

MONIKELLY DO CARMO NASCIMENTO MARCHINI

INFLUÊNCIA DO GRAU DE ROTAÇÃO DO APARELHO E DO CRÂNIO NA ESPESSURA DA CORTICAL ÓSSEA EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA DE FEIXE CÔNICO

Piracicaba 2014



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MONIKELLY DO CARMO NASCIMENTO MARCHINI

INFLUÊNCIA DO GRAU DE ROTAÇÃO DO APARELHO E DO CRÂNIO NA ESPESSURA DA CORTICAL ÓSSEA EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA DE FEIXE CÔNICO

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Doutora em Radiologia Odontológica, na Área de Radiologia Odontológica.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Solange Maria de Almeida Bóscolo

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida pela aluna Monikelly do Carmo Nascimento Marchini e orientada pela Prof^a. Dr^a. Solange Maria de Almeida Bóscolo

Assinatura da orientadora

PIRACICABA 2014

Ficha catalográfica Universidade Estadual de Campinas Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba Marilene Girello - CRB 8/6159

Marchini, Monikelly do Carmo Nascimento, 1986-M332d Influência do grau de rotação do aparelho e do crânio na espessura da cortical óssea em imagens de tomografia de feixe cônico / Monikelly do Carmo Nascimento Marchini. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2014.

> Orientador: Solange Maria de Almeida Bóscolo. Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Ortodontia. 3. Periodontia. I. Bóscolo, Solange Maria de Almeida. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Evaluation of the influence of the unit and skull rotation on cortical bone thickness in cone beam computed tomography images Palavras-chave em inglês: Cone beam computed tomography Orthodontics Periodontics Área de concentração: Radiologia Odontológica Titulação: Doutora em Radiologia Odontológica Banca examinadora: Solange Maria de Almeida Bóscolo [Orientador] Adriana Dibo da Cruz Deborah Queiroz de Freitas França Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes Rivea Inês Ferreira Data de defesa: 31-03-2014 Programa de Pós-Graduação: Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 31 de Março de 2014, considerou a candidata MONIKELLY DO CARMO NASCIMENTO MARCHINI aprovada.

Soffermi/a____. Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA BOSCOLO

-20

Prota. Dra. ADRIANA DIBO DA CRUZ

Debach Query: de Freites Profa. Dra. DEBORAH QUEIROZ DE FREITAS FRANÇA

<u>hing fur for</u>. Prof. Dr. SERGIO LUCIO PEREIRA DE CASTRO LOPES

- Rivea Inês Ferreira Profa. Dra. RIVEA INÊS FERREIRA

RESUMO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) tem sido uma ferramenta de auxílio no diagnóstico, com várias aplicações clínicas. Devido ao aumento das diversas possibilidades de aguisição da imagem, há uma grande necessidade de um constante ajuste da imagem para cada proposta de diagnóstico. A avaliação da cortical óssea é importante para os casos de planejamento de implante imediato e para os casos em que há a necessidade de movimentação ortodôntica extensa. Entretanto, alguns fatores de gualidade de imagem devem ser considerados para uma acurada visualização da cortical óssea. Assim, com o presente estudo avaliou a influência do grau de rotação do aparelho. 360º e 180º. bem como a influência de diferentes posições do crânio na avaliação da espessura da cortical óssea em imagens de TCFC. Para tanto, foram utilizados 11 crânios de humanos nos quais foram selecionados 59 dentes da maxila e mandíbula para avaliação de suas corticais ósseas. As imagens foram adquiridas no aparelho de TCFC Accuitomo 170, com voxel de 0,16mm, em guatro diferentes aspectos com relação à rotação do aparelho e posição do crânio respectivamente (protocolo 1: 360⁰/0⁰; protocolo 2: 180⁰/0⁰; protocolo 3: 180⁰/90⁰; protocolo 4: 180⁰/180⁰). Para a avaliação das imagens, a cortical óssea foi classificada em três grupos de acordo com a condição ou espessura (cortical ausente, cortical fina e cortical espessa). No total 472 imagens bidimensionais (2D), referentes a cortes sagitais, foram avaliadas por três radiologistas previamente calibrados. Para concordância intra e interobservador foi utilizado o teste kappa e para avaliação das espessuras das corticais ósseas em relação ao real e entre os diferentes tipos de imagem foi utilizado o teste de Wilcoxon Signed Ranks. O teste de Kappa ponderado foi utilizado para comparar as diferentes condições da espessura óssea nos guatro protocolos de imagem. O nível de significância estabelecido foi de 95% (α =0,05). Os resultados obtidos mostraram que a concordância intraobservador variou de guase perfeita (k=0,87) a moderada (k=0,50) e a concordância interobservador variou de substancial (k=0,79) a moderada (k=0,56). De acordo com os resultados obtidos, observou-se que apenas para o protocolo 1 na região da cortical lingual, não houve diferença estatística entre as imagens e o padrão-ouro. Quando avaliando a cortical lingual, os maiores valores de concordância foram observados no protocolo 3, quando esta era ausente (k=0,80) e fina (k=0,47), já para cortical lingual espessa, o mais concordante foi o protocolo 2 (k=0,60). Avaliando-se somente a cortical vestibular, guando esta era ausente, o protocolo 3 exibiu o maior valor de concordância (k=0,61), enquanto que o protocolo 4 foi o mais concordante para cortical vestibular fina (k=0,38) e o protocolo 2 para a cortical vestibular espessa (k=0,40). Concluiu-se que o diagnóstico da espessura da cortical óssea não apresenta concordância perfeita com as imagens de TCFC, exceto para a região da cortical lingual no protocolo 1. Houve uma maior dificuldade de diagnóstico para a cortical vestibular em relação a lingual. Além disso, guando a espessura é mais fina, mais difícil é o diagnóstico.

Palavras Chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico, Ortodontia, Periodontia, Qualidade de imagem.

ABSTRACT

The cone beam computed tomography (CBCT) has been a complement tool in diagnosis of many clinical applications. Due to the increase of the various possibilities of imaging, there is a great need for an image adjustment for each proposal to be diagnosed. The evaluation of cortical bone is important for implants pos-extraction placement and in cases requiring extensive orthodontic movement. However, some factors of image quality should be considered for accurate visualization of cortical bone. Thus, this study aimed to evaluate the influence of the arc rotation $(360^{\circ} \text{ and } 180^{\circ})$, and the influence of different positions of the skull to assess the thickness of buccal and lingual cortical bone in CBCT images. For this, 59 teeth of 11 human skulls in both arcs were selected. Images were made on Accuitomo 170 CBCT. The voxel size used was 0.16 mm. Four different aspects of image regarding the rotation of the device and position of the skull were made respectively (protocol 1: $360^{\circ}/0^{\circ}$; protocol 2: $180^{\circ}/0^{\circ}$; protocol 3: $180^{\circ}/90^{\circ}$; protocol 4: $180^{\circ}/180^{\circ}$). For evaluation of the images, the cortical bone was classified into three groups according to the condition or the thickness (absent cortical, thin cortical, and thick cortical). A total of 472 two-dimensional images (2D) in sagittal sections were evaluated by three radiologists previously calibrated. For intra- and interobserver agreement kappa test was used. Wilcoxon Signed Ranks test was used to assess the cortical bone thickness compared to the gold standard and among different protocols. Ponderate Kappa test was used to compare conditions of cortical bone among protocols. The significance level was set at 95% (α =0.05). The results showed that the intraobserver agreement ranged from almost perfect (k=0.87) to moderate (k=0.50) and interobserver agreement ranged from substantial (k=0.79) to moderate (k=0.56). According to the results obtained, the protocol 1 showed that no statistical difference between the images and the gold standard was found only in lingual cortical bone region. When evaluating lingual cortical, higher reliability values was found with protocol 3 for absent (k=0.80) and thin (k=0.47), while for thick cortical in lingual side, the more consistent was the protocol 2 (k=0.60). Evaluating only buccal cortical side, the protocol 3 obtained the best agreement value for absent, (k=0.61), while the protocol 4 was better for thin cortical in buccal side (k=0.38), and protocol 2 for thick cortical in buccal side (k=0.40). It was concluded that the diagnosis of cortical bone thickness do not show agreement with CBCT images, except for lingual cortical bone in the protocol 1. There was more difficult diagnosis in buccal cortical compared to lingual cortical side. In addition, when the thickness is thinner more difficult the diagnosis is.

Keywords: Cone beam computed tomography, Orthodontics, Periodontics, Image quality

SUMÁRIO

DEDICATÓRIAxiii
AGRADECIMENTOSxv
INTRODUÇÃO1
CAPÍTULO 1: Influence of partial rotation of X ray tube and skull rotation on evaluation of cortical bone thickness in cone beam CT images
CONCLUSÃO 25
REFERÊNCIAS26
APÊNDICE 1: Versão traduzida em português do capítulo 1: Influence of partial rotation of X ray tube and skull rotation on evaluation of cortical bone thickness in cone beam CT images
APÊNDICE 2: Metologia detalhada51
ANEXO 1: Declaração de não infração dos dispositivos da Lei nº9.610/9858
ANEXO 2: Declaração do docente responsável pela presente pesquisa na Bélgica.
ANEXO 3: Validação do termo de aprovação do Protocolo de Pesquisa pelo Comitê de ética da Universidade Católica de Leuven no CEP da FOP-UNICAMP

Dedico este trabalho

Aos meus pais Etiene e João Batista, à minha avó Severina, aos meus irmãos Tiago e João Victor e ao meu marido Bruno.

Agradecimentos aos Professores e integrantes da Radiologia

Agradeço aos professores que compõem o departamento de Radiologia, Profa. Solange, Prof. Frab e Prof. Francisco, cada um com sua característica própria e de forma totalmente diferente me ensinaram a crescer profissionalmente. E graças ao doutorado sanduiche pude perceber o quanto que aprendi aqui com vocês e com todos os profissionais do departamento.

À minha orientadora Solange Maria de Almeida, uma pessoa abençoada e que sempre esteve disposta a me ajudar e me aconselhar em todos os momentos que precisei. Não poderia ter sido melhor ter tido a senhora como orientadora e amiga! Obrigada por tudo professora!

Ao professor Dr. Frab Norberto Bóscolo por ter tanto carinho e gratidão comigo, por ser sempre essa pessoa tão iluminada, por sempre ter solução e explicação pra tudo e ser esse paizão na minha vida.

Ao professor Dr. Francisco Haiter Neto por ser sempre solícito, sincero e disposto para conversar sobre diversos assuntos.

À professora Dra. Deborah Queiroz de Freitas por sempre ajudar nos momentos que precisamos.

À Professora Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano por sempre ter arrumado um tempinho na sua agenda para resolver as coisas urgentes e não urgentes.

À professora Reinhilde Jacobs, professora do doutorado sanduíche, que possibilitou a realização desse trabalho e foi super disposta e solícita para tudo.

A Luciane, Fê e Wal por serem sempre nossos amigos e por ter nos ajudado quando precisamos. Vou sentir saudades.

Agradecimentos

Agradeço a Deus primeiramente por todas as bênçãos concedidas e por sempre está presente na minha vida protegendo e abençoando. Sem a sua presença no meu coração e sem a fé que alimento diariamente, não teria sido possível tudo que alcancei.

