osso e estruturas moles, menor custo de aquisição e manutenção do equipamento, menor custo do exame e menor complexidade nas instalações destes equipamentos (ARAI et al., 1998; ARAI

et al., 1999; ARANYARACHKUL et al., 2005; BOEDDINGHAUS; WHYTE, 2008; BROOKS, 1993; CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008; CHILVARQUER; CHILVARQUER; HAYEK, 2009; KOBAYASHI et al., 2004; LUDLOW et al., 2006; MARMULLA et al., 2005; MISCHKOWSKI et al., 2008; MOZZO et al., 1998; PARKS, 2000).

Na literatura observou-se que os autores relatam a produção de artefato de técnica na presença de metais tanto na TC como na TCCB, sendo que dependendo da quantidade de artefato existente na imagem, pode haver certa dificuldade na visualização do tecido ósseo ao redor e implantes dentários. A ocorrência maior ou menor do artefato de técnica depende do tipo de tomógrafo, software utilizado, problema na geometria do rx, no filtro do rx ou na seleção do nível de energia do rx (ARAKI et al., 2004; BOEDDINGHAUS; WHYTE, 2008; BOU SERHAL et al., 2002; BROOKS, 1993; CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008; DRAENERT et al., 2007; GARIB et al., 2007; TYNDALL; BROOKS, 2000).

Um estudo clínico realizado por Dreiseidler et al. (2009) confirma as características acima citadas da TCCB, quando comparadas a TC e exame panorâmico, em relação a qualidade da imagem, custo e dose de radiação.

Devido a algumas vantagens da TCCB em relação a TC, sua aplicabilidade clínica dentro da Odontologia é muito investigada. Seu uso no diagnóstico de diversas patologias, traumas da região maxilofacial, enxertos ósseos e planejamento de implantes dentais (TERAKADO et al., 2000; HAMADA et al., 2005; POHLENZ et al., 2007). Podemos perceber que cada uma das tecnologias apresenta suas vantagens, limitações e dependendo da necessidade de cada caso, um determinado exame pode ser indicado.

Kan, Rungharassaeng e Lozada (2003) ressaltam que a terapia com implante na região de maxila anterior é considerada um procedimento avançado e complexo, e requer um planejamento pré-operatório abrangente e uma execução cirúrgica baseada na futura prótese. Para a manutenção da estética nessa região anterior, o volume ósseo horizontal e vertical é essencial. O ideal é que o diâmetro do implante não exceder a dimensão do osso disponível, sendo que o tecido ósseo deve estar em toda sua volta, com espessura mínima de 1 mm (BELSER; BUSER; HIGGINBOTTOM, 2004; WILSON, 1989).

Na presente pesquisa procurou-se avaliar a precisão da TCCB em medir o volume ósseo vestibular, frente a necessidade da presença óssea ao redor dos implantes para a sua longevidade e estética, em região de maxila anterior. Para tanto, buscou-se a melhor qualidade dentre os tomógrafos para avaliar as imagens obtidas dos crânios, utilizando o I-CAT®, que possui sensor *flat panel* com *voxel* isométrico de 0.25mm^3 . Pois Loubele et al. (2008) comparou a qualidade das imagens obtidas de 5 tomógrafos Cone Beam, e o I-CAT® apresentou a melhor avaliação dentre os 5. O tipo de sensores de cada aparelho pode influenciar na qualidade das imagens, intensificadores de imagem produzem imagens com muito ruído e que necessitam de reprocessamento, já os sensores *flat panel* possuem menor tamanho e peso dos sensores, possibilidade de não produzirem distorção de imagem, maior resolução, maior vida útil, além de não serem sensíveis aos campos eletromagnéticos (BABA; UEDA; OKABE, 2004). O *voxel* isométrico da TCCB tem dimensão submilimétrica (menor que 1 mm, geralmente de 0,119 a 0,4mm), o que proporciona uma imagem com muito boa resolução. Esta tecnologia apresenta maior resolução especial, menor custo e, assim como a TC, pode reconstruir imagens 3D (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Desta forma, procura-se o melhor padrão de obtenção de imagem de TCCB para a comparação com as medidas realizadas nos modelos de gesso com auxílio do microscópio.

Com relação ao posicionamento do objeto a ser escaneado para avaliação, se a necessidade é a realização de medidas lineares de pontos anatômicos de crânios, a sua precisão não sofre influência da posição do objeto. Independentemente da posição do objeto durante a aquisição da imagem, as medições foram precisas. Para pontos definidos a medição bidimensional apresentou porcentagem de erro menor que 1,2%, e para medição tridimensional, a porcentagem de erro foi menor que 0,6% (LUDLOW et al., 2007). Porém, ao se estudar as medidas relacionadas a implantes, é importante que o plano oclusal analisado esteja paralelo ao solo e quanto mais o implante se distancia do centro do volume escaneado, pode haver deformação da forma do implante, gerando artefato de técnica, sendo que a deformação foi maior no TCCB (maior que 25%) do que nas imagens de TC (10%) (DRAENERT et al., 2007).

