

UFBA

Universidade Federal da Bahia
Instituto de Ciências da Saúde

MILENA BARRETO DE ARRUDA CABRAL

PROCESSOS INTERATIVOS
DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO • ICS • UFBA



ACURÁCIA NA AVALIAÇÃO DA COBERTURA ÓSSEA EM DIFERENTES PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DA TCFC

Salvador
2017



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PROCESSOS
INTERATIVOS DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS**

MILENA BARRETO DE ARRUDA CABRAL

**ACURÁCIA NA AVALIAÇÃO DA COBERTURA ÓSSEA EM
DIFERENTES PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DA TCFC**

Salvador
2017

MILENA BARRETO DE ARRUDA CABRAL

**ACURÁCIA NA AVALIAÇÃO DA COBERTURA ÓSSEA EM
DIFERENTES PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DA TCFC**

Tese apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas da Universidade Federal da Bahia.

Orientador: Prof. Dr. Adelmir de Souza Machado
Co-orientadora: Profa. Dra. Iêda Margarida Crusoé Rebello

Salvador
2017

Ficha catalográfica: Keite Birne de Lira CRB-5/1953

Cabral, Milena Barreto de Arruda

Acurácia na avaliação da cobertura óssea em diferentes protocolos de aquisição da TCFC./ [Manuscrito]. Milena Barreto de Arruda Cabral. - Salvador, 2017.

59f : il.

Orientador: Prof. Dr. Adelmir de Souza Machado.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal da Bahia. Instituto de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, Salvador, 2017.

1. Tomografia computadoriza de feixe cônico. 2. Diagnóstico. 3. Osso
I. Machado, Adelmir de Souza. II. Universidade Federal da Bahia. Instituto de Ciência da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas. III. Título

CDD – 617. 607572 21. ed.

UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE



PROCESSOS INTERATIVOS
DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO • ICS • UFBA

TERMO DE APROVAÇÃO

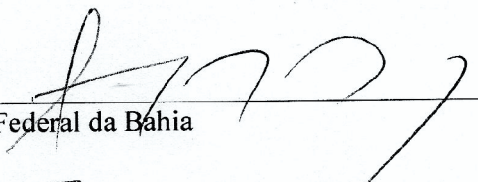
DEFESA PÚBLICA DE TESE

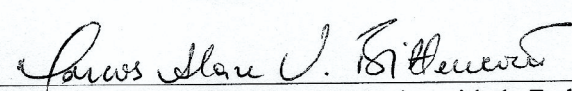
MILENA BARRETO DE ARRUDA CABRAL

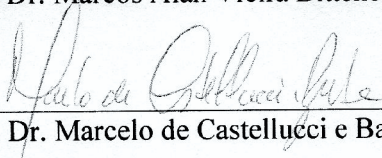
Acurácia na avaliação da cobertura óssea em diferentes protocolos de Aquisição do TCFC

Salvador, Bahia, 11 de dezembro de 2017

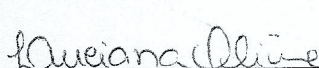
COMISSÃO EXAMINADORA:


Prof. Dr. Adelmir de Souza Machado – Universidade Federal da Bahia


Prof. Dr. Marcos Alan Vieira Bittencourt – Universidade Federal da Bahia


Prof. Dr. Marcelo de Castellucci e Barbosa – Universidade Federal da Bahia


Prof.ª Dr.ª Daniela Pita de Melo – Universidade Estadual da Paraíba


Prof.ª Dr.ª Luciana Soares de Andrade Freitas Oliveira – Instituto Federal da Bahia

A meu pai, Luciano (in memorian), e minha mãe, Mariluz, que está sempre do meu lado no que quer que eu faça. A meus amores, Pedro e Bráulio, por sentirem junto comigo, dia a dia, nessa caminhada. Amo todos vocês.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por me dar força sempre.

À minha família, obrigada pela ajuda e compreensão.