Aos meus pais por sempre me dar tanto carinho, amor, conselhos e se sacrificarem sempre para me dar o melhor que podem. Sem vocês eu não teria a base necessária para caminhar e ultrapassar as dificuldades encontradas no caminho da vida.

À minha avó que é minha segunda mãe e amo tanto. Obrigada por tudo!

Aos meus familiares pela presença, amor e carinho.

Ao meu grande amor, meu marido que foi um presente de Deus na minha vida, e que sempre esteve ao meu lado me apoiando aconselhando e me entendendo quando precisei. Você quem me acompanhou tão de perto esse doutorado desde o começo ao fim, só tenho a agradecer por todo amor e compreensão desses três anos.

Aos meus sogros por serem pessoas tão maravilhosas e por sempre fazerem tudo que podem por mim. Obrigada por tanto carinho.

À minha turma de Piracicaba (Débora, Carla, Bia, Bela, Fred, Manu, Lua, Amanda, Laura, Carolzinha, Matheus e Dani) que ficou na história da Radiologia por ser uma turma tão unida. Sei que fiz amigos-irmãos que posso contar pra todos os momentos. Gostaria da presença de todos, porém sei que mesmo distante estão em pensamento sempre presentes. Aos amigos da Radiologia que foram chegando depois, mas que foram pessoas maravilhosas, cada um com sua característica especial.

Às amigas e colegas de trabalho Flávia, Malu e Cintia por terem me apoiado, me aconselhado e me estimulado para o melhor. Em especial a Flávia pela amizade e pela ajuda em todos os momentos que precisei.

Aos avaliadores do meu trabalho, que ajudaram e se propuseram a avaliar tantas imagens sem reclamar.

INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) representa uma mudança importante na Radiologia Odontológica, uma vez que as radiografias convencionais utilizadas individualmente ou mesmo em combinação com outras radiografias em diferentes incidências, apresentam limitação de projeções bidimensionais em relação à magnificação, à distorção, à sobreposição de imagens e também à falsa interpretação das estruturas.

A TCFC adquire imagens tridimensionais possibilitando a visualização da estrutura a ser avaliada sem sobreposição, não só de reparos anatômicos próximos, mas também de componentes teciduais da própria estrutura avaliada. Assim, é possível analisar-se um dente e seus tecidos de suporte ao longo de cada milímetro de sua estrutura. É um sistema moderno de grande relevância, que apresenta imagens com alta acurácia, alta resolução e reduzido tempo de aquisição e que vem sendo utilizado com frequência em diversas especialidades odontológicas.

Quando comparada à Tomografia computadoriza multislice (TC), a TCFC fornece adequada qualidade de imagem do complexo maxilofacial com considerável diminuição da dose de radiação para o paciente, mas, ainda assim dose considerável à radiografia convencional. Usualmente, a imagem da TCFC é adquirida através de um giro de 360⁰ do tubo de raios X e detector em torno da cabeça do paciente. Durante a rotação, múltiplas projeções de imagens bidimensionais (150 a 1024 projeções) são adquiridas. O número de projeções de imagens é determinado pelo grau de rotação do aparelho (tubo de raios X e detector) e pela sua velocidade de rotação. Uma única rotação completa é suficiente para adquirir os dados necessários para a reconstrução da imagem. Depois de obtidas, essas imagens são calculadas com o uso de algoritmos de reconstrução para formar uma imagem volumétrica (Scarfe e Farman, 2008).

De acordo com o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), o número de projeções de imagem deveria ser minimizado para produzir uma imagem com qualidade suficiente para o diagnóstico. Observa-se, atualmente, um crescente aumento na quantidade de exames de TCFC solicitados por esta fornecer uma grande quantidade de informação e uma alta qualidade de imagem. Devido a este aumento de solicitação da TCFC, acarretou em um aumento na dose de radiação para o paciente em relação aos métodos convencionais. Porém, esse aumento na dose pode ser justificado pelo ganho de informação, devendo-se lembrar de que sempre devem ser utilizados todos os recursos disponíveis para não se expor desnecessariamente o paciente.

Atualmente, há no mercado diversos tipos de aparelhos de TCFC. Cada um fabricado com características individuais em relação a diversos parâmetros para a aquisição de imagem: quilovoltagem (kVp); quantidade de Raios X (mAs); quantidade de filtração; tipo de exposição (pulsada versus contínua); geometria do feixe; tipo de rotação do arco (total ou parcial); número de projeções; tipo de detector; tamanho do campo de visão (*Field of View* - FOV); algoritmo de reconstrução; tamanho do voxel de reconstrução; e pré e pós processamento de *raw* e dados reconstruídos. A grande diversidade desses parâmetros está relacionada a uma constante busca de uma melhor qualidade de imagem para diagnóstico e uma menor dose de exposição aos raios X dos pacientes, enfatizando a importância da otimização da imagem da TCFC.

Assim, fazem-se necessários estudos que avaliem imagens obtidas com doses que levem a uma menor exposição para o paciente, mas com qualidade suficientemente necessária para cada situação a ser diagnosticada, pois a depender da estrutura ou do objetivo do exame, a qualidade da imagem poderá ou não influenciar no diagnóstico.

Para a aquisição de imagens são estabelecidos diferentes protocolos de acordo com a indicação do exame, sendo estes passíveis de serem alterados. Entre as várias possibilidades de alteração dos protocolos, existem alguns parâmetros que podem ser utilizados para diminuir a dose de radiação para o

paciente, como a diminuição do tamanho do FOV, o rápido escaneamento, a seleção de menor mA, a utilização de trajetória rotacional parcial do arco do aparelho e a seleção do tamanho do voxel quando possível.

Alguns aparelhos de TCFC realizam a rotação do arco em torno de 360⁰. Na rotação parcial, esse giro geralmente é realizado em 180⁰. Essa redução da trajetória de escaneamento é teoricamente capaz de reconstruir os dados volumétricos em um tempo menor. Entretanto, imagens produzidas por esse método podem apresentar mais ruídos e apresentarem mais artefatos de interpolação na reconstrução da imagem (Scarfe e Farman, 2008), visto que em alguns locais, o feixe de raios X irá interceptar o objeto apenas uma vez.

As imagens de TCFC são utilizadas nas mais diversas especialidades odontológicas, como Anatomia, Implantodontia, Patologia, Traumatologia, Endodontia, Ortodontia e Periodontia. Em algumas indicações como, por exemplo, planejamento de implante, avaliação de dentes impactados e avaliação da articulação têmporomandibular não são exigidas imagens com alta resolução. Já, para alguns tipos de diagnóstico, há a necessidade de uma imagem com o maior detalhe possível de informação, como são os casos de fratura radicular, de reabsorção radicular e da avaliação de estruturas consideradas sutis como, por exemplo, a cortical óssea.

A cortical óssea alveolar é uma estrutura anatômica que tem sua maior importância de avaliação em especialidades como a Periodontia, a Ortodontia, a Cirurgia e Implantodontia. Frequentemente, sua avaliação é necessária, para prevenir reabsorção óssea em casos de colocação do implante imediato, planejamento para área doadora e receptora de enxerto ósseo, movimentação ortodôntica extensa e colocação de mini-implantes. A espessura da cortical óssea vestibular influencia diretamente na estética da coroa do implante em dentes anteriores. Para ter sucesso em termos de estética, deve ser feita uma avaliação detalhada da espessura dessa estrutura. A presença de defeitos na borda das corticais ósseas vestibular e lingual pode causar múltiplos problemas estéticos e funcionais no resultado da terapia de implante (Arora et al., 2008).

Um dos fatores limitantes para pacientes que necessitam de tratamento ortodôntico é uma cortical óssea ausente ou com espessura insuficiente (Handelman, 1996). Quando essa espessura é negligenciada em casos de movimentação ortodôntica extensa, iatrogenias, tais como deiscência e fenestração podem ocorrer. Defeitos ósseos devem ser identificados, pois se não tratados podem aumentar a perda do osso alveolar (Papapanou e Wennstrom, 1991). Estes correspondem a um achado comum em vários dentes dos arcos dentários (Evangelista et al., 2010). Os defeitos ósseos também podem surgir em pacientes após o tratamento de expansão rápida da maxila (Baysalet al., 2013). Porém, podem ser mais frequentes em dentes que apresentam menor espessura da cortical óssea. Além disso, é necessário saber a exata espessura da cortical óssea de pacientes que irão fazer tratamento com mini-implantes visto que para adquirir uma boa estabilidade inicial do mini-implante é recomendado que a cortical óssea seja ≥1,0mm (Motoyoshi et al., 2009).

A espessura das corticais ósseas apresenta um valor bastante variável em relação ao tipo facial, oclusão de cada indivíduo e grupos dentários (Swasty et al., 2011; Ozdemir et al., 2013). As corticais ósseas dos dentes anteriores são as que apresentam espessura óssea mais fina, e em sua grande maioria não ultrapassam de 2,0mm (La Rocca et al., 2012).

Um dos métodos utilizados e indicados para avaliar a espessura da cortical óssea e sua correta topografia, sem intervenção clínica é a imagem de TCFC (Qahashet al., 2008; Arora et al., 2013, Rossi et al., 2013). Devido a radiografia convencional ser uma imagem bidimensional (2D) que apresenta sobreposição de estruturas, esta apresenta limitações para visualização de fenestração, deiscência ou avaliação da espessura da cortical óssea vestibular e lingual (Lang & Hill, 1977; Rees et al., 1971). Os defeitos ósseos interproximais podem ser visualizados e mensurados nas radiografias periapicais e nas imagens de TCFC. Contudo, os defeitos ósseos vestibulares e linguais não podem ser visualizados na radiografia periapical (Misch et al., 2006).

Nas imagens de TCFC há acurácia para obtenção de medidas de overjet; overbite; medidas da distância interdental; da altura e largura óssea alveolar; da espessura óssea alveolar; e mensurações ósseas lineares cefalométricas (Baumgaertel et al. 2009, Hassan et al. 2009, El-Beialy et al. 2011, Swasty et al. 2011, Timock et al. 2011). Entretanto, na TCFC pode existir certa inacurácia na avaliação de espessura de corticais ósseas muito finas ou na detecção de defeitos ósseos (Baumgaertel et al. 2011, Leung et al. 2010). E, ao serem realizadas mensurações da cortical óssea nas imagens tridimensionais (3D) da TCFC, foi observada uma redução da visibilidade das superfícies ósseas, dentárias ou espaços interproximais (Hassan et al., 2010).

Atualmente, os protocolos utilizados para a aquisição das imagens podem ser alterados. Assim, estudos devem ser realizados para avaliarem-se imagens obtidas com diferentes parâmetros, como por exemplo, parâmetros que permitam diminuir a dose de radiação para o paciente, mas apresentando a qualidade necessária para o correto diagnóstico.

Recentemente, foi desenvolvido um guia europeu para os profissionais da área de Radiologia Odontológica, chamado SEDENTEXCT, disponível em http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/172.pdf, com relação ao uso da TCFC sobre alguns aspectos que devem ser levados em

consideração como a justificação, a otimização e a limitação. Ou seja, deve-se ter uma indicação justificada para tal uso, deve-se utilizar menor dose para o paciente com qualidade de imagem suficiente para o diagnóstico avaliado e limitar ao máximo possível a área a ser irradiada (Horner et al. 2009).