Na atual pesquisa procurou-se obedecer estes critérios conforme literatura consultada, como posicionando o crânio com o plano oclusal da maxila paralelo ao solo e instalando implantes em região de maxila anterior, mais próximos ao plano medial. Porém mesmo assim, surgiram alguns artefatos de técnica com relação a forma do implante. De acordo com Draenert et al. (2007), que realizou a pesquisa com o tomógrafo Newtom 9000[®], os artefatos de técnica podem ocorrer por alguns motivos como o posicionamento mais afastado do plano medial dos implantes, ou pela menor quantidade de feixes de raio-x únicos (360) para a TCCB ou um problema de software no cálculo do algoritmo. Outra possibilidade inclui fatores como a geometria do RX, problemas no filtro de RX ou na seleção do nível de

energia do RX. Contudo, a exata razão para o artefato de técnica não pode ser dada. Apesar desses artefatos de técnica não terem afetado a medição proposta na pesquisa atual, pois as dimensões dos implantes foram mantidas na TCCB, e dessa forma não houve alteração do volume ósseo a ser medido, são necessários mais estudos com relação a essa questão, tanto com o I-CAT[®], assim como com o Newtom 9000[®].

Marmulla et al. (2005) determinaram a precisão geométrica da TCCB para o uso no planejamento de implantes com o NewTom 9000[®], encontrando uma média dos erros de todas as distâncias foi de 0,13mm, com um desvio padrão de 0,09 mm. Os autores consideraram que o NewTom 9000[®] apresentou imagens geometricamente corretas, favoráveis ao planejamento dos implantes. Porém há de se considerar que o objeto analisado não era metálico, favorecendo a avaliação da imagem, sem a presença de artefato de técnica (DRAENERT et al., 2007). Já Schulze et al. (2005) complementa a pesquisa de Marmulla et al. (2005) ao realizar uma avaliação de 2 tomógrafos de TCCB (Newtom 9000 e Siemens Siremobil Iso-C3D[®]) incluindo objeto metálico nas mandíbulas secas, e na análise de 10 estruturas foi levado em consideração a relevância clínica e a característica frente às diferentes densidades. Os resultados pré-clínicos indicaram uma real possibilidade de visualização de estruturas ósseas da região facial, usando diferentes sistemas de TCCB.

Para a avaliação da TCCB no planejamento do implantes dentais, muitos trabalhos utilizam crânios ou mandíbulas como modelos para medição, tendo como referência alguns pontos anatômicos ou referência realizada pelo próprio pesquisador, para a realização das medidas e compará-las com as obtidas na TCCB (LASCALA; PANELLA, MARQUES, 2004; KOBAYASHI et al., 2004; LOUBELE et al.,

2007; LUDLOW et al., 2007). Agbage et al. (2007) também utilizou crânios secos, para avaliar a precisão volumétrica da TCCB em alvéolos dentais, e o resultado entre as medidas real (moldagem dos alvéolos utilizada para medição) e medida da TCCB não apresentou diferença estatisticamente significativa reforçando a grande aplicabilidade na avaliação da condição óssea após extração dentária para planejamento dos implantes dentários.

A pesquisa de Ludlow, Gates e Nason Jr (1995) que analisou defeitos ósseos ao redor de implantes em mandíbulas secas com tomografia linear mostrou a grande importância de avaliação do controle ósseo ao redor de implantes, pois a rápida detecção da presença de perda óssea permite ao clínico intervir de modo a reduzir a mortalidade e morbidade dos implantes. Sendo possível desta forma, documentar a avaliação pós-cirúrgica, assim como comparar a eficácia das técnicas de tratamento. Au-Yeung et al. (2001) também concorda com a necessidade de controles pós-operatórios de implantes dentais, assim como Ziegler et al. (2002) que avaliou com a TCCB, um caso clínico de perfuração do seio maxilar após colocação de implante dental na região, e obteve um diagnóstico preciso, reforçando a importância do exame de TCCB, pois o mesmo pode oferecer ao clínico, melhor possibilidade de diagnóstico, pois é um método de exame visual que oferece detalhes de extrema riqueza.

A presente pesquisa utilizou crânios secos com implantes instalados para a avaliação do volume ósseo vestibular após a instalação dos implantes e os resultados obtidos mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas de TCCB e do modelo real. Houve o cuidado de se estabelecer referências no próprio implante, obedecendo seu longo eixo, para que tanto na TCCB, como no modelo real, a medida fosse realizada no mesmo ponto, na mesma

posição. Pois de acordo com Lund, Gröndahl e Gröndahl (2009), na avaliação da TCCB para o planejamento de implantes se procura estabelecer estruturas anatômicas como pontos de referência, porém a sua correta identificação para a medição, tanto no modelo real como na tomografia parece ser um problema. Mesmo assim, a utilização de crânios como modelo real é de grande importância clínica em relação a medição de um modelo artificial.

Os resultados encontrados na presente pesquisa mostram que a média da diferença entre as duas medidas (TCCB e real) para o ponto A foi de 1,98% (0,06 mm dp+-0,35), para o ponto B de 1,68% (0,02 mm dp+- 0,30) e para ponto C de 2,75% (0,13mm dp+-0,86). Kobayashi et al. (2004) encontrou resultado semelhante ao avaliar medidas em mandíbula seca, média da diferença entre as medidas (TCCB e real) foi de 1,4% (0,22mm dp+-0,15).