À UFBA e ao ICS, por me acolher e pela insistência na realização de pesquisas.

Ao Programa de Pós-graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas e sua coordenação, pela oportunidade de fazer parte desse grupo e por fazer o curso ser reconhecido como é. Profa. Fabiana, obrigada pela sensibilidade na resolução de intercorrências.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Adelmir Souza Machado, por confiar em mim e me deixar seguir no caminho que escolhi.

A minha orientadora, Profa. Dra. Iêda Crusoé Rebello, por acreditar na minha capacidade de levar adiante uma parte de seu projeto. Obrigada por me dar esta chance e segurar minha mão durante a caminhada.

Agradeço a CAPES, pelo apoio financeiro.

À Paula Paes, pela parceria neste projeto.

Obrigada à Banca examinadora: Prof. Marcos Alan e Prof. Marcelo meus eternos mestres; Profa. Luciana Oliveira e Profa. Daniela Pita, obrigada pela disponibilidade e presença.

Ao Grupo de Radiologia da FOUFBA, por me receber de portas abertas, principalmente ao Prof. Dr. Frederico Sampaio Neves pela ajuda.

À Orto-UFBA, por manter as portas abertas.

A todos que contribuíram para que eu pudesse finalizar essa etapa, meu muito obrigado!

CABRAL, Milena Barreto de Arruda. **Acurácia na avaliação da cobertura óssea em diferentes protocolos de aquisição da TCFC**. 59 f. il. Tese (Doutorado) – Programa de Pós-graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2017.

RESUMO

Mudanças em alguns parâmetros de aquisição da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico podem diminuir o tempo de exposição à radiação sem perda de qualidade de imagem. Este estudo teve como objetivo determinar a acurácia de diagnóstico da imagem obtida a partir de diferentes protocolos de aquisição do tomógrafo de feixe cônico Accuitomo 170 (J. Morita, Kyoto, Japão) na avaliação da cobertura óssea vestibular de dentes de um crânio seco. Para tanto, imagens de TCFC foram adquiridas do crânio seco com protocolos utilizando diferentes tamanhos de FOV (100x50 e 170x120), modo de imagem (Hi-Fi e Standard) e rotação (180° e 360°). A amostra foi composta por 120 dentes e a raiz de cada dente foi dividida em três terços, cervical, médio e apical, totalizando 360 regiões avaliadas. Os terços foram classificados quanto a presença ou ausência de osso na região vestibular tanto na imagem quanto diretamente no crânio que foi considerado como padrão-ouro. As avaliações foram realizadas por dois examinadores e 20% dos terços foram reavaliados. Inicialmente, avaliou-se a diferença na qualidade da imagem adquirida com variação no tamanho de FOV e grau de rotação, mantendo o modo de imagem Hi-Fi. O protocolo de melhor acurácia foi comparado com o protocolo de mesmo FOV e rotação no modo de imagem Standard. Os resultados demonstraram alta concordância intra-examinador, através do Coeficiente de Kappa ponderado ($K=0,81$). A análise de variância baseada em postos dá indícios ($p<0,05$) da existência de efeitos significativos do FOV na acurácia da imagem, diferente da rotação que não apresentou mudanças no diagnóstico da imagem ($p>0,05$). O protocolo que apresentou melhor acurácia foi o 100X50 Hi-Fi 180°. O teste de Wilcoxon não revelou diferença entre as médias de concordância dos modos de imagem Hi-Fi e Standard. Como conclusão, para o diagnóstico da ausência da cobertura óssea, o melhor protocolo foi 100x50 Standard com rotação parcial (180°), por apresentar melhor acurácia e apresentar menor tempo de exposição à radiação.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico. Diagnóstico. Osso.

CABRAL, Milena Barreto de Arruda. **Accuracy in bone coverage evaluation in different protocols of CBCT.** 59 f. Thesis (Doctor) – Post-Graduation Program in Interactive Processes of Organs and Systems, Institute of Health Sciences, Federal University of Bahia, Salvador, 2017.