Alguns estudos mostraram que é possível obter imagens com rotação parcial do aparelho sem interferir em certas condições como planejamento de implante e diagnósticos de reabsorção radicular externa e lesões periapicais (Durack et al. 2011, Lennon et al 2011). Até o momento, a espessura da cortical óssea não foi avaliada em aquisições com rotação de 180⁰, onde a dose de radiação é menor.

Outro fator possível de ser analisado é o coeficiente de atenuação inerente aos exames imaginológicos. Os raios X ao interagirem com a matéria têm sua intensidade diminuída. Essa atenuação será maior quanto mais estruturas os raios X tiverem que atravessar até chegar ao detector. Nas imagens de TCFC, essas diferentes atenuações são representadas pelos valores de cinza atribuídos para cada pixel na imagem (Azeredo et al. 2013).

Diante disso, torna-se importante observar se a visualização da espessura da cortical óssea pode ser influenciada pela variação do grau de rotação do aparelho (movimento da fonte de radiação e do detector em torno da cabeça do paciente) e pela posição do paciente no aparelho.

Esta pesquisa foi desenvolvida no formato alternativo, conforme deliberação da Comissão Central de Pós-graduação (CCPG) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), que permite a inclusão de artigos já publicados ou submetidos para publicação em revistas científicas como capítulos de tese.

CAPÍTULO 1

Este artigo foi submetido a apreciação, visando publicação pelo periódico Dentomaxillo Facial Radiology considerado Qualis A1 pela CAPES.

A formatação do artigo baseou-se nas "Instruções aos Autores" preconizadas pela editora do períodico.

Influence of partial rotation of X ray tube and skull rotation on evaluation of cortical bone thickness in cone beam CT images

Keywords: 1. Cone-beam computed tomography 2. Orthodontics 3. Periodontics

4. Diagnostic Imaging

Corresponding author: Monikelly do Carmo Chagas do Nascimento

Monikelly do Carmo Chagas Nascimento DDS, MSc, PhD student ^a

Emanuela Carla dos Santos DDS^b

Francisco Haiter- Neto DDS, MSc, PhD ^a

Ivo Lambrichts DDS, MSc, PhD ^c

Ruben Pauwels DDS, MSc, PhD^d

Reinhilde Jacobs DDS, MSc, PhD ^d

Solange Maria de Almeida DDS, MSc, PhD^a

^a Department of Oral Diagnosis, Piracicaba Dental School, State University of Campinas, Piracicaba, SP, Brazil.

^b Pontifical Catholic University of Paraná

^c Biomedical Research Institute, Laboratory of Morphology, Hasselt, Belgium

^d Oral Imaging Center, School of Dentistry, Oral Pathology and Maxillofacial Surgery, Faculty of Medicine, Catholic University of Leuven, Belgium E-mail address: monikellyccn@gmail.com

Address: Av. Limeira, 901, Areião Piracicaba, SP – Brazil, 13414-903

ABSTRACT

Objectives: The aim of this study was to assess the influence of arc rotation and the influence of different positions of the skull on evaluating of cortical bone in CBCT images. Methods: Fifty-nine anterior teeth were selected for evaluation of the cortical bone. Images were made on Accuitomo 170 CBCT. Four protocols regarding to arc rotation and position of skull were made (protocol 1: $360^{\circ}/0^{\circ}$; protocol 2: $180^{\circ}/0^{\circ}$; protocol 3: $180^{\circ}/90^{\circ}$; protocol 4: $180^{\circ}/180^{\circ}$) in *standard* mode. Three previously calibrated observers evaluated the cortical bone as: absent, thin and thick cortical bone in sagittal sections. **Results:** The results showed that only protocol 1 for lingual cortical bone showed no statistical difference between the images and the gold standard. For lingual cortical bone, higher reliability values were observed in protocol 3 for absent (k=0.80) and thin (k=0.47), while for thick cortical, the more consistent was the protocol 2 (k=0.60). In buccal cortical bone, the protocol 1 obtained the best agreement value for absent (k=0.61), while the protocol 4 was better for thin (k=0.38), and protocol 2 for thick (k=0.40). Conclusions: It was concluded that the diagnosis of cortical bone showed inaccuracy in CBCT images, except for lingual cortical bone in total rotation. There was more difficult diagnosis in buccal compared to lingual cortical bone side. In addition, when the cortical bone thickness was thinner more difficult the diagnosis was.

INTRODUCTION

Cone-beam computed tomography (CBCT) has become a popular image modality in the evaluation of various applications in dentistry.^{1,2} The accuracy of CBCT compared to conventional images has justified its use.³ In orthodontics, CBCT images are important to evaluate cortical bone thickness before and after orthodontic treatments. Some of its benefits are mentioned such as placing orthodontic mini-implant, evaluation of thickness cortical bone in relation to different facial types, evaluation of detrimental effects on the supporting alveolar bone after orthodontic treatment and rapid maxillary expansion.^{1,4-6} Moreover, in periodontics, the buccal and lingual cortical bone regions are often evaluated to avoid the risk of resorption of cortical bone margin in cases of immediate implant placement. Especially maxillary anterior teeth, where the cortical bone is thin, and aesthetic is the main factor of demanding success immediate implant placement.⁷⁻⁹

Recently, studies have demonstrated limitations of CBCT regarding measurements.¹⁰⁻¹² Thickness and height of the cortical bone have been evaluated in order to find the most appropriate method for interpretation, and for understanding the limitations of CBCT for these structures.^{4,13,14} Since these measurements are often used to evaluate periodontal health or sequelae from orthodontic treatment. An error on measurements would lead to a misdiagnosis of bone loss.^{12,15,16}

A proper evaluation of cortical bone seems to be related to several factors of image quality.¹⁷ Several CBCT units are available on the market. Each

one manufactured with their individual characteristics in relation to acquisition parameters and image visualization. Most CBCT units offer various exposure settings with different tube voltages, tube currents, exposure times, voxel size or amount of primary images.¹⁸ The possibility of using partial rotation arc, which provides 50% lower dose of radiation, for evaluation of cortical bone is unknown in the literature.¹⁹ Furthermore, geometry factors such as the alteration of patient position have also not been currently reported.

The aim of this study was to evaluate different protocols in relation to the arc rotation and the position of the skull in CBCT images for evaluating buccal and lingual cortical bone margin.

MATERIAL AND METHODS

After approval of the study under protocol S55619 number, preserved dentate dry human skulls were selected. A sample of 11 skulls with 59 intact anterior teeth were including in the following conditions: (1) Adult skulls, (2) Intact skulls with maxilla and mandible, (3) No material that could cause artifacts, (4) no visible pathology. Teeth with different thicknesses of alveolar bone and natural bony dehiscences were selected. Dehiscence was defined as a V-shaped defect along the alveolar bone margin.¹⁴ The thicknesses were visually classified in absent, fine, and thick. The thickness values ranged from 0.15 to 1.5mm.

Before scanning of the skulls, plastic beads were glued on lingual and buccal alveolar bone margin in order to standardize the region to be evaluated.

Three cervical spines were placed on skull.²⁰ This set was placed in a round basket, and a frontal support was used for immobilization of the skull during scanning.

Image acquisition

The skulls were scanned by using 3D Accuitomo 170 CBCT unit (J Morita, MGP Corp., Kyoto, Japan). The scanning parameters used were 90 kVp, 5 mA, 8x8 cm of Field of View (FOV), and the selected *standard* imaging mode produced a voxel size of 0.16mm. Previous exposures were made to ensure that anterior teeth of both maxilla and mandible could be visualized on images.

Four different protocols of scanning were made (fig.1). A circular paper format divided in 4 quadrants with each row corresponding to a quadrant angle (0°, 90° and 180°) was placed on the surface of the scanning table in order to guiding and standardizing of the skull rotation. A copper filter of 1.7mm thickness was fixed on the output of X ray beam source for attenuation of energy radiation.



Figure 1. Different protocols considering the combination: Arc rotation/Skull position: Protocol 1: Arc rotation 360°/ Skull position 0°; Protocol 2: Arc rotation 180°/Skull position 0°, Protocol 3: Arc rotation 180°/Skull position 90°; Protocol 4: Arc rotation 180°/Skull position 180°. The F letter represents frontal region of the skull.



Figure 2. Four different protocols according to the scanning. Arc rotation of 360° with skull rotation of 0° (1), arc rotation of 180° with skull rotation of 0° (2), arc rotation of 180° with skull rotation of 90° (3), arc rotation of 180° with skull rotation 180° (4).

Selection and Evaluation of images

The DICOM files were imported into On Demand 3D software (version 1.0.9 Cybermed, Seoul, Korea) for analysis. The four different CBCT images were displayed in the same time and the *fusion* tool was selected to allow selecting sections in the same position (fig.2). The images were oriented with tooth in vertical position so that the centers of both beads in labial and buccal cortical were displayed at the same time on each image. The 472 two dimensional sagittal views were selected in TIFF format. Set of four parasagittal views out of the sample were used for calibration.

Images were evaluated randomly by 3 dental radiologist observers. The condition and cortical bone classifications followed the same made in the skull. The observers evaluated the alveolar bone region adjacent to the buccal and lingual beads. After 15 days, forty eight images were reexamined randomly.

Statistical Analysis

Intra and Interobserver agreement were calculated by using Kappa test. The skulls were used as gold standard for analysis. The Wilcoxon Signed Ranks test was used to compare the four protocols. Kappa test was used to evaluate the frequency between the three classifications.

RESULTS

Intraobserver agreement ranged from nearly perfect concordance (k = 0.87) to moderate (k = 0.50) considering different thicknesses. For all observers, higher reliability values were found in diagnosis of absent cortical thickness, and the lowest one was observed for thin diagnosis. For Interobserver agreement, the reliability values ranged from substantial (k = 0.79) to moderate (k = 0.56). In all protocols higher reliability values for the diagnosis of absent cortical bone thickness were found, and the lowest was observed for thin cortical diagnosis.

The results comparing the protocols and the gold standard, and the 3 classifications are shown on table 1. Only protocol 1 for lingual cortical bone, demonstrated no statistically significant difference between the diagnosis obtained by CBCT images and the gold standard, regardless of the condition of the cortical evaluated: absent, thin or thick.