A média das medidas para o ponto A e C foram ligeiramente menores na tomografia em relação ao modelo real, e para o ponto B maior, porém nos 3 pontos esta diferença não foi estatisticamente significativa. Sendo que a maior concordância das medidas entre real e TCCB foi o ponto B ($p= 0,647$), seguido pelo ponto A ($p= 0,302$) e por final o ponto C ($p=0,419$). Este resultado pode ser devido a maior facilidade em visualizar o tecido ósseo no ápice do implante e a 5 mm do ápice, onde há maior possibilidade de encontrar tecido ósseo em espessura maior, facilitando a visualização do mesmo, diferentemente do ponto C, onde existe maior possibilidade de encontrar finas espessuras de tecido ósseo, havendo maior dificuldade de visualização na TCCB. Este resultado encontra concordância com Mol e Balasundaram (2008), ao relatarem a dificuldade de avaliar defeitos ósseos vestibulares ao redor de dentes, em região de maxila anterior de crânios com a

TCCB, provavelmente devido a anatomia óssea da região, pois a parede vestibular é consideravelmente fina, sendo que o osso se afila em direção a crista alveolar.

A Lascala, Panella e Marques (2004) encontrou medidas da TCCB, semelhantes as medidas obtidas diretamente no crânio, porém levemente menores. Já para as medidas da base do crânio, as diferenças foram estatisticamente significantes, onde a média das medidas da TCCB foi menor que o modelo real. Lou et al. (2007) avaliou várias pesquisas envolvendo a confiabilidade e precisão da TCCB. O autor ressalta a importância de se estabelecer a referência da medição de forma precisa, pois no caso de Lascala, Panella e Marques (2004) foram utilizadas esferas metálicas de 2 mm, que podem ter causado dificuldade na determinação das medidas no crânio, pois existe uma limitação em se determinar com exatidão o centro da esfera, usado como ponto de referência para as medidas, portanto, poderia ser um fator de influência no resultado.

Lund, Gröndahl e Gröndahl (2009) avaliaram a precisão do tomógrafo Accuitomo[®], com um objeto de estudo e pontos de referência metálicos, ambos com dimensão conhecida para obter a melhor situação de medição, apesar da importância clínica de se avaliar medições em crânios. A diferença entre medida real e da TCCB foi para a posição básica de 0,08 mm (dp 0,21 mm), e para as posições rotacionada e desviada de 0,08 mm (dp 0,23 mm) e 0,09 mm (dp 0,20mm), respectivamente. Portanto a média das medidas da TCCB foram ligeiramente maiores, porém sem significância estatística. Este resultado se assemelha com o resultado encontrado na atual pesquisa para o ponto B. Loubele et al. (2007) analisando 25 mandíbulas secas, mostrou que a medição direta das mandíbulas foi em média 0.23 mm (SD 0.49) maior que a TCCB. Os resultados dos estudos acima

são semelhantes ao obtido na presente pesquisa, ou seja, a diferença entre as medidas reais e da TCCB não são estatisticamente significantes, atentando-se ao detalhe que nenhuma das pesquisas acima avaliou a precisão das medidas com implantes, que pode ser um fator de dificuldade frente a possibilidade de maior presença de artefato de técnica dificultando as medições. Hamada et al. (2005) avaliou a condição do tecido ósseo ao redor implantes com TCCB utilizando o PSR 9000[®]. Segundo os autores, a morfologia e arquitetura óssea foram bem visualizadas pelas imagens da TCCB, sem interferência devido a presença do implante.

Os resultados obtidos na presente pesquisa embasam a metodologia usada para que futuramente possa ser realizado um trabalho clínico.

7 CONCLUSÃO

Baseado nos resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir:

- 1- A TCCB se mostrou precisa para medição do volume ósseo vestibular ao redor de implantes, pois nos dois pontos pré-determinados para a avaliação óssea (ápice do implante e a 5 mm do ápice), não foram identificadas diferenças estatisticamente significantes entre a medida real e a obtida pela TCCB.
- 2- A TCCB se mostrou precisa para a medição da altura óssea entre a plataforma do implante e o primeiro contato com o osso na parede vestibular, pois não foi identificada diferença estatisticamente significativa entre a medida real e a TCCB.

REFERÊNCIAS¹

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

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986;15:39-52.

Agbaje JO, Jacobs R, Maes F, Michiels K, van Steenberghe D. Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam computed tomography: a pilot study on ex vivo jaw bone. *J Clin Periodontol* 2007;34:985–90.

Andersson JE, Svartz K. CT-scanning in preoperative planning of osseointegrated implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988; 17(1):33-5.

Arai Y, Hashimoto K, Shinoda K. Mathematical theory of Ortho-CT and rotational panoramic tomography. *Dental Radiol* 1998; 38 supplement:51(abs) (in Japanese).

Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiology* 1999;28:245-8.

Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRaye): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:51–9.

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.