ABSTRACT

Changes in some CBCT scan acquisition parameters can reduce the time of exposure to radiation without loss of image quality. This study aimed to determine the diagnostic accuracy of the image obtained from different protocols for the acquisition of the Accuitomo 170 unit (J. Morita, Kyoto, Japan) in the evaluation of buccal bone coverage of teeth of a dry skull. CBCT images were acquired from the dry skull with protocols using different FOV sizes (100x50 and 170x120), image mode (Hi-Fi and Standard) and image scan (180° and 360°). The sample was composed of 120 teeth and the root of each tooth was divided into three thirds, cervical, middle and apical, totaling 360 regions evaluated. The thirds were classified as the presence or absence of bone in the vestibular region both in the image and directly in the skull which was considered as gold standard. The evaluations were performed by two examiners and 20% of the thirds were reassessed. Initially, the difference in the quality of the acquired image was evaluated with variation in the size of FOV and image scan, maintaining the Hi-Fi image mode. The protocol of best accuracy was compared with the protocol of the same FOV and image scan in the standard image mode. The results showed high intra-examiner agreement, through the weighted Kappa Coefficient ($K = 0.81$). Postoperative analysis of variance gives evidence ($p < 0.05$) of the existence of significant FOV effects in the image accuracy, different from the image scan that did not present changes in the diagnosis of the image ($p > 0.05$). The protocol that presented the best accuracy was the 100X50 Hi-Fi 180°. The Wilcoxon test revealed no difference between the agreement means of the Hi-Fi and Standard image modes. As a conclusion, for the diagnosis of absence of bone coverage, the best protocol was 100x50 Standard with partial rotation (180°), because it presents better accuracy and presents less time of exposure to the radiation.

Keywords: Cone Beam Computed Tomography. Diagnosis. Bone.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

ARTIGO 1

- Figura 1** Maxila e mandíbula recobertas com cera incolor. 23
- Figura 2** Corte Sagital no longo eixo do dente 12 nos quatro protocolos de aquisição estudados. 23
- Figura 3** Detalhe das imagens avaliadas com as reconstruções axial, coronal e sagital, analisadas no mesmo momento (linhas e planos no mesmo local a ser avaliado nos diferentes planos). 25
- Figura 4** Corte Sagital: A. Dente no longo eixo; raiz medida e dividida em 3 terço. B. Início da cobertura óssea, com 2,0mm de distância da JCE. C: Corte Axial: Mensuração da espessura óssea. 25
- Figura 5** Imagem da mensuração direta, com auxílio de um paquímetro, da deiscência óssea na mandíbula. 26

ARTIGO 2

- Figura 1** Maxila e mandíbula recobertas com cera incolor. 35
- Figura 2** Corte Sagital no longo eixo do dente 12 nos dois protocolos de aquisição estudados. 36
- Figura 3** Detalhe das imagens avaliadas com as reconstruções axial, coronal e sagital, analisadas no mesmo momento (linhas e planos no mesmo local a ser avaliado nos diferentes planos). 36
- Figura 4** Corte Sagital: A. Dente no longo eixo; raiz medida e dividida em 3 terço. B. Início da cobertura óssea, com 2,0mm de distância da JCE. C: Corte Axial: Mensuração da espessura óssea. 37
- Figura 5** Imagem da mensuração direta, com auxílio de um paquímetro, da deiscência óssea na mandíbula. 38
- Figura 6** Média (desvio padrão) limites de confiança da média (95%) e teste de Wilcoxon para comparação das médias de concordância. Barras com letras iguais indicam médias que não diferem entre si. 40

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1

Tabela 1	Parâmetros de exposição dos protocolos estudados.	24
Tabela 2	Legenda usada para classificação da cobertura óssea. Classificação modificada de Ferreira et al. ⁽¹⁾	25
Tabela 3	Concordâncias de cada um dos avaliadores com o padrão ouro.	27
Tabela 4	Análise de variância baseada em postos para teste dos efeitos do FOV e da rotação e da interação sobre as médias de concordância observadas.	27
Tabela 5	Média (desvio padrão) e teste t de Student para comparação de médias da interação de FOV e rotação no nível de significância de 5%.	28
Tabela 6	Valores de Diagnóstico para os protocolos testados.	28