Cortical	Lingual cortical				Buccal cortical		
diagnosis	Absent	⁻ Thin	Thick		Absent	Thin	Thick
	Protocol 1: Arc 360 ⁰ /Skull 0 ⁰				Protocol 1: Arc 360 ⁰ / Skull 0 ⁰ *		
Absent	8 (100.00)	5 (17.86)	0 (0.00)		8 (100.00)	14 (38.89)	0 (0.00)
	<i>k=</i> 0.73				<i>k=</i> 0.61		
Thin	0 (0.00)	16 (57.14)	7 (30.43)		0 (0.00)	21 (58.33)	13 (86.67)
		<i>k=</i> 0.37				<i>k=</i> 0.36	
Thick	0 (0.00)	7 (25.00)	16 (69.57)		0 (0.00)	1 (2.78)	2 (13.33)
			<u>k=0.51</u>				<u>k=0.24</u>
	Protocol 2: Arc 180 ⁰ / Skull 0 ⁰ *				Protocol 2: Arc 180 ⁰ / Skull 0 ⁰ *		
Absent	8 (100.00)	4 (14.29)	0 (0.00)		7 (87.50)	13 (36.11)	0 (0.00)
	<i>k=</i> 0.72				<i>k=</i> 0.53		
thin	0 (0.00)	21 (75.00)	8 (34.78)		1 (12.50)	22 (61.11)	12 (80.00)
		<i>k=</i> 0.45				<i>k=</i> 0.34	
Thick	0 (0.00)	3 (10.71)	15 (65.22)		0 (0.00)	1 (2.78)	3 (20.00)
		a	<i>k=</i> 0.60				<i>k=</i> 0.40
	Protocol 3: Arc 180 ⁰ / Skull 90 ⁰ *				Protocol 3 Arc 180 ⁰ / Skull 90 ⁰ *		
Absent	8 (100.00)	6 (21.43)	0 (0.00)		8 (100.00)	18 (50.00)	0 (0.00)
	<i>k=</i> 0.80				<i>k=</i> 0.53		
thin	0 (0.00)	17 (60.71)	12 (52.17)		0 (0.00)	16 (44.44)	13 (86.67)
		<i>k=</i> 0.47				<i>k=</i> 0.32	
Thick	0 (0.00)	5 (17.86)	11 (47.83)		0 (0.00)	2 (5.56)	2 (13.33)
		0	<i>k=</i> 0.53			0	<u>k=0.29</u>
	Protocol 4: Arc 180 ^v / Skull 180 ^v *				Protocol 4: Arc 180 [°] / Skull 180 [°] *		
Absent	8 (100.00)	5 (17.86)	0 (0.00)		8 (100.00)	17 (47.22)	0 (0.00)
	<i>k=</i> 0.74				<i>k=</i> 0.58		
thin	0 (0.00)	20 (71.43)	10 (43.48)		0 (0.00)	19 (52.78)	13 (86.67)
		<i>k=</i> 0.44				<i>k=</i> 0.38	
Thick	0 (0.00)	3 (10.71)	13 (56.52)		0 (0.00)	0 (0.00)	2 (13.33)
			<i>k=</i> 0.57				<i>k=</i> 0.26

Table 1 – Distribution (frequency) analysis results of the buccal and lingual cortical bone thickness in relation to the diagnosis obtained through examination of cone beam computed tomography.

When evaluating lingual cortical bone, the protocol 3 showed the highest agreement for absent cortical (k= 0.80) and for thin cortical (k= 0.47). However, for the diagnosis of thick cortical the best protocol was 2 (k= 0.60). The less consistent protocols were the protocol 2 for absent cortical (k= 0.72), protocol 1 for thin (k=

^{*} Diagnosis that differed from the gold standard (p<0.05 by Wilcoxon Signed Ranks test) k= Kappa Test that means: k=0 (No agreement), 0<k>0.19 (Poor agreement), 0.20<k>0.39 (Fair agreement), 0.40<k>0.59 (Moderate agreement), 0.60 <k>0.79 (Substantial agreement), 0.80<k>1.00 (Almost perfect agreement), k=1 (Perfect agreement).

0.37), and thick cortical (k= 0.51). Considering the diagnosis of buccal cortical bone, the protocol 1 demonstrated the highest value of agreement for absent cortical (k= 0.61), while the protocol 4 was more concordant for thin cortical (k= 0.38) and protocol 2 for the thick cortical (k= 0.40). The protocols less consistent were 2 and 3 for absent cortical (k= 0.53), the protocol 3 for thin (k = 0.32) and protocol 1 for thick cortical (k= 0.24).

DISCUSSION

According to the parameters evaluated on this study such as, the scan rotation mode and the possibility of changing the position of the skull, the CBCT showed some differences when evaluating buccal and lingual anterior cortical bone.

Of the previous studies investigating CBCT measurements, several have reported the importance of the CBCT for evaluating cortical bone thickness for mini-implant placement, anatomical structures distances, and bone defects.^{1,2,4,6,11,15,21-26}

However, some previous studies have shown that measurements on CBCT were not as accurate as direct measurements on skulls.^{4,5,14,27} Loubele et al.¹³ have concluded that Spiral Computed Tomography offered better visualization of the cortical bone than CBCT.

The thickness of the cortical bone has variable values. The anterior maxilla and mandible regions are the finest cortical bone of dental arches, generally do not exceed 2mm. In some cases graft insertion may be

recommended.^{7,28} The current study evaluated cortical bone thickness of anterior teeth, where the cortical bone is thinner and more difficult to see accurately on CBCT images. The results showed that several thin cortical were diagnosed as no presence of bone. A previous study has reported that in areas of extremely thin cortical bone, measurements might suffer from some inaccuracy.⁴ However, even in molar regions, CBTC can have relatively high and frequently inaccurate measurements. Perhaps, mineral density of young pigs could contribute to such differences.¹²

A previous study has related that 3 times of fenestration was detected on CBCT compared with direct skull examination.¹⁴ On the other hand, another study has found no significant difference between CBCT and direct buccal bone thickness measurements.²⁹ However, the last one did not mention the thickness range of the measurements. In this study, we compared the thickness of cortical bone visually and not by measurement. The goal was to show visually the proportions of differences between CBCT images and the real.

Having accurate information regarding the presence of cortical bone may prevent multiple aesthetic and functional problems in the outcome of implant therapy.¹⁵

Many factors in image quality should be considered to explain this limitation of CBCT. The spatial resolution is the minimum distance necessary to distinguish two objects closely together. Commonly, it is incorrectly defined as the voxel size, since factors such as partial volume averaging, noise and artifacts may influence spatial resolution.¹⁷

The partial volume averaging is an important factor that often can occur in cases of thin bones.^{30,31} This effect is directly linked to the voxel size. When the voxel is greater than the object, the visualization becomes hampered. A smaller voxel size would be more appropriate for these cases.^{17,30,32} The voxel size of 0.16 mm used in this study can be considered as a high resolution image compared to the voxels used for orthodontic indications that ranges from 0.3 to 0.4mm. However, because most of this sample has thin cortical bone thickness, it might be necessary a smaller voxel size than was used in this study. On the other hand, smaller voxels may require a higher radiation exposure, also leading to a higher radiation dose to the patient, and may also increase the noise in the image.

Partial rotation of the arc can provides less radiation dose to the patient without harming the diagnosis of periapical lesions, root resorption and implant planning.^{19,33,34} However, both total and partial rotation of X ray source showed not appropriate to seeing thin anterior cortical bone in this study. Except in images made with total rotation for visualization of lingual cortical, which showed to be thicker than buccal cortical bone.

Analyzing the geometric factor represented by the rotation of the skull, no studies were found in the literature that changes the position of the skull unconventionally in partial rotation. Some authors observed that changing the position of the skull in common positions using total rotation in CBCT, did not influence distances landmark measurements.^{23,35} In this study, the visualization of cortical bone not differed among the three different positions of the skull in partial rotation.

Considering the three thickness classifications, protocol 2 showed the best agreement result for the lingual cortical bone and buccal cortical bone classified as thick. These results may have been influenced by the change of unconventional position of the skull. More studies evaluating other structures may be recommended. Furthermore, the use of smaller voxels would be indicated to reduce the influence of the partial volume averaging.

In conclusion, the CBCT showed disagreement compared to the visualization in the skulls on evaluation of thin anterior cortical bone for all protocols used, except for lingual cortical bone in total rotation. The diagnosis is more difficult for thin cortical and easier for absent cortical bone.

REFERENCES

- 1. Ozdemir F, Tozlu M, Germec-Cakan D. Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 143: 190-6.
- Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 129: 721.e7-e12.
- 3. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. J Periodontol. 2006; 77: 1261- 6.
 - 19
- Baumgaertel S. Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar process for mini-implant insertion in adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 140: 806-11.
- 5. Baysal A, Uysal T, Veli I, Ozer T, Karadede I, Hekimoglu S. Evaluation of alveolar bone loss following rapid maxillary expansion using cone-beam computed tomography. KJO. 2013; 43: 83-95.
- Zhao H, Gu XM, Liu HC, Wang ZW, Xun CL. Measurement of cortical bone thickness in adults by cone-beam computed tomography for orthodontic miniscrews placement. J Huazhong Univ Sci Technol. 2013; 32 (2): 303-8.
- 7. Katranji A, Misch K, Wang HL. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. J Periodontol. 2007; 78:874-8.
- Cook DR, Mealey BL, Veerrett RG, Mills MP, Noujeim ME, Lasho DJ, Cronin RJ Jr. Relationship between clinical periodontal diotype and labial plate thickness: an in vivo study. In J Periodontics Restorative Dent. 2011; 31(4): 345-354.
- Miyamoto Y, Obama T. Dental cone beam computed tomography analyses of postoperative labial bone thickness in maxillary anterior implants: comparing immediate and delayed implant placement. Int J Periodontics Restorative Dent. 2011; 31: 215-25.
- 10. Hassam B, Souza PC, Jacobs, Berti SA, Stelt PVD. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. Clin Oral Invest. 2010; 14: 303-10.

- 11. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans G. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 136: 19-28.
- 12. Wood R, Sun Z, Chaudhry J, Tee BC, Kim DG, Leblebicioglu B, England G. Factors affecting the accuracy of buccal alveolar bone height measurements from cone-beam computed tomography images. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 143: 353-63.
- 13. 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(3): 446-54.
- 14. Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and Reliability of Conebeam Computed Tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137: S109-19.
- 15. Arora S, Lamba, AK, Faraz F, Tandon S, Ahad A. Rehabilitation of traumatised deficient maxillary alveolar ridge symphyseal block graft placement. Cases reports in Dentistry. 2013; 1-6.
- 16. Chan HL, Garaicoa-Pazmino C, Suarez F, Monje A, Benavides E, Oh TJ, Wang HL. Incidence of implant buccal plate fenestration in the esthetic zone: a cone beam computed tomography study. Int J Oral Maxillofacial Implants. 2014; 29: 171-7.

- 17. Molen AD. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137: S1305.
- 18. Ritter L, Mischkowski RA, Neugebauer J, Dreiseidler T, Scheer M, Keeve E, Zoller JE. The influence of body mass index, age, implants, and dental restorations on image quality of cone beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009; 108: e108-16.
- 19. Lofthag-Hansen S, Thilander-klang A, Grondahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. European Journal of Radiology. 2011; 80: 483-88.
- 20. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura s, Naitoh M, Fujishita M, Ariji E, Langlais RP. Effects of image on gray-value density in limited-volume cone-beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007; 104: 829-36.
- 21. Handelman CS. The anterior alveolus: its importance in limiting orthodontic treatment and its influence on the occurrence of iatrogenic sequelae. Angle Orthod. 1996; 66: 95-109.
- 22. Lim JE, Lim WH, Chun YS. Quantitative evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxilary interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. Clin Anat. 2008; 21: 486-91.
- 23. Berco M, Rigali PH, Miner RM, DeLuca S, Anderson NK, Will LA. Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed

tomography scans of a dry human skull. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 136: 17e1-e9.