Araújo MG, Wennström JL, Lindhe J. Modeling of the buccal and lingual bone walls of fresh extraction sites following implant installation. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17:606–14.

¹De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Araújo MG, Sukekava F, Wennström JL, Lindhe J. Tissue modeling following implant placement in fresh extraction sockets. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17:615–24.

Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods Used to Assess Implant Stability: Current Status. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2007;22(5):743-54.

Au-Yeung KM, Ahuja AT, Ching ASC, Metreweli C. DentaScan in Oral Imaging. *Clin Radiol* 2001;56:700-13.

Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(5):285-90.

Belser U, Buser D, Higginbottom F. Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Esthetics in Implant Dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(suppl):30-42.

Boeddinghaus R, Whyte A. Current concepts in maxillofacial imaging. *Europ J Radiol* 2008; 66:396–418.

Bou Serhal C, Jacobs R, Quirynen M, van Steenberghe D. Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: A review of the literature. *Clin Impl Dent and Res* 2002; 4(3): 156-72.

Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohmann H. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Surg* 1977;16(2):1-132.

Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G. Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:495-501.

Brooks SL. Computed tomography. *Dent Clin North Am Dent* 1993;37(4):575-90.

Camargo, LOA. Análise prospectiva da estabilidade dos tecidos moles ao redor de implantes imediatos com restaurações imediatas em incisivos centrais superiores [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

Cavalcanti MGP, Yang J, Ruprecht A, Vannier MW. Accurate linear measurements in the anterior maxilla using orthoradially reformatted spiral computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28(3):137-40.

Cavalcanti MGP, Santos DT. Tomografia Computadorizada. In: Crivello Júnior O. *Radiologia Odontológica e Imaginologia*. Rio de Janeiro:Guanabara Koogan; 2006. cap.22, p.305-26.

Chilvarquer I, Chilvarquer LW. Imageologia da osseointegração moderna. In: Gomes LA. *Implantes Osseointegrados*. 1ªed. São Paulo: Santos; 2002. cap.14, p.211-9.

Chilvarquer I, Chilvarquer LW, Hayek JH, Saddy MS. Aplicação da radiologia e imageologia bucomaxilofacial na ortodontia e ortopedia funcional dos maxilares. In: Rode SM, Gentil SN. *Atualização clínica em Odontologia*. São Paulo: Artes Médicas; 2005. cap.6, p.143-56.

Chilvarquer I, Hayek JE, Azevedo B. Tomografia: seus avanços e aplicações na Odontologia. *Rev ABRO* 2008;9(1):3-9.

Chilvarquer I, Chilvarquer LW, Hayek JH. Diagnóstico por imagem em Implantodontia. In: Nigro F. *Planejamento virtual em Implantodontia*. São Paulo: Santos; 2009. cap.2, p.15-32.

Cosyn J, De Rouck T. Aesthetic outcome of single-tooth implant restorations following early implant placement and guided bone regeneration: crown and soft tissue dimensions compared with contralateral teeth. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20:1063–9.

Degidi A, Novaes Jr AB, Nardi D, Piattelli A. Outcome Analysis of Immediately Placed, Immediately Restored Implants in the Esthetic Area: The Clinical Relevance of Different Interimplant Distances. *J Periodontol* 2008;79(6):1056-61.

Draenert FG, Coppenrath E, Herzog P, Müller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTomw cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:198–203.

Dreiseidler T, Mischkowski RA, Neugebauer J, Ritter L, Zoller JE, Lingohr T, Rothamel D. Comparison of Cone-Beam Imaging with Orthopantomography and

Computerized Tomography for Assessment in Presurgical Implant Dentistry. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2009;24(2):1-9.

Eckerdal O, Kvint S. Presurgical planning for osseointegrated implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Sur* 1986;15:722-6.

Francischone CE. Introdução. In: Francischone CE, Nary Filho H, Matos DAD, Lira HG, das Neves JB, Vasconcelos LW, et al. *Osseointegração e o tratamento multidisciplinar*. São Paulo: Quintessence; 2006. cap. 1, p.1-6.

Garib DG, Raymundo JR, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone Beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *R Dent Press Ortodon Ortop Facial* 2007;12(2):139-56.

Hamada Y, Kondoh T, Noguchi K, Iino M, Isono H, Ishii H et al. Application of Limited Cone Beam Computed Tomography to Clinical Assessment of Alveolar Bone Grafting: A Preliminary Report. *J Cleft Palate–Craniofacial* 2005;42(2):128-37.

Kan JYK, Rungcharassaeng K, Lozada J. Immediate Placement and Provisionalization of Maxillary Anterior Single Implants: 1-Year Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2003; 18(1):31-9.

Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(2):228-31.

Lascalea CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBTC-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33(5): 291-4.

Lou L, Lagravere MO, Compton S, Major PW, Flores-Mir C. Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial area: a systematic review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:402-11.

Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:446-54.

Loubele M, Jacobs R, MaesF, Denis K, White S, Coudyzer W, et al. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37:309–18.

Ludlow JB, Gates W, Nason Jr RH. Radiographic evaluation of implant-obscured bone. Comparison of digitally subtracted tomographic and periapical techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995;80(3):351-7.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(4):219-26.

Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103(4):534-42.

Lund H, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accutomo tomograms obtained with different reconstruction techniques. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:379–86.

Marmulla R, Wörtche R, Mühling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34:28–31.

Marti DC, Lederman HM, Chilvarquer I, Cerria A, Lima AMC. Índice de discrepância de imagens reformatadas na TC helicoidal para o planejamento de implantes osseointegrados. *Rev Pós Grad* 2005;12(4):423-9.

Mischkowski RA, Scherer P, Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zoller JE. Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:1–9.

Mol A, Balasundaram A. In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37:319–24.

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8(9):1558-64.

Parks ET. Computed tomography applications for dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44(2):371-94.

Pohlenz P, Blessmann M, Blake F, Heinrich S, Schmelzle R, Heiland M. Clinical indications and perspectives for intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endod* 2007;103:412–7.

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.

Schulze D, Heiland M, Blake F, Rother U, Schmelzle R. Evaluation of quality of reformatted images from two cone-beam computed tomographic systems. *J Cranio-Maxillofac Surg* 2005;33:19–23.

Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;62(5):567-72.

Strid K-G. Radiographic Procedures. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry* 1985:317-27.

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003;6:31-6 Supplement.

Terakado M, Hashimoto K, Arai Y, Honda M, Sekiwa T, Sato H. Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89(4):509-18.

Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: A position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89(5):630-7.

Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, Naert I. Peri-implant bone tissue strains in cases of dehiscence: a finite element study. *Clin Oral Impl Res* 2002;13(3):327-33.

Wilson DJ. Ridge mapping for determination of alveolar ridge width. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(1):41-3.

Wyatt C, Zarb G. Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prostheses. Clin Oral Impl Res 2002;13(2):162-8.

Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. Dentomaxillofac Radiol 2002;31:126 -30.

APÊNDICE A – Tabelas de resultado total

Tabela de resultado total – Crânio 1

Crânio	Implante	Medida	Repetição	Real*	Tomografia*
1	1	A	1a	5,069	5,01
1	1	B	1a	1,571	1,5
1	1	C	1a	6,163	5,27
1	2	A	1a	2,587	2,55
1	2	B	1a	1,751	1,5
1	2	C	1a	2,972	3,26
1	3	A	1a	0,552	1,03
1	3	B	1a	0,661	0,75
1	3	C	1a	3,612	3,76
1	4	A	1a	3,115	3,01
1	4	B	1a	1,269	1
1	4	C	1a	4,359	4,51
1	1	A	2a	4,942	4,75
1	1	B	2a	1,497	1,52
1	1	C	2a	6,152	5,52
1	2	A	2a	2,405	2,51
1	2	B	2a	1,724	1,5
1	2	C	2a	3,138	3,01
1	3	A	2a	0,535	1,03
1	3	B	2a	0,619	0,75
1	3	C	2a	3,176	3,01
1	4	A	2a	3,127	2,75
1	4	B	2a	1,247	1,25
1	4	C	2a	4,321	3,54
1	1	A	3a	4,927	4,75
1	1	B	3a	1,502	1,75
1	1	C	3a	6,24	5,02
1	2	A	3a	2,363	2,55
1	2	B	3a	1,727	1,75
1	2	C	3a	3,036	3,01
1	3	A	3a	0,595	1
1	3	B	3a	0,633	0,75
1	3	C	3a	3,144	3,01
1	4	A	3a	3,116	3
1	4	B	3a	1,275	1,27
1	4	C	3a	4,289	3,29

* medidas em milímetros (mm)

Tabela de resultado total – Crânio 2

Crânio	Implante	Medida	Repetição	Real*	Tomografia*
2	1	A	1a	1,808	1,5
2	1	B	1a	1,823	1,27
2	1	C	1a	3,463	3,75
2	2	A	1a	1,55	1,52
2	2	B	1a	1,341	1,5
2	2	C	1a	2,733	2,02
2	3	A	1a	3,579	2,5
2	3	B	1a	2,037	1,75
2	3	C	1a	1,432	2,26
2	1	A	2a	1,98	1,77
2	1	B	2a	1,836	1,52
2	1	C	2a	3,441	3,51
2	2	A	2a	1,723	1,52
2	2	B	2a	1,223	1,25
2	2	C	2a	2,608	1,77
2	3	A	2a	3,574	2,76
2	3	B	2a	2,05	1,75
2	3	C	2a	1,678	1,75
2	1	A	3a	2,005	1,52
2	1	B	3a	1,843	1,75
2	1	C	3a	3,504	3,76
2	2	A	3a	1,667	1,75
2	2	B	3a	1,225	1,5
2	2	C	3a	2,651	1,5
2	3	A	3a	3,546	3
2	3	B	3a	2,066	1,5
2	3	C	3a	1,701	1,5

* medidas em milímetros (mm)