ARTIGO 2

Tabela 1	Legenda usada para classificação da cobertura óssea. Classificação modificada de Ferreira et al. ⁽¹⁾	37
Tabela 2	Comparação dos resultados das avaliações efetuadas nas imagens obtidas com FOV de 100x50 e rotação de 180 graus nos	39
Tabela 3	Teste de Wilcoxon da soma das ordens para comparação das médias de acertos nos dados obtidos por meio do FOV 100x50 e rotação de 180°.	39

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CO	Cobertura óssea
JCE	Junção cimento-esmalte
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
2D	Bidimensional
TCMS	Tomografia Computadorizada Multislice
IIT/CCD	Intensificador de imagem combinado com dispositivo de carga acoplado
FP	<i>Flat-panel</i> – tela plana
FOV	<i>Fields of view</i> – Campo de visão
kVp	Quilovoltagem
mA	Miliamperagem
ALARA	<i>As low as reasonably achievable</i> - Tão baixo quanto razoavelmente possível
ALADA	<i>As low as diagnostically acceptable</i> - Tão baixo quanto diagnosticamente aceitável
Hi-Fi	<i>High Fidelity</i> – alta fidelidade
Hi-Res	<i>High Resolution</i> – alta resolução
UFBA	Universidade Federal da Bahia
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
IPS	<i>In-Plane Switching</i>
K	Kappa

VPP	Valor Preditivo Positivo
VPN	Valor Preditivo Negativo
CTDI	Índice de dose de tomografia computadorizada
DAP	Produto área-dose

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	ARTIGO 1	20
2.1	INTRODUÇÃO	21
2.2	MATERIAIS E MÉTODOS	22
2.3	RESULTADOS	26
2.4	DISCUSSÃO	29
2.5	CONCLUSÃO	31
3	ARTIGO 2	32
3.1	INTRODUÇÃO	33
3.2	MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.3	RESULTADOS	39
3.4	DISCUSSÃO	40
3.5	CONCLUSÃO	41
4	CONCLUSÃO GERAL	42
	REFERÊNCIAS	44
	REFERÊNCIAS GERAIS	45
	REFERÊNCIAS ARTIGO 1	49
	REFERÊNCIAS ARTIGO 2	52
	ANEXO - PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	55

1 INTRODUÇÃO

A avaliação da cobertura óssea (CO) é item fundamental para se obter diagnóstico e plano de tratamento adequados em diversas especialidades odontológicas principalmente na Ortodontia, Periodontia e Implantodontia.⁽¹⁾ O tratamento de escolha muitas vezes depende da quantidade de osso alveolar presente, o que pode ou não levar ao sucesso no resultado final.

A posição vertical dos dentes no centro do alvéolo contribui para uma oclusão estável e uma boa condição periodontal. A presença de adequada cobertura óssea vestibular e lingual é importante para a Ortodontia, pois define os limites do movimento ortodôntico que, se ultrapassados, podem danificar o periodonto de sustentação e proteção dos dentes.^(2,3) Quando ocorre ausência de CO na porção mais cervical da raiz, com distância entre a junção cimento-esmalte (JCE) e a crista óssea alveolar superior a 2mm, o defeito é denominado de deiscência óssea. O recobrimento gengival pode estar presente ou não, sendo sua ausência considerada como recessão gengival. Quando a ausência de CO se encontra ao longo da raiz preservando a integridade óssea marginal, denomina-se fenestração óssea.^(2,4)