- 24. Hassan B, Stelt PVD, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. European Journal of Orthodontics. 2009; 31: 129-34.
- 25. Lee KJ, Joo E, Kim KD, Lee JS, Park YC, Yu HS. Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 135: 486-94.
- 26. Swasty D, Lee J, Huang JC, Maki K, Gansky SA, Hatcher D, Miller AJ. Crosssectional human mandibular morphology as assessed in vivo by cone-beam computed tomography in patients with different vertical facial dimensions. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 139: 377-89.
- 27. Tsutsumi K. Chikui T, Okamura K, Yoshiura K. Accuracy of linear measurement and the measurement limits of thin objects with cone beam computed tomography: effects of measurement directions and of phantom locations in the fields of view. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011; 26(1):91-100.
- 28. Braut V, Bornstein MM, Belser U, Buser D. Thickness of the anterior maxillary facial bone wall a retrospective radiographic study using cone beam computed tomography. Int J Periodontics Restorative Dent. 2011. 31 (2): 125-31.
- 29. Timock AM, Cook V, McDonald T, Leo MC, Crowe J, Benninger BL, Covell Jr DA. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. AJO-DO 2011; 140: 734-44.

- 30. Ballrick J, Palomo M, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of commercially available cone-beam computed tomography machine. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134: 573-82.
- 31. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? Dent Clin N Am. 2008; 52: 707-30.
- 32. Fienitz T, Schwarz F, Ritter L, Dreiseidler T, Becker J, Rothamel D. Accuracy of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone defect regeneration: a histologically controlled study in dogs. Clin Oral Impl. 2012; 23: 882-7.
- 33. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. Int Endod J. 2011; 44: 136-47.
- 34. Lennon S, Patel S, Foschi F, Wilson R, Davies J, Mannocci F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360 scans versus 180 scans. International Endodontic Journal. 2011; 44: 1118-1127.
- 35. El-Beialy AR, Fayed MS, El-Bialy AM, Mostafa YA. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 140: 157-65.

CONCLUSÃO

- Não houve diferença estatística com relação ao posicionamento do crânio para visualização das corticais ósseas.
- As imagens adquiridas com rotação de 360° do aparelho no sítio lingual foi o único que não diferiu estatisticamente do padrão ouro.
- Houve uma maior dificuldade de diagnóstico no sítio vestibular quando comparado com a lingual.

REFERÊNCIAS*

Arora S, Lamba, AK, Faraz F, Tandon S, Ahad A. Rehabilitation of traumatised deficient maxillary alveolar ridge symphyseal block graft placement. Cases reports in Dentistry. 2013;1-6.

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

Baumgaertel S. Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar process for mini-implant insertion in adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 140: 806-11.

Baysal A, Uysal T, Veli I, Ozer T, Karadede I, Hekimoglu S. Evaluation of alveolar bone loss following rapid maxillary expansion using cone-beam computed tomography. KJO. 2013; 43: 83-95.

Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. Int Endod J. 2011; 44: 136-47.

^{*} De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

El-Beialy AR, Fayed MS, El-Bialy AM, Mostafa YA. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 140: 157-65.

Evangelista K, Vasconcelos KF, Bumann A, Hirsch E, Nitka M. Dehiscence and fenestration in patients with class I and class II division 1 malocclusion assed with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 138: 133e1-e7.

Handelman CS. The anterior alveolus: its importance in limiting orthodontic treatment and its influence on the occurrence of iatrogenic sequelae. Angle Orthod. 1996; 66 (2): 95-109.

Hassan B, Stelt PVD, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. European Journal of Orthodontics. 2009; 31: 129-34.

Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis K, Whaites E. Basic Principles for Use of Dental Cone Beam Computed Tomography: Consensus Guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. Dentomaxillofacial Radiology. 2009; 38: 187-95.

Lang NP, Hill RW. Radiographs in periodontics. J Clin Periodontol. 1977; 4: 16-28.

La Rocca AP, Alemany AS, Levi Jr P, Juan MV, Molina JN, Weisgold AS. Anterior maxillary and mandibular biotype: relationship between gingival thickness and with respect to underlying bone thickness. Implant Dent. 2012; 21: 507-15.

Lennon S, Patel S, Foschi F, Wilson R, Davies J, Mannocci F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360 scans versus 180 scans. International Endodontic Journal. 2011; 44: 1118-1127.

Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and Reliability of Cone-beam Computed Tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137: S109-19.

Miracle AC, Mukherji SK. Cone beam CT of the head and neck, physical principles. AJNR. 2009; 30: 1088-95.

Molen AD. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137: S130-5.

Mora MA, Mol A, Tyndall DA. Effect of the number of basis images on the detection of longitudinal tooth fractures using local computed tomography. Dentomaxillofacial Radiology 2007; 36: 382-86.

Motoyoshi M, Inaba M, Ueno OS. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009; 38: 13-18.

Ozdemir F, Tozlu M, Germec-Cakan D. Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 143: 190-6.

Papapanou PN, Wennstrom JL. The angular bony defect as indicator of further alveolar bone loss. J Clin Periodontol. 1991; 18: 317-22.

Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G, Walker A, Michielsen K, Bosmans H, et al. Development and applicability of quality control phantom for dental cone-beam CT. Journal of applied clinical medical physics. 2011; 12: 245-60.

Rees TD, Biggs NL, Collings CK. Radiografic interpretation of periodontal osseous lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1971; 32: 141-53.

Ritter L, Mischkowski RA, Neugebauer J, Dreiseidler T, Scheer M, Keeve E, et al. The influence of body mass index, age, implants, and dental restorations on image quality of cone beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009; 108: e108-16. Qahash M, Susin C, Polimeni G, Hall J, Wikesjo UM. Bone healing dynamics at buccal peri-implant sites. Clin Oral Implants Res. 2008; 19: 166-72.

Rossi F, Romanelli P, Ricci E, Marchetti C, Botticelli D. A cone beam tomographic evaluation of hard tissue alterations at immediate implants: a clinical prospective study. Int J Periodontics Restorative Dent. 2013; 33: 815-23.

Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam ct and how does it work? Dent Clin N Am. 2008; 52: 707-30.

Suomalainen A, KiljunenT, Kaser Y, Peltola J, Kortesniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. Dentomaxillofacial Radiology. 2009; 38: 367-78.

Swasty D, Lee J, Huang JC, Maki K, Gansky SA, Hatcher D, et al. Cross-sectional human mandibular morphology as assessed in vivo by cone-beam computed tomography in patients with different vertical facial dimensions. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 139: 377-89.

Timock AM, Cook V, McDonald T, Leo MC, Crowe J, Benninger BL, et al. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. AJO-DO 2011; 140: 734-44.

APÊNDICE 1

CAPÍTULO 1: Tradução do artigo para o português

Este artigo foi submetido a apreciação, visando publicação pelo periódico Dentomaxillo Facial Radiology considerado Qualis A1 pela CAPES.

A formatação do artigo baseou-se nas "Instruções aos Autores" preconizadas pela editora do periódico.

Influence of partial rotation of X ray tube and skull rotation on evaluation of cortical bone thickness in cone beam CT images

Keywords: 1. Cone-beam computed tomography 2. Orthodontics 3. Periodontics

4. Diagnostic Imaging

Corresponding author: Monikelly do Carmo Chagas do Nascimento

Monikelly do Carmo Chagas Nascimento DDS, MSc, PhD student ^a

Emanuela Carla dos Santos DDS^b

Francisco Haiter- Neto DDS, MSc, PhD^a

Ivo Lambrichts DDS, MSc, PhD ^c

Ruben Pauwels DDS, MSc, PhD^d

Reinhilde Jacobs DDS, MSc, PhD^d

Solange Maria de Almeida DDS, MSc, PhD^a

^a Department of Oral Diagnosis, Piracicaba Dental School, State University of Campinas, Piracicaba, SP, Brazil.

^b Pontifical Catholic University of Paraná

^c Biomedical Research Institute, Laboratory of Morphology, Hasselt, Belgium

^d Oral Imaging Center, School of Dentistry, Oral Pathology and Maxillofacial

Surgery, Faculty of Medicine, Catholic University of Leuven, Belgium

E-mail address: monikellyccn@gmail.com

Address: Av. Limeira, 901, Areião Piracicaba, SP – Brazil, 13414-903

RESUMO

Objetivos: O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do grau de rotação do arco e a influência de diferentes posições do crânio na avaliação da espessura da cortical óssea em imagens de TCFC. Cinquenta e nove dentes anteriores foram selecionados para a avaliação de suas corticais ósseas. As imagens foram feitas no aparelho de TCFC, Accuitomo 170. Quatro diferentes aspectos em relação à rotação do arco e a posição do crânio foram adquiridos (protocolo 1: 360[°] /0[°]; protocolo 2: 180° /0°; protocolo 3: 180°/90°; protocolo 4: 180°/180°) no modo standard. Três observadores previamente calibrados avaliaram a região da cortical óssea como: cortical ausente, fina e espessa, em imagens de cortes sagitais. Resultados: Os resultados mostraram que apenas o protocolo 1 para o osso cortical lingual, não mostrou diferença estatística entre as imagens e o padrãoouro. Para osso cortical lingual, os valores de concordância mais elevados foram observados no protocolo 3 em cortical ausente (k = 0.80) e fina (k = 0.47), enquanto que para cortical espessa, o protocolo 2 foi o mais concordante (k =0,60). Na cortical óssea vestibular, o protocolo 1 obteve o melhor resultado de concordância para ausente (k = 0.61), já o protocolo 4 foi melhor para a fina (k =0.38) e o protocolo 2, para a espessa (k = 0.40). **Conclusões:** Concluiu-se que o diagnóstico da cortical óssea não apresentou fidedignidade nas imagens de TCFC, exceto para cortical óssea lingual em rotação total do aparelho e ausência de rotação do crânio. Houve maior dificuldade para o diagnóstico na região vestibular comparada à região lingual.

INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) tornou-se uma modalidade de imagem conhecida com diversas aplicações na Odontologia.^{1,2} A acurácia da TCFC em comparação às imagens convencionais justifica a sua utilização.³ Na Ortodontia, as imagens de TCFC são importantes para avaliar a espessura da cortical óssea antes e após tratamentos ortodônticos. Alguns de seus benefícios são relatados, tais como a colocação de mini-implantes ortodônticos, avaliação da espessura da cortical óssea em relação a diferentes tipos faciais, avaliação de efeitos prejudiciais sobre o osso alveolar de suporte após o tratamento ortodôntico e expansão rápida da maxila.^{1,4-6} Além disso, na Periodontia, as corticais ósseas vestibular e lingual são frequentemente avaliadas para evitar o risco de reabsorção da margem da cortical óssea em casos de colocação de implantes imediatos. Principalmente, nas regiões dos dentes anteriores da maxila e mandíbula, em que o osso cortical é fino e a estética é um pré-requisito para o sucesso do implante imediato.⁷⁻⁹

Estudos anteriores demonstraram limitações de imagens da TCFC em relação às mensurações.¹⁰⁻¹² A espessura e a altura da cortical óssea foram avaliadas a fim de encontrar o método mais apropriado para a interpretação e para a compreensão das limitações da TCFC para estas estruturas.^{4,13} Uma vez que essas mensurações são muitas vezes utilizadas para avaliar a saúde periodontal ou sequelas de tratamento ortodôntico. Um erro nas mensurações levaria a um falso diagnóstico de perda óssea.^{12,15,16}

Uma correta avaliação do osso cortical parece estar relacionada a diversos fatores de qualidade de imagem.¹⁷ Vários aparelhos de TCFC estão disponíveis no mercado, cada um fabricado com suas características individuais em relação aos parâmetros de aquisição e visualização da imagem. A maioria dos aparelhos de TCFC oferecem configurações com diferentes relações entre os parâmetros de voltagens do tubo, tempo de exposição, correntes do tubo, tamanho de voxel ou número de projeções de imagem.¹⁸ A possibilidade da utilização da rotação parcial do aparelho, no qual fornece aproximadamente 50% menos dose de radiação, para visualização do osso cortical é desconhecida na literatura.¹⁹ Além disso, os fatores de geometria como a alteração da posição do paciente não têm sido também descritos.