Tabela de resultado total – Crânio 3

Crânio	Implante	Medida	Repetição	Real*	Tomografia*
3	1	A	1a	3,593	3,26
3	1	B	1a	0,671	0,5
3	1	C	1a	7,026	7,16
3	2	A	1a	5,04	4,5
3	2	B	1a	1,473	1,52
3	2	C	1a	5,776	5,51
3	3	A	1a	0,489	0,79
3	3	B	1a	0	0
3	3	C	1a	10,088	9,53
3	1	A	2a	3,414	3,25
3	1	B	2a	0,555	0,5
3	1	C	2a	7,134	7,11
3	2	A	2a	4,725	4,5
3	2	B	2a	1,267	1,5
3	2	C	2a	5,835	5,5
3	3	A	2a	0,466	0,56
3	3	B	2a	0	0
3	3	C	2a	10,07	9,26
3	1	A	3a	3,328	3,25
3	1	B	3a	0,566	0,5
3	1	C	3a	7,116	7,36
3	2	A	3a	4,774	4,75
3	2	B	3a	1,297	1,5
3	2	C	3a	5,837	5,76
3	3	A	3a	0,469	0,79
3	3	B	3a	0	0
3	3	C	3a	10,111	9,01

* medidas em milímetros (mm)

Tabela de resultado total – Crânio 4

Crânio	Implante	Medida	Repetição	Real*	Tomografia*
4	1	A	1a	5,514	5,01
4	1	B	1a	1,221	0,75
4	1	C	1a	5,615	6,29
4	2	A	1a	5,949	6,18
4	2	B	1a	1,889	1,52
4	2	C	1a	3,982	3,09
4	1	A	2a	5,197	5
4	1	B	2a	1,017	1
4	1	C	2a	5,586	6,05
4	2	A	2a	6,034	5,59
4	2	B	2a	1,889	1,75
4	2	C	2a	3,913	3,82
4	1	A	3a	5,276	5
4	1	B	3a	1,131	1,27
4	1	C	3a	5,604	6,05
4	2	A	3a	5,867	5,88
4	2	B	3a	1,935	1,52
4	2	C	3a	3,967	3,58

* medidas em milímetros (mm)

Tabela de resultado total – Crânio 5

Crânio	Implante	Medida	Repetição	Real*	Tomografia*
5	1	A	1a	4,236	3,75
5	1	B	1a	1,687	1,52
5	1	C	1a	4,742	5,27
5	2	A	1a	3,633	3,25
5	2	B	1a	0,88	1
5	2	C	1a	4,544	4,56
5	3	A	1a	3,52	3,29
5	3	B	1a	1,025	0,9
5	3	C	1a	3,382	4,51
5	1	A	2a	4,227	4,01
5	1	B	2a	1,706	1,82
5	1	C	2a	5,126	4,03
5	2	A	2a	3,453	3,5
5	2	B	2a	0,81	1,25
5	2	C	2a	4,517	4,32
5	3	A	2a	3,538	3,04
5	3	B	2a	1,077	1,25
5	3	C	2a	3,589	4,6
5	1	A	3a	4,149	3,75
5	1	B	3a	1,65	1,58
5	1	C	3a	5,264	4,53
5	2	A	3a	3,51	3,51
5	2	B	3a	0,892	1
5	2	C	3a	4,515	5,3
5	3	A	3a	3,535	3,04
5	3	B	3a	1,109	1,27
5	3	C	3a	3,577	4,27

* medidas em milímetros (mm)

Tabela de resultado total – Crânio 6

Crânio	Implante	Medida	Repetição	Real*	Tomografia*
6	1	A	1a	3,56	3,26
6	1	B	1a	0,568	0,56
6	1	C	1a	2,208	2,8
6	2	A	1a	3,415	3,25
6	2	B	1a	0,4	1,06
6	2	C	1a	7,415	4,81
6	3	A	1a	5,218	5,5
6	3	B	1a	2,129	2,69
6	3	C	1a	2,18	2,14
6	4	A	1a	2,881	3,25
6	4	B	1a	0,353	0,56
6	4	C	1a	6,916	7,52
6	5	A	1a	3,435	3,04
6	5	B	1a	0,798	1,03
6	5	C	1a	3,077	4,43
6	1	A	2a	3,648	3,5
6	1	B	2a	0,695	0,56
6	1	C	2a	2,238	2,7
6	2	A	2a	3,558	3,25
6	2	B	2a	0,413	0,9
6	2	C	2a	7,405	4,81
6	3	A	2a	5,207	5,76
6	3	B	2a	2,13	3,25
6	3	C	2a	2,161	2,85
6	4	A	2a	2,927	3,25
6	4	B	2a	0,339	0,71
6	4	C	2a	6,836	8,14
6	5	A	2a	3,353	4
6	5	B	2a	0,767	0,9
6	5	C	2a	3,064	4,32
6	1	A	3a	3,602	3,01
6	1	B	3a	0,569	0,56
6	1	C	3a	2,19	2,24
6	2	A	3a	3,586	3,5
6	2	B	3a	0,446	1,06
6	2	C	3a	7,477	4,93
6	3	A	3a	5,245	5,51
6	3	B	3a	2,18	2,51
6	3	C	3a	2,223	2,51
6	4	A	3a	2,921	3,25
6	4	B	3a	0,401	0,75
6	4	C	3a	6,897	7,83
6	5	A	3a	3,502	4,01
6	5	B	3a	0,776	0,71
6	5	C	3a	3,053	4,85