De acordo com Newman, Takei, Klokkevold e Carranza⁽⁵⁾, os defeitos periodontais estruturais acometem mais o osso vestibular em comparação ao osso lingual e sua frequência aumenta dos dentes posteriores para os anteriores.⁽⁵⁾ A espessura óssea é fator predisponente importante para a presença de tais defeitos, além do contorno radicular, o mal posicionamento dentário e a protrusão labial.⁽⁶⁾

A CO na região cervical tem menor espessura em relação à região média e apical da raiz e deve ser avaliada criteriosamente, durante o tratamento ortodôntico, para evitar defeitos ósseos e recessão gengival, principalmente em movimentos de retração e projeção de dentes anteriores, onde o osso é menos espesso.⁽⁷⁾ A expansão rápida da maxila é outro exemplo de movimento ortodôntico com possibilidade de promover defeitos ósseos na região vestibular, pois pode ocorrer diminuição da espessura óssea vestibular na região cervical dos dentes de ancoragem.⁽⁸⁾

A Odontologia tem avançado muito desde o advento da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), pois auxilia no diagnóstico e avaliação das estruturas e regiões de difícil acesso, com boa acurácia, custo acessível e dose de radiação aceitável.^(9,10) O diagnóstico da CO ganhou muito com esta tecnologia, que já está consolidada dentro da Odontologia.^(1,11) A avaliação da espessura e nível de tábua óssea vestibular e lingual não era possível pela radiografia convencional, devido a

sobreposição de imagens comum em exames bidimensionais (2D), além de limitações como distorções e baixo contraste.^(9,12,13)

A TCFC é um exame que permite a avaliação tridimensional de estruturas anatômicas craniofaciais com acurácia, expondo o paciente a menores doses de radiação quando comparada a Tomografia Computadorizada Multislice (TCMS), além de ser bastante acessível financeiramente.⁽¹⁴⁻¹⁶⁾

O aparelho de TCFC é muito menor que o aparelho de TCMS, assemelhando-se ao aparelho de radiografia panorâmica. Geralmente o paciente é posicionado em pé, mas em alguns aparelhos o paciente pode ficar sentado. O tomógrafo apresenta dois componentes principais, o tubo de raio X, que emite um feixe em forma de cone, e um detector de raio X, cada um posicionado em extremos opostos a cabeça do paciente.^(14,17)

Existem dois grupos de tomógrafos com base no tipo de detector de imagem, os que apresentam um intensificador de imagem combinado com dispositivo de carga acoplada (IIT/CCD) e os que apresentam *flat-panel* (FP), tela plana de silício ou selênio amorfo. A tecnologia FP, mais utilizada atualmente, é mais simples, não sensível a campos magnéticos, o equipamento não precisa ser calibrado frequentemente e produz imagens com menos distorções periféricas, porém com um pouco mais de exposição à radiação.^(9,12,18,19)

Devido a exposição da TCFC incorporar todo o campo de visão (FOV– *Field of view*) ou área escaneada do paciente, uma rotação completa ou menos da fonte de radiação ionizante é necessária para obter todos os dados suficientes para a reconstrução da imagem. Além disso, a quilovoltagem (kVp) e miliamperagem (mA) utilizadas no equipamento de TCFC são bem menores que as do TCMS. Assim, o tempo de aquisição do exame diminui e, conseqüentemente, a dose de radiação dispensada ao paciente também.^(12,18,20)

Durante a aquisição, o tubo de raio X e o detector rotacionam ao redor da cabeça do paciente, produzindo centenas de projeções bidimensionais, semelhantes a telerradiografias, conhecidas como imagens-base. O tempo de rotação varia entre 10 e 40 segundos, embora existam protocolos de varredura mais rápidos e mais lentos. O número total de imagens-base corresponde aos dados de projeção e é determinado pelo tempo de aquisição, pelo grau de rotação (parcial ou total) e pela velocidade de rotação. Os dados de projeção são utilizados para a reconstrução do volume tomográfico pelo software do equipamento.^(11,12,20)