O objetivo deste estudo foi avaliar diferentes protocolos em relação à rotação do aparelho e à posição do crânio, em imagens de TCFC para avaliar a margem de osso cortical vestibular e lingual na região anterior.

MATERIAL E MÉTODOS

Após a aprovação do estudo sob o protocolo S55619, foram selecionados crânios secos de humanos dentados e preservados. Uma amostra de 11 crânios com 59 dentes anteriores intactos foram incluídos nas seguintes condições: (1) crânios adultos, (2) crânios intactos com maxila e mandíbula, (3) ausência de qualquer material que pudesse causar artefatos, (4) patologia não visível. Foram selecionados dentes com diferentes espessuras de cortical óssea

alveolar e deiscências ósseas naturais. A deiscência foi definida como um defeito em forma de V ao longo da margem do osso alveolar.¹⁴ As espessuras foram visualmente classificadas como ausente, fina ou espessa. As espessuras avaliadas apresentavam em média de 0,15 a 1,5mm.

Antes da aquisição das imagens, esferas plásticas foram coladas sobre as superfícies das corticais ósseas vestibulares e linguais a fim de padronizar a região a ser avaliada. Três vértebras cervicais foram colocadas no crânio.²⁰ Este conjunto foi colocado dentro de um recipiente plástico cilíndrico, sendo utilizado um apoio frontal para a imobilização do crânio durante a aquisição das imagens.

Aquisição das imagens

As imagens foram adquiridas utilizando-se o aparelho de TCFC Accuitomo 3D 170 (J Morita, MGP Corp, Kyoto, Japão). Os parâmetros de escaneamento utilizados foram 90 kVp , 5 mA , 8x8 cm de campo de visão (FOV) e o modo de imagem selecionado, *STANDARD*, produziu um voxel com tamanho de 0,16mm. Exposições prévias foram realizadas para assegurar que os dentes anteriores, tanto os superiores quanto os inferiores, fossem visualizados nas imagens.

Quatro diferentes protocolos de escaneamento foram utilizados (fig. 1). Um papel em formato circular dividido em quatro quadrantes, sendo cada linha do quadrante correspondente a um ângulo (0°, 90° e 180°) foi posicionado na superfície da plataforma de escaneamento com o objetivo de orientar e padronizar

a rotação do crânio. Um filtro de cobre de 1,7mm de espessura foi fixado na saída da fonte do feixe de Raios X para a atenuação da energia de radiação.



Figura 1. Tipos de Protocolos levando em consideração a combinação: grau de rotação do arco/Posição do crânio: Protocolo 1: Rotação do arco 360°/ rotação do crânio 0°; Protocolo 2: Rotação do arco 180°/ rotação do crânio 0° (2), Protocolo 3: Rotação do arco 180°/ rotação do crânio 90°; Protocolo 4: Rotação do arco 180°/ rotação do crânio 180°. A letra "F" representa a região frontal do crânio.



Figura 2. Os quatro diferentes tipos de aquisições. Rotação 360° com posição do crânio $0^{\circ}(1)$, demais rotações em 180° com posição do crânio $0^{\circ}(2)$, posição do crânio $90^{\circ}(3)$ e posição do crânio $180^{\circ}(4)$.

Seleção e Avaliação das imagens

Os arquivos DICOM foram importados para o software On Demand 3D (versão 1.0.9 Cybermed, Seoul, Korea) para análises. Os quatro diferentes tipos de imagens de TCFC foram visualizados ao mesmo tempo, e para permitir a seleção dos cortes na mesma posição, a ferramenta *fusion* foi selecionada (fig. 2). As imagens foram orientadas com o dente em posição vertical de forma que o centro de ambas as esferas plásticas das regiões das corticais ósseas vestibular e lingual fossem visualizadas ao mesmo tempo em cada imagem. As 472 regiões ou 236 imagens bidimensionais (2D) parassagitais foram selecionadas no formato TIFF. Um conjunto dos quatro tipos de imagens, totalizando 20 imagens não pertencentes à amostra foram utilizadas para a calibração dos avaliadores.

As imagens foram avaliadas individualmente e aleatoriamente por 03 observadores Radiologistas Odontológicos. A condição e espessura das corticais ósseas seguiram a mesma classificação utilizada para o crânio. Os observadores avaliaram a região óssea adjacente às esferas vestibular e lingual. Após 15 dias, quarenta e oito imagens foram reexaminadas aleatoriamente.

Análise Estatística

As concordâncias Intra e Interobservador foram calculadas por meio do teste de Kappa. Os crânios serviram como padrão-ouro para as análises. O teste de Wilcoxon Signed Ranks foi aplicado para comparar os quatro protocolos com o padrão-ouro. Para avaliação da concordância entre as três classificações com o padrão-ouro o teste Kappa ponderado foi utilizado.

RESULTADOS

A concordância intraobservador variou de quase perfeita (k = 0,87) a moderada (k = 0,50), considerando as diferentes condições e espessuras das corticais. Para todos os observadores, os valores de confiabilidade mais elevados foram encontrados para cortical ausente, e os menores foram observados para a cortical fina. Para concordância interobservador, os valores de confiabilidade variaram de substancial (k = 0,79) a moderada (k = 0,56). Em todos os protocolos foram encontrados valores de confiabilidade mais elevados para o diagnóstico de cortical óssea ausente, enquanto a menor concordância foi observada para o diagnóstico de cortical fina.

Os resultados, comparando os protocolos e o padrão-ouro e as três classificações, estão dispostos na tabela 1. Apenas o protocolo 1 para cortical óssea lingual, não demonstrou diferença estatisticamente significativa entre o diagnóstico obtido por meio de imagens de TCFC e o padrão-ouro, independente da condição da cortical avaliada: ausente, fina ou espessa.

Tabela 1	_	Distribui	ção	(frequênc	ia)	dos resultado	os da a	análise	da	espe	ssura d	a cor	rtical	óssea
vestibular	е	lingual	em	relação	ao	diagnóstico	obtido	por	meio	do	exame	de	tomc	ografia
computado	oriz	zada de f	eixe	cônico										

Diagnóstico	Co	rtical lingua	al	Cortical vestibular				
na TCFC	Ausente	Fina	Espessa	Ausente	e Fina	Espessa		
	Protocolo 1	: Arco 360 ⁰	/ Crânio 0 ⁰	Protocol	o1: Arco 360 ⁰ /	Crânio 0 ⁰ *		
Ausente	8 (100,00)	5 (17,86)	0 (0,00)	8 (100,00	0) 14 (38,89)	0 (0,00)		
	<i>k=</i> 0,73			<i>k=</i> 0.61				
Fina	0 (0,00)	16 (57,14)	7 (30,43)	0 (0,00)	21 (58,33)	13 (86,67)		
		<i>k=</i> 0,37			<i>k=</i> 0,36			
Espessa	0 (0,00)	7 (25,00)	16 (69,57)	0 (0,00)	1 (2,78)	2 (13,33)		
			<i>k=</i> 0,51			<i>k=</i> 0,24		
	Protocolo 2:	Arco 180 [°] /	Crânio 0 ⁰ *	Protocol	o 2: Arco 180 ⁰ /	Crânio 0 ⁰ *		
Ausente	8 (100,00)	4 (14,29)	0 (0,00)	7 (87,50) 13 (36,11)	0 (0,00)		
	<i>k=</i> 0,72			<i>k=</i> 0,53				
Fina	0 (0,.00)	21 (75,00)	8 (34,78)	1 (12,50) 22 (61,11)	12 (80,00)		
		<i>k=</i> 0,45			<i>k=</i> 0,34			
Espessa	0 (0,00)	3 (10,71)	15 (65,.22)	0 (0,00)	1 (2,78)	3 (20,00)		
			<i>k=</i> 0,60			<i>k=</i> 0,40		
	Protocolo 3:	Arco 180º/	Crânio 90 ^º *	Protocolo	o 3: Arco 180º/0	Crânio 90 ^º *		
Ausente	8 (100,00)	6 (21,43)	0 (0,00)	8 (100,00) 18 (50,00)	0 (0,00)		
	<i>k=</i> 0,80			<i>k=</i> 0,53				
Fina	0 (0,00)	17 (60,71)	12 (52,17)	0 (0,00)	16 (44,44)	13 (86,67)		
		<i>k=</i> 0,47	• • •		<i>k=</i> 0,32			
Espessa	0 (0,00)	5 (17,86)	11 (47,83)	0 (0,00)	2 (5,56)	2 (13,33)		
-			<i>k=</i> 0,53			<i>k=</i> 0,29		
	Protocolo 4:	Arco 180º/C	Crânio 180 ⁰ *	Protocolo	4: Arco 180 ⁰ /C	rânio 180 ^º *		
Ausente	8 (100,00)	5 (17,86)	0 (0,00)	8 (100,00) 17 (47,22)	0 (0,00)		
	<i>k=</i> 0,74			<i>k=</i> 0,58				
Fina	0 (0,00)	20 (71,43)	10 (43,48)	0 (0,00)	19 (52,78)	13 (86,67)		
		<i>k=</i> 0,44			<i>k=</i> 0,38	• • •		
Espessa	0 (0,00)	3 (10,71)	13 (56,52)	0 (0,00)	0 (0,00)	2 (13,33)		
-			<i>k=</i> 0,57		• • •	<i>k=</i> 0,26		

*Diagnóstico que diferiu do padrão-ouro (p<0,05 pelo teste Wilcoxon Signed Ranks) k=Teste de Kappa onde: k=0 (Não tem concordância) 0 < k > 0,19 (Concordância pobre), 0,20 < k > 0,39 (Concordância razoável), 0,40 < k > 0,59 (Concordância Moderada), 0,60 < k > 0,79(Concordância substancial), 0,80 < k > 1,00 (Concordância quase perfeita), k=1 (Concordância perfeita).

Quando da avaliação da cortical óssea lingual, o protocolo 3 mostrou a maior concordância para cortical ausente (k= 0,80) e para cortical fina (k= 0,47). Entretanto, para a cortical óssea espessa, o melhor foi o protocolo 2 (k= 0,60). Os

protocolos menos concordantes foi o protocolo 2 para cortical ausente (k= 0,72), e o protocolo 1, tanto para cortical fina (k= 0,37), como para cortical espessa (k= 0,51).

Considerando o diagnóstico da cortical óssea vestibular, o protocolo 1 demonstrou o maior valor de concordância para cortical ausente (k= 0,61), enquanto que o protocolo 4 foi o mais concordante para cortical fina (k= 0,38) e o protocolo 2 para cortical espessa (k= 0,40). Os protocolos menos concordantes foram os protocolos 2 e 3 para cortical ausente (k= 0,53); o protocolo 3 para cortical fina (k= 0,32) e o protocolo 1 para a cortical espessa (k= 0,24).