* medidas em milímetros (mm)

Tabela de resultado total – Crânio 7

Crânio	Implante	Medida	Repetição	Real*	Tomografia*
7	1	A	1a	3,788	3,75
7	1	B	1a	1,841	1,27
7	1	C	1a	4,39	3,04
7	2	A	1a	2,873	2,06
7	2	B	1a	1,089	0,79
7	2	C	1a	2,812	3,26
7	3	A	1a	2,344	2,5
7	3	B	1a	2,36	2,36
7	3	C	1a	5,537	6,05
7	4	A	1a	3,333	3,75
7	4	B	1a	2,708	3
7	4	C	1a	3,058	3,76
7	5	A	1a	1,815	1,77
7	5	B	1a	0,925	0,75
7	5	C	1a	1,887	1,75
7	6	A	1a	2,72	2
7	6	B	1a	1,769	1,25
7	6	C	1a	4,641	4,53
7	1	A	2a	3,764	3,26
7	1	B	2a	1,82	1,75
7	1	C	2a	4,401	3,01
7	2	A	2a	2,874	2,46
7	2	B	2a	1,111	0,79
7	2	C	2a	2,869	3
7	3	A	2a	2,303	2,5
7	3	B	2a	2,384	2,8
7	3	C	2a	5,522	5,77
7	4	A	2a	3,323	3,76
7	4	B	2a	2,806	3
7	4	C	2a	3,158	3,5
7	5	A	2a	1,847	1,75
7	5	B	2a	0,882	0,75
7	5	C	2a	1,887	2,26
7	6	A	2a	2,763	2,5
7	6	B	2a	1,76	1
7	6	C	2a	4,572	4,78
7	1	A	3a	3,745	3,5
7	1	B	3a	1,852	1,5
7	1	C	3a	4,51	2,76
7	2	A	3a	2,825	2,14
7	2	B	3a	1,134	1,06
7	2	C	3a	2,921	3,01
7	3	A	3a	2,298	2,5
7	3	B	3a	2,373	3,13
7	3	C	3a	5,644	5,76

Continua

Crânio	Implante	Medida	Repetição	Real*	Continuação Tomografia*
7	4	A	3a	3,265	3,75
7	4	B	3a	2,738	3,01
7	4	C	3a	3,261	3,76
7	5	A	3a	1,858	1,77
7	5	B	3a	0,915	0,75
7	5	C	3a	1,873	2,02
7	6	A	3a	2,697	2
7	6	B	3a	1,793	1,25
7	6	C	3a	4,586	4,56

* medidas em milímetros (mm)

Tabela de resultado total – Crânio 8

Crânio	Implante	Medida	Repetição	Real*	Tomografia*
8	1	A	1a	1,11	1
8	1	B	1a	0,963	0,79
8	1	C	1a	5,944	6,01
8	2	A	1a	1,196	1,25
8	2	B	1a	0	0,5
8	2	C	1a	9,496	6,75
8	3	A	1a	3,087	3,16
8	3	B	1a	0,746	0,75
8	3	C	1a	3,675	3,5
8	4	A	1a	0,789	1,58
8	4	B	1a	1,113	0,75
8	4	C	1a	6,202	6,01
8	5	A	1a	2,745	2,75
8	5	B	1a	0,227	0,75
8	5	C	1a	6,794	6,5
8	1	A	2a	1,059	1,25
8	1	B	2a	0,991	0,75
8	1	C	2a	5,954	6,25
8	2	A	2a	1,201	1,27
8	2	B	2a	0	0,5
8	2	C	2a	9,512	7,5
8	3	A	2a	3,127	3,26
8	3	B	2a	0,765	0,75
8	3	C	2a	3,719	4
8	4	A	2a	0,846	1,82
8	4	B	2a	1,085	1
8	4	C	2a	6,182	6,5
8	5	A	2a	2,637	2,76
8	5	B	2a	0,272	0,56
8	5	C	2a	6,785	7,36
8	1	A	3a	1,074	1
8	1	B	3a	0,974	0,75
8	1	C	3a	5,971	6,27
8	2	A	3a	1,211	1,75
8	2	B	3a	0	0,5
8	2	C	3a	9,595	7,5
8	3	A	3a	3,139	2,93
8	3	B	3a	0,726	1
8	3	C	3a	3,678	3,01
8	4	A	3a	0,811	1,35
8	4	B	3a	1,095	1
8	4	C	3a	6,194	5,75
8	5	A	3a	2,814	2,51
8	5	B	3a	0,23	0,5
8	5	C	3a	6,809	7,54

* medidas em milímetros (mm)

APÊNDICE B - Imagens tomográficas – primeira medição

Imagens tomográficas do Crânio 1 – Primeira medição

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Implante 4

Imagens tomográficas do Crânio 2 – Primeira medição

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Imagens tomográficas do Crânio 3 – Primeira medição

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Imagens tomográficas do Crânio 4 – Primeira medição

Implante 1

Implante 2

Imagens tomográficas do Crânio 5 – Primeira medição

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Imagens tomográficas do Crânio 6 – Primeira medição