Os dados volumétricos de uma tomografia computadorizada incluem um conjunto de voxels. O voxel é a menor unidade detectável de volume formadora da imagem tomográfica, responsável pela resolução espacial da mesma. Na TCFC, o voxel é isotrópico, isto é, tem valores iguais para as três dimensões (altura, largura e profundidade).⁽²¹⁾ Esta característica permite melhor resolução nas imagens, tornando as medidas geometricamente mais precisas em qualquer plano de corte.⁽¹⁸⁾

Configurações na aquisição da imagem de TCFC, como kVp, mA, tamanho do FOV, grau de rotação e modo de imagem são fatores importantes que interferem na qualidade da imagem e também na dose de radiação.⁽²²⁾ Estruturas anatômicas pequenas ou de pouca espessura, como a cobertura óssea, sofrem mais interferência dessas configurações que estruturas maiores.^(23,24)

As dimensões do FOV que podem ser cobertos dependem principalmente do tamanho e forma do detector, da geometria da projeção do feixe e da capacidade de colimar o feixe.⁽¹²⁾ Em termos de otimização, qualidade de imagem e dose de radiação, o parâmetro de imagem mais diretamente relacionado é o tamanho do FOV, uma vez que aumentar o seu tamanho pode tornar as reconstruções menos precisas devido à maior angulação do feixe na extremidades superior e inferior do volume,⁽²⁴⁾ e aumenta a quantidade relativa de radiação dispersa que atinge o detector, levando a um aumento de ruído e artefatos.^(20,25-27)

Tamanhos de FOV menores devem ser usados para imagens odontológicas, enquanto que o aumento do tamanho do FOV deve ser restrito a casos em que uma visão mais ampla é necessária. A escolha deve se basear nas necessidades clínicas e nos princípios ALARA (*as low as reasonably achievable*), uma vez que a dose de radiação aumenta de forma direta com o tamanho do FOV.^(10,23) Atualmente, esse conceito de ALARA vem sendo substituído pelo ALADA (*as low as diagnostically acceptable*) para buscar maior equilíbrio entre benefício ao paciente e profissional.⁽²⁸⁾

O número de imagens-base adquiridas durante a aquisição da imagem de TCFC depende do ângulo de rotação do conjunto tubo-detector de raio X do aparelho ao redor da cabeça do paciente, assim como do tempo e velocidade desta rotação. A depender do tomógrafo, o ângulo de rotação pode variar entre 180° e 360°. Aquisições realizadas com rotação parcial do aparelho produzem menor número de imagens-base adquiridas em comparação aquelas realizadas com rotação total (360°), no entanto produzem, também, menor dose efetiva de radiação ao paciente.⁽²⁹⁻³¹⁾

Segundo Scarfe, Li, Aboelmaaty, Scott e Farman ⁽²⁰⁾, a dose de radiação emitida ao paciente com um grau de rotação de 180 ° pode ser metade daquela produzida com rotação de 360°. Além disso, ocorre redução dos artefatos produzidos por movimentação do paciente durante a aquisição das imagens.⁽²⁰⁾

Estudos mostram que a imagem produzida utilizando rotação parcial de 180° no aparelho de TCFC, possui informação diagnóstica compatível com a imagem adquirida com rotação total de 360° do aparelho, na avaliação subjetiva da região periapical.^(30,32)

Na detecção de reabsorção radicular externa simuladas em dentes anteriores através de imagem de TCFC, concluiu-se que, variando o grau de rotação do tubo-detector de raio X entre 180° e 360°, foi possível diagnosticar a presença das lesões de forma similar, sem perda de qualidade da imagem.⁽³³⁾

Já para Hassan, Payam, Juyanda, Van Der Stelt e Wesselink ⁽²³⁾, que avaliaram a influências de vários parâmetros de aquisição do 3D Accuitomo (J. Morita, Kyoto, Japão) na visualização do canal mandibular de cadáver humano, diminuir o grau de rotação de 360° para 180° provoca aumento de ruído na imagem e diminui informação diagnóstica.⁽²³⁾ E, para Yadav, Palo, Mahdian, Upadhyay e Tadinada⁽³⁴⁾, a taxa de sensibilidade para detectar alterações osteoarticulares no côndilo mandibular é ligeiramente menor para pequenas mudanças. O protocolo de rotação 180° é tão eficaz quanto o protocolo de rotação 360° na detecção de pequenos e grandes defeitos.⁽³⁴⁾