DISCUSSÃO

De acordo com os parâmetros avaliados neste estudo, tais como o grau de rotação do arco e a possibilidade de alteração da posição do crânio, a TCFC mostrou algumas diferenças ao serem avaliadas as corticais ósseas anteriores vestibular e lingual.

Dos estudos prévios que avaliaram mensurações, vários têm relatado a importância da TCFC para avaliar a espessura da cortical óssea para colocação de mini-implantes, distâncias de estruturas anatômicas e defeitos ósseos.^{1,2,4,6,11,15,21-26}

No entanto, alguns estudos anteriores mostraram que as medições em TCFC não foram tão precisas como as medições diretas nos crânios^{4,5,14,27}, e em relação à outros métodos de imagem, como por exemplo, Loubele et al.¹³ que

concluíram que a Tomografia Computadorizada Espiral ofereceu melhor visualização do osso cortical que a TCFC.

A espessura do osso cortical tem valores variáveis. A região anterior da maxila e da mandíbula apresenta a cortical óssea mais fina do arco dentário, no geral, não excede de 2 mm. Em alguns casos, a inserção do enxerto pode ser recomendada.^{7,28} O presente estudo avaliou a espessura do osso cortical dos dentes anteriores, onde o osso cortical é mais fino e mais difícil de ser visualizado.

Os resultados mostraram que várias corticais ósseas finas foram diagnosticadas como cortical óssea ausente. Um estudo anterior relatou que em áreas de osso cortical extremamente fino, as medidas podem sofrer alguma imprecisão.⁴ No entanto, mesmo em regiões de molares, a TCFC pode apresentar um grande número de medidas relativamente imprecisas. Talvez, a densidade mineral dos ossos de suínos jovens, que foi a amostra utilizada, pôde contribuir para tais diferenças.¹²

Um estudo prévio relatou que a deiscência foi detectada 03 vezes mais na TCFC comparada a avaliação direta no crânio.¹⁴ Por outro lado, outro estudo não encontrou diferença significativa entre TCFC e as mensurações diretas da espessura da cortical óssea vestibular.²⁹ No entanto, este último não mencionou a faixa de espessura das mensurações. O presente estudo comparou a espessura da cortical óssea avaliada visualmente e não através de medição. O objetivo de mostrar as diferenças proporcionais entre as imagens de TCFC e o real, avaliado visualmente, se deve ao fato de que numa análise clínica, mesmo com levantamento de retalho não se consegue ter uma medida exata da cortical.

A obtenção de informações precisas sobre a presença da cortical óssea pode prevenir vários problemas estéticos e funcionais no resultado do tratamento com implantes.¹⁵

Muitos fatores na qualidade da imagem devem ser considerados para explicar esta limitação da TCFC. Em tomografia, a resolução espacial é a distância mínima necessária para distinguir dois objetos próximos. Usualmente, é incorretamente definida como o tamanho do voxel, já que fatores como efeito de volume parcial, ruído e artefatos podem influenciar na resolução espacial.¹⁷

O efeito de volume parcial é um fator importante que pode ocorrer frequentemente em casos de ossos finos.^{30,31} Este efeito está diretamente ligado ao tamanho do voxel. Quando o voxel é maior do que o objeto, a visualização é prejudicada. Um tamanho de voxel menor seria mais apropriado para estes casos.^{17,30,32} A imagem adquirida com o tamanho de voxel de 0,16mm, que foi aquele utilizado neste estudo, pode ser considerada como uma imagem de alta resolução em comparação com os voxels usados para indicações ortodônticas que variam de 0,3 a 0,4mm. No entanto, devido à maior parte da amostra apresentar uma cortical óssea com espessura fina, pode ser necessário um voxel com tamanho menor do que aquele que foi utilizado na presente pesquisa. Por outro lado, voxels menores podem exigir uma maior exposição à radiação, levando também a uma maior dose de radiação para o paciente, podendo também aumentar o ruído na imagem,

A rotação parcial do arco, ou seja, da fonte do feixe de raios X e detector em torno da cabeça do paciente, pode fornecer menor dose de radiação para o paciente, sem prejudicar o diagnóstico de lesões periapicais, reabsorção radicular e planejamento de implante.^{19,33,} No entanto, no presente estudo, tanto a rotação total quanto a rotação parcial do arco, não se mostraram adequadas para a visualização de corticais ósseas finas na região anterior, exceto para os casos de avaliação da cortical lingual com rotação total. Esse fator pode ser explicado por ser a cortical lingual, mais espessa do que a cortical vestibular.

Analisando o fator geométrico representado pela rotação do crânio. Não foram encontrados na literatura estudos que alteram a posição do crânio de forma não convencional, quando utilizada rotação parcial do arco. Alguns autores observaram que a mudança da posição do crânio em relação à posição comum utilizando rotação total do arco na TCFC, não influenciou nas medidas de distâncias cefalométricas.^{23,35} Neste estudo, a visualização da cortical óssea não diferiu entre as três diferentes posições do crânio em rotação parcial do arco.

Considerando as três classificações de espessura, o protocolo 2 mostraram os melhores resultados de concordância para a cortical óssea lingual e para cortical vestibular, quando espessa. Estes resultados podem ter sofrido influência da alteração da posição não convencional do crânio. Mais estudos avaliando outras estruturas podem ser recomendado. Além disso, o uso de voxels menores seria indicado para diminuir a influência do efeito de volume parcial.

Em conclusão, a TCFC mostrou discordância em relação à visualização das corticais ósseas finas na região anterior para todos os protocolos utilizados,

exceto na rotação total para visualização da cortical óssea lingual. O diagnóstico é mais difícil para cortical fina e mais fácil para a cortical óssea ausente.

REFERENCES

- Ozdemir F, Tozlu M, Germec-Cakan D. Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 143: 190-6.
- Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 129: 721.e7-e12.
- 3. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. J Periodontol. 2006; 77: 1261- 6.
- Baumgaertel S. Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar process for mini-implant insertion in adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 140: 806-11.
- 5. Baysal A, Uysal T, Veli I, Ozer T, Karadede I, Hekimoglu S. Evaluation of alveolar bone loss following rapid maxillary expansion using cone-beam computed tomography. KJO. 2013; 43: 83-95.
- Zhao H, Gu XM, Liu HC, Wang ZW, Xun CL. Measurement of cortical bone thickness in adults by cone-beam computed tomography for orthodontic miniscrews placement. J Huazhong Univ Sci Technol. 2013; 32 (2): 303-8.

- Katranji A, Misch K, Wang HL. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. J Periodontol. 2007; 78:874-8.
- Cook DR, Mealey BL, Veerrett RG, Mills MP, Noujeim ME, Lasho DJ, Cronin RJ Jr. Relationship between clinical periodontal diotype and labial plate thickness: an in vivo study. In J Periodontics Restorative Dent. 2011; 31(4): 345-354.
- Miyamoto Y, Obama T. Dental cone beam computed tomography analyses of postoperative labial boné thickness in maxillary anterior mplants: comparing immediate and delayed implant placement. Int J Periodontics Restorative Dent. 2011; 31: 215-25.
- 10. Hassam B, Souza PC, Jacobs, Berti SA, Stelt PVD. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. Clin Oral Invest. 2010; 14: 303-10.
- 11. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans G. Reliability and accuracy of conebeam computed tomography dental measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 136: 19-28.
- 12. Wood R, Sun Z, Chaudhry J, Tee BC, Kim DG, Leblebicioglu B, England G. Factors affecting the accuracy of buccal alveolar bone height measurements from cone-beam computed tomography images. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 143: 353-63.
- 13. 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(3): 446-54.

- 14. Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and Reliability of Cone-beam Computed Tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. AJO-DO. 2010; 137: S109-19.
- 15. Arora S, Lamba, AK, Faraz F, Tandon S, Ahad A. Rehabilitation of traumatised deficient maxillary alveolar ridge symphyseal block graft placement. Cases reports in Dentistry. 2013; 1-6.
- 16. Chan HL, Garaicoa-Pazmino C, Suarez F, Monje A, Benavides E, Oh TJ, Wang HL. Incidence of implant buccal plate fenestration in the esthetic zone: a cone beam computed tomography study. Int J Oral Maxillofacial Implants. 2014; 29: 171-7.
- 17. Molen AD. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137: S130-5.
- 18. Ritter L, Mischkowski RA, Neugebauer J, Dreiseidler T, Scheer M, Keeve E, Zoller JE. The influence of body mass index, age, implants, and dental restorations on image quality of cone beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009; 108: e108-16.
- 19. Lofthag-Hansen S, Thilander-klang A, Grondahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. European Journal of Radiology. 2011; 80: 483-88.
- 20. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura s, Naitoh M, Fujishita M, Ariji E, Langlais RP. Effects of image on gray-value density in limited-volume cone-beam computed

tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007; 104: 829-36.

- 21. Handelman CS. The anterior alveolus: its importance in limiting orthodontic treatment and its influence on the occurrence of iatrogenic sequelae. Angle Orthod. 1996; 66: 95-109.
- 22. Lim JE, Lim WH, Chun YS. Quantitative evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxilary interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. Clin Anat. 2008; 21: 486-91.
- 23. Berco M, Rigali PH, Miner RM, DeLuca S, Anderson NK, Will LA. Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 136: 17e1-e9.
- 24. Hassan B, Stelt PVD, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. European Journal of Orthodontics. 2009; 31: 129-34.
- 25. Lee KJ, Joo E, Kim KD, Lee JS, Park YC, Yu HS. Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 135: 486-94.
- 26. Swasty D, Lee J, Huang JC, Maki K, Gansky SA, Hatcher D, Miller AJ. Crosssectional human mandibular morphology as assessed in vivo by cone-beam computed tomography in patients with different vertical facial dimensions. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 139: 377-89.

- 27. Tsutsumi K. Chikui T, Okamura K, Yoshiura K. Accuracy of linear measurement and the measurement limits of thin objects with cone beam computed tomography: effects of measurement directions and of phantom locations in the fields of view. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011; 26(1):91-100.
- 28. Braut V, Bornstein MM, Belser U, Buser D. Thickness of the anterior maxillary facial bone wall a retrospective radiographic study using cone beam computed tomography. Int J Periodontics Restorative Dent. 2011. 31 (2): 125-31.
- 29. Timock AM, Cook V, McDonald T, Leo MC, Crowe J, Benninger BL, Covell Jr DA. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. AJO-DO 2011; 140: 734-44.
- 30. Ballrick J, Palomo M, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of commercially available cone-beam computed tomography machine. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134: 573-82.
- 31. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? Dent Clin N Am. 2008; 52: 707-30.
- 32. Fienitz T, Schwarz F, Ritter L, Dreiseidler T, Becker J, Rothamel D. Accuracy of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone defect regeneration: a histologically controlled study in dogs. Clin Oral Impl. 2012; 23: 882-7.
- 33. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. Int Endod J. 2011; 44: 136-47.

- 34. Lennon S, Patel S, Foschi F, Wilson R, Davies J, Mannocci F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360 scans versus 180 scans. International Endodontic Journal. 2011; 44: 1118-1127.
- 35. El-Beialy AR, Fayed MS, El-Bialy AM, Mostafa YA. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 140: 157-65.