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Implante 4

Implante 5

Imagens tomográficas do Crânio 7 – Primeira medição

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Implante 4

Implante 5

Implante 6

Imagens tomográficas do Crânio 8 – Primeira medição

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Implante 4

Implante 5

APÊNDICE C – Imagens obtidas do microscópio

Imagens obtidas do microscópio – Crânio 1

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Implante 4

Imagens obtidas do microscópio – Crânio 2

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Imagens obtidas do microscópio – Crânio 3

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Imagens obtidas do microscópio – Crânio 4

Implante 1

Implante 2

Imagens obtidas do microscópio – Crânio 5

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Imagens obtidas do microscópio – Crânio 6

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Implante 4

Implante 5

Imagens obtidas do microscópio – Crânio 7

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Implante 4

Implante 5

Implante 6

Imagens obtidas do microscópio – Crânio 8

Implante 1

Implante 2

Implante 3

Implante 4

Implante 5

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**PARECER DE APROVAÇÃO**
Protocolo 154/07

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa APROVOU o protocolo de pesquisa **"AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO (CONE BEAM) COMO MÉTODO DE PROSERVAÇÃO DO VOLUME ÓSSEO VESTIBULAR EM IMPLANTES DENTÁRIOS"**, de responsabilidade da Pesquisadora **LUCY NAOMI SHIRATORI**, sob orientação do Professor Doutor **PEDRO TORTAMANO NETO**.

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, 09 de novembro de 2007

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP

ANEXO B – Declaração do Comitê de Ética em Pesquisa referente a alteração de título da pesquisa

**Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa**

DECLARAÇÃO
Protocolo 154/07

Declaramos que o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo recebeu e aceitou o adendo referente a alteração do título do projeto de: "Avaliação da precisão da tomografia computadorizada por feixe cônico (cone beam) como método de preservação do volume ósseo vestibular em implantes dentários", para: "Avaliação da precisão da tomografia computadorizada por feixe cônico (conebeam) como método de medição do volume ósseo vestibular em implantes dentários" de responsabilidade da Pesquisadora Lucy Naomi Shiratori, sob orientação do Professor Doutor Pedro Tortamano Neto.

São Paulo, 18 de agosto de 2009.

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador CEP/FOUSP

ANEXO C – Declaração do Laboratório de Prótese Júlio

DECLARAÇÃO

Venho, por meio desta, declarar que os procedimentos laboratoriais descritos em Materiais e Métodos da pesquisa **Avaliação da precisão da tomografia computadorizada por feixe cônico (cone beam) como método de medição do volume ósseo vestibular em implantes dentários**, de responsabilidade da pesquisadora Lucy Naomi Shiratori, sob orientação do Professor Doutor Pedro Tortamano Neto, foram realizadas neste laboratório seguindo criteriosamente todos os passos descritos.

São Paulo, 14 de outubro de 2009.

Julio Yamanouchi

ANEXO D – Autorização do Instituto de Radiologia Indor

INSTITUTO DE DOCUMENTAÇÃO ORTODÔNTICA E RADIODIAGNÓSTICO S/C LTDA

Rua Cardoso de Almeida, 2121 (esquina com a Rua Almirante Pereira Guimarães)
CEP 01251-001 — Pacaembu — São Paulo — SP — CGC 61.405.197/0001-33 — CCM 9718.870-0

Fones: 3862-3222 3862-8606 3864-7508 — Homepage : <http://www.indor.com.br> — E-mail: indor@indor.com.br

Diretores Clínicos: Prof. Israel Chilvarquer - CROSP 18744

Profa. Lilian Waitman Chilvarquer - CROSP 27371

Prof. Jorge Elie Hayek - CROSP 44.017

Autorização

Venho por meio desta, autorizar a aluna de pós-graduação Lucy Naomi Shiratori, tendo como seu orientador Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto, a utilizar o Instituto Documentação ortodôntica e Radiodiagnóstico INDOR para realização das tomografias computadorizadas por feixe cônico (CONE BEAM) necessárias para sua pesquisa referente à dissertação de Mestrado do Programa de Ciências Odontológicas com área de concentração em Prótese Dentária.

Os exames serão realizados por um radiologista especializado e treinado.

O custo dos exames será de responsabilidade da pesquisadora.

São Paulo, 03 de setembro de 2007.

Prof. Dr. Israel Chilvarquer

CROSP-18744

ANEXO E – Declaração da empresa Goto & Goto

DECLARAÇÃO

Venho, por meio desta, declarar que os procedimentos referentes ao desgaste em torno mecânico dos modelos em gesso, descritos em Materiais e Métodos da pesquisa **Avaliação da precisão da tomografia computadorizada por feixe cônico (cone beam) como método de medição do volume ósseo vestibular em implantes dentários**, de responsabilidade da pesquisadora Lucy Naomi Shiratori, sob orientação do Professor Doutor Pedro Tortamano Neto, foram realizadas pela Goto & Goto seguindo criteriosamente todos os passos descritos.

São Paulo, 14 de outubro de 2009.

A handwritten signature in dark ink, appearing to read 'Hideaki Goto', is written over a horizontal line.

Hideaki Goto