O número de imagens-base produzidas para ser usado na reconstrução volumétrica pode ser manipulado através da possibilidade de escolha pelo operador em utilizar rotação parcial ou total em alguns aparelhos de TCFC. No tomógrafo 3D Accuitomo 170, a variação no número de imagens de base também pode ser obtida usando 4 modos de imagem diferentes High-Fidelity (HiFi), High-Resolution (Hi-Res), High-Speed e Standard.⁽³⁵⁾

Poucos são os estudos que avaliam a acurácia dos modos de imagem da TCFC. De acordo com o fabricante (J Morita MFG. Corp., Kyoto, Japão), o protocolo Hi-Fi possui um menor ruído, com melhor resolução de contraste, especialmente na periferia da imagem. O protocolo Hi-Res possui uma melhor resolução espacial quando utilizado o menor tamanho de *pixel* no detector FP. O protocolo Hi-Speed possui o menor tempo de exposição, reduzindo-se assim o risco de artefatos de movimento, sendo indicado para exames em pacientes pediátricos. Já o protocolo Standard pode ser utilizado com FOVs limitados ou amplos.⁽³⁵⁾

As maiores médias da qualidade subjetiva da imagem, na avaliação do canal radicular, foram obtidas nos modos Hi-Fi e Hi-Res, sendo que não houve diferença estatisticamente significativa entre os modos Standard e Hi-Fi. Quando o escaneamento foi realizado no modo Hi-Speed, obteve-se uma redução na qualidade subjetiva da imagem, sendo observada diferença estatisticamente significativa em relação aos outros protocolos. Apesar da menor qualidade subjetiva da imagem, tal protocolo gera um menor tempo de exposição (10 segundos), resultando numa menor dose de radiação e reduzindo a possibilidade de formação de artefatos de movimento durante o escaneamento.⁽³⁶⁾

Em estudo anterior, o 3D Accuitomo obteve melhores resultados em comparação com outras marcas de tomógrafo de feixe cônico ao avaliar a qualidade da imagem através de medidas e/ou quando os observadores avaliaram diferentes estruturas anatômicas.⁽³²⁾

Existe uma real necessidade de compreensão dos parâmetros de aquisição a serem adotados e o benefício na prática clínica. Alguns estudos avaliaram a aplicabilidade da TCFC no diagnóstico da cobertura óssea alveolar,^(1,11,37) porém não há na literatura, até o presente momento, estudo que avalie a influência de mudanças nos parâmetros de aquisição em TCFC, como tamanho de FOV, grau de rotação (180° ou 360°) e modo de imagem, sobre acurácia na avaliação da cobertura óssea alveolar.

O presente estudo teve como objetivo determinar a acurácia diagnóstica da imagem obtida a partir de diferentes protocolos de aquisição do tomógrafo de feixe cônico na avaliação da cobertura óssea vestibular em dentes superiores e inferiores.

2 ARTIGO 1

Artigo 1: Acurácia de diagnóstico de diferentes protocolos de TCFC para avaliação da cobertura óssea vestibular

INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) é uma tecnologia consolidada na Odontologia, sendo amplamente utilizada como auxiliar no diagnóstico em diversas especialidades.^(1,2) Seu uso é indicado quando existe a real necessidade de imagem tridimensional, como na avaliação e mensuração de estruturas anatômicas com pouca espessura e de difícil acesso através de radiografias convencionais. É o caso da cobertura óssea (CO), onde uma avaliação não criteriosa pode levar a medidas erradas e, conseqüentemente, ao subdiagnóstico de defeitos ósseos. A imagem de TCFC apresenta alta acurácia na avaliação e mensuração da CO, sendo um excelente exame de escolha.^(3,4)

Na Ortodontia, a avaliação da CO traz benefícios uma vez que a espessura da cortical do osso alveolar muda em relação aos diferentes padrões esqueléticos.⁽⁵⁾ Além disso, a espessura óssea na região cervical é menor em relação à região média e apical da raiz e deve ser observada para o tratamento ortodôntico de retração ou projeção anterior e expansão maxilar, para evitar defeitos ósseos e recessão gengival.⁽⁶⁾ A quantidade de osso na região anterior pode limitar o movimento dentário e ditar a saúde periodontal.⁽⁷⁾

Na Periodontia, a imagem de TCFC é importante na avaliação da CO vestibular antes e após cirurgia periodontal de reconstrução de defeitos ósseos. Essa importância se estende para outras especialidades, pois o suporte ósseo alveolar é determinante para a manutenção da saúde dentária.⁽⁵⁾

A qualidade da imagem tem importante influência na avaliação da cobertura óssea e depende dos parâmetros de aquisição da TCFC.⁽⁸⁻⁹⁾ Configurações como tamanho do FOV, corrente (mA), voltagem do tubo (kVp) e grau de rotação do aparelho são fatores que podem influenciar a qualidade da imagem e também a dose de radiação.⁽¹⁰⁾ Estruturas anatômicas pequenas sofrem mais interferência dessas configurações que estruturas maiores.⁽¹¹⁻¹³⁾

Devido a exposição da TCFC incorporar todo o campo de visão (FOV), apenas uma ou meia seqüência de rotação da fonte de radiação ionizante são necessárias para se obter todos os dados suficientes para a reconstrução da imagem.⁽¹⁴⁻¹⁵⁾ A depender do

tomógrafo, o grau de rotação pode variar entre parcial e total. Aquisições realizadas com rotação parcial do aparelho produzem menor número de imagens-base adquiridas em comparação aquelas realizadas com rotação total, no entanto produzem, também, menor dose efetiva de radiação ao paciente.⁽¹⁶⁻¹⁸⁾

Segundo Scarfe, Li, Aboelmaaty, Scott e Farman ⁽¹⁹⁾, a dose de radiação emitida ao paciente com grau de rotação de 180° pode ser metade daquela produzida com rotação de 360°. Além disso, a diminuição do número de imagens-base melhora a qualidade porque reduz os artefatos produzidos por movimentação do paciente durante a aquisição das imagens.⁽¹⁹⁾ De acordo com o princípio ALADA (*as low as diagnostically acceptable*), o número de imagens-base deve ser minimizado, sempre que possível, para a obtenção de uma imagem com qualidade diagnóstica e com o mínimo possível de radiação.⁽²⁰⁾

Pesquisas já mostram que aumentar o tamanho de FOV torna as reconstruções menos precisas e aumenta a dose de radiação emitida.^(8,12,14,21,22) No entanto, a necessidade de diagnóstico pode influenciar na escolha de um FOV amplo, muito utilizado em Ortodontia, principalmente em casos orto-cirúrgicos, que necessitam da visualização de todo o complexo crânio-facial.

Muitos estudos se propõem a avaliar a aplicabilidade da TCFC no diagnóstico da cobertura óssea alveolar,^(1-3,8) porém não há na literatura, até o presente momento, estudo que avalie a influência de mudanças nos parâmetros de aquisição da TCFC, como tamanho de FOV e grau de rotação, na acurácia na avaliação da cobertura óssea.

O presente estudo teve como objetivo determinar a acurácia de diagnóstico de diferentes protocolos de aquisição de TCFC na detecção de ausência de cobertura óssea.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Odontologia da UFBA (Parecer nº 1.208.317). Um crânio seco íntegro, isento de fraturas e restaurações metálicas, com até pelo menos os primeiros molares presentes e sem anomalias clínicas, foi selecionado da coleção do Centro de