APENDICE 2: Metodologia detalhada

O presente estudo constituiu uma pesquisa experimental realizada na Universidade Católica de Leuven, na Bélgica, como parte da pesquisa do Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior. Para a realização deste estudo foram utilizados crânios secos de humanos do Departamento de Anatomia da Universidade de Hasselt (Hasselt, Bélgica). Foram selecionados 11 crânios de adultos que apresentavam aspecto preservado dos ossos e dos dentes da maxila e mandíbula. A amostra foi composta por 59 dentes anteriores, sendo avaliadas suas corticais ósseas vestibular e lingual, e que apresentassem os seguintes critérios de inclusão: (1) nenhuma patologia que pudesse ser identificada visualmente, (2) nenhum material radiopaco visualmente presente que pudesse comprometer a imagem.

Os dentes selecionados apresentavam diferentes espessuras do osso alveolar, inclusive deiscências ósseas naturais. A deiscência foi definida como um defeito em forma de V ao longo da margem do osso alveolar (Leung et al., 2010). As corticais ósseas foram classificadas visualmente como ausente e presente. Para as corticais presentes, estas foram classificadas visualmente na margem da superfície da cortical óssea quanto a sua espessura em quatro escores: (1) extremamente fina, (2) fina, (3) média e (4) espessa. Para ter a noção de quanto essas espessuras mediam, foi utilizado um paquímetro digital (Absolute Digimatic caliper, mitutoyo, Kawasaki, Japan). Os valores variaram de 0,15 a 1,5mm.

Preparação do phanton

Antes da aquisição das imagens, esferas plásticas com perfuração interna foram fixadas com cola super bonder líquida sobre a margem da superfície da cortical óssea alveolar vestibular e lingual, a fim de padronizar a região a ser avaliada (Fig. 1). Para melhor simulação de um paciente, três vértebras cervicais foram fixadas na região posterior do crânio antes de realizar as aquisições das imagens (Katsumata et al., 2007). O conjunto (crânio + vértebras) foi colocado dentro de um recipiente plástico circular e um material esponjoso foi colocado na superfície do osso frontal para imobilização do crânio dentro do recipiente (Fig. 2).



Figura 1. Miçangas coladas nas superfícies da cortical óssea vestibular (a) e lingual (b).



Figura 2. Vista lateral: Vértebras cervicais fixadas com fita adesiva (A) e na vista superior: o conjunto crânio e vertebras posicionados no interior do recipiente plástico (B).

Aquisição das imagens

Os crânios foram escaneados no aparelho de TCFC Accuitomo 3D 170 (J Morita, MGP Corp., Kyoto, Japão), utilizando-se os seguintes parâmetros de aquisição da imagem: 90 kVp, 5 mA, 8x8 cm de campo de visão (FOV - Field Of View). O protocolo de imagem *standard* selecionado produziu um tamanho de voxel de 0,16mm. Este protocolo foi selecionado por ser um protocolo utilizado na maioria das indicações para TCFC. Pré-aquisições foram feitas para assegurar que todos os dentes anteriores, da maxila e mandíbula, pudessem ser visualizados na imagem.

Quatro protocolos diferentes de escaneamento foram realizados, conforme pode ser observado na tabela 1 e figura 3. Uma folha de papel com formato circular e diâmetro igual ao recipiente plástico, foi dividida em quatro quadrantes, sendo cada linha do quadrante correspondente a um ângulo (0°, 90° e 180°). Este círculo foi posicionado e fixado em cima da plataforma do aparelho para servir como guia e padronização das diferentes posições do crânio. O crânio foi posicionado em cima de uma plataforma de acrílico para escaneamento. Um filtro de cobre de 1,7 mm de espessura foi fixado na saída da fonte de raios X para simular a atenuação dos tecidos moles. (Fig. 4)

do cranio.			
Tipo de	Rotação do Arco	Rotação do	Posição
Protocolo	(graus)	crânio (graus)	do crânio
1	360 (total)	0	Convencional do paciente
2	180 (parcial)	0	Convencional do paciente
3	180 (parcial)	90	Lateral à posição convencional
			Postero-anterior a posiçao
4	180 (parcial)	180	convencional

Tabela 1. Tipos de aquisição da imagem de acordo com a rotação do aparelho e a posição do crânio.



Figura 3. Combinação do grau de rotação do aparelho e o grau de posicionamento do crânio.



Figura 4. Posicionamento do crânio em rotação 0°. Filtro de cobre fixo na saída da fonte de raios X, localizado à direita na imagem.

Seleção e Avaliação das imagens

As imagens adquiridas foram exportadas em arquivo DICOM e importadas pelo software On Demand 3D (versão 1.0.9 Cybermed, Seoul, Korea) para análises. Os quatro protocolos de imagem de TCFC foram visualizados ao mesmo tempo. Cada dente da imagem foi orientado de modo que o longo eixo do dente

se posicionasse verticalmente e o centro de ambas as esferas plásticas, vestibular e lingual, fosse exibido no mesmo corte. A ferramenta chamada *fusão* foi selecionada para permitir a seleção de cortes na mesma posição nos quatro tipos imagens (Fig.5). Ao total foram selecionadas 472 imagens em 2D sagitais no formato TIFF.

Três observadores especialistas em Radiologia Odontológica foram calibrados previamente às avaliações. Para calibração, foram utilizadas 10 imagens iniciais para mostrar as cinco classificações das espessuras. Depois os observadores avaliaram individualmente 10 imagens de cada protocolo para avaliação da cortical na região vestibular e lingual. Se houvesse discordância, eram feitas correções e era dita qual a classificação correta para o observador. Após a calibração, as imagens foram avaliadas individualmente no software Image J (versão 1.45s, EUA). A cortical óssea alveolar foi classificada em cinco escores de acordo com suas espessuras: 0 – ausência de cortical óssea, 1 – cortical extremamente fina, 2 – cortical fina, 3 - cortical média, e 4 - cortical espessa. Para padronização, os observadores avaliaram a cortical óssea alveolar adjacente às esferas plásticas (Fig. 6). Após 15 dias, quarenta e oito imagens foram reexaminadas aleatoriamente.



Figura 5. Os quatro diferentes tipos de aquisições. Rotação 360° com posição do crânio 0° (A), demais rotações em 180° com posição do crânio 0° (B), posição do crânio 90° (C) e posição do crânio 180° (D).


Figura 6. As cinco classificações avaliadas na imagem e diretamente nos crânios. Ausência de cortical (A), cortical muito fina (B), cortical fina (C), cortical média (D) e cortical espessa (E).

Análise estatística

Para melhor relevância clínica, as 5 classificações foram condensadas em 3. A ausência de cortical (0) se manteve. As corticais classificadas como extremamente fina e fina foram agrupadas em um único grupo, chamado de cortical fina (1). As corticais classificadas como média e espessa foram agrupadas como cortical espessa (2).

Toda a análise estatística foi realizada utilizando-se o software STATA (versão 11.0, Texas, EUA). As concordâncias intra e interobservador foram calculadas com o teste kappa. As comparações entre as imagens dos quatro tipos de aquisição e os crânios das diferentes espessuras das corticais ósseas foram realizadas pelo teste de Wilcoxon Signed Ranks. Os crânios foram classificados como padrão-ouro para comparação. Foi utilizada a mediana dos três observadores para aplicação do teste. Toda a análise estatística foi conduzida com nível de significância estabelecido de 95% (α =0,05).

REFERÊNCIAS

Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and Reliability of Cone-beam Computed Tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. AJO-DO. 2010; 137: S109-19.

Katsumata A, Hirukawa A, Okumura s, Naitoh M, Fujishita M, Ariji E, Langlais RP. Effects of image on gray-value density in limited-volume cone-beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007; 104: 829-36.

ANEXO 1

Declaração

As cópias de artigos de minha autoria ou de minha coautoria, já publicados ou submetidos para publicação em revistas científicas ou anais de congressos sujeitos a arbitragem, que constam da minha Dissertação/Tese de Mestrado/Doutorado, intitulada "Avaliação da influência do grau de rotação do aparelho e do grau de rotação do crânio na espessura da cortical óssea em imagens de tomografia de feixe cônico", não infringem os dispositivos da Lei n.º 9.610/98, nem o direito autoral de qualquer editora.

Piracicaba, 10 de Março de 2014.

monikelly do larmo h. marchini

Monikelly do Carmo Nascimento Marchini RG: 9832434 Autora

Solange Maria de Almeida Bóscolo RG: 29844205x-X Orientadora

ANEXO 2

BIOMEDICAL SCIENCE GROUP DEPARTMENT OF ORAL HEALTH SCIENCES ORAL IMAGING CENTER KADPUCINENVOER KADPUCINENVOER S000 LEUVEN, BELGIE
To whom it may concern
Leuven, August 12, 2013 Re:confirmation of ethical approval for scanning human jaw bone samples for radiographic analysis with approval number S55619
Dear Mr Dean, Dear members of the jury, Dear Professors, In my function as professor and head of the oral imaging center at the University of Leuven, I would like to confirm that we have obtained full ethical approval by the ethics committee of the University Hospitals Leuven / IRB (OG032) for scanning human jaw bone specimens for further radiographic analysis (approval number s55619). The latter implies that the research of Monikelly do Carmo Chagas do Nascimento, complies with the approval as described above. Her research was carried out in collaboration with our Oral Imaging center in leuven and was entitled:" Evaluation of image quality of Cone Beam Computed Tomography in acquisitions with partial rotation."
We do hope that this information may allow you to evaluate the present application. Yours Sincerely, Junious Professor Reinhilde Jacobs
PROF.DR. REINHILDE JACOBS, HEAD TEL +32 16 33 29 51 FAX + 32 16 33 24 10 reinhilde.jacobs@uzleuven.be - reinhilde.jacobs@med.kuleuven.be

ANEXO 3

	Faculdade de Odontologia de Piracicaba UNICAMP
	OF. CEP/FOP N. ° 012/2013 LMAT Piracicaba, 17 de outubro de 2013.
20	ILMA. Sra. Monikelly do Carmo Chagas do Nascimento Doutoranda Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP
	Prezada Pesquisadora,
	Analisamos a documentação apresentada por VSa., com respeito ao projeto de pesquisa "Avaliação da qualidade de imagem da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico em aquisições com rotação parcial", que foi realizado na Katholieke Universiteit Leuven, em Leuven, Bélgica, utilizando 20 mandíbulas maceradas dentadas pertencentes àquela instituição. Foi apresentada a este CEP cópia da aprovação do Comitê interno daquela instituição para uso de material humano em pesquisa, conforme legislação local. Tendo em vista que não foram envolvidos voluntários brasileiros e que houve aprovação ética da instituição de origem, informamos que não há impedimento ético para que os resultados dessa pesquisa sejam incluídos no trabalho de tese a ser defendida na Faculdade de Odontologia de Piracicaba. Esclareço que as informações fornecidas sobre este projeto serão arquivadas no CEP-FOP-UNICAMP pelo período de cinco anos. Colocamo-nos a disposição para qualquer informação adicional que julgar necessária.
	Cordialmente,
	Livia M. a Jourta Profa. Livia Maria Andaló Tenuta Coordenadora
	Av. Limeira, 901 - Bairro Areão - PIRACICABA /SP - CEP 13.414.903 - Caixa Postal 52 Fone/Fax:: (19) 2106.5349 - E-Mail: ccp@fop.unicamp.br Home Page: http://www.fop.unicamp.br/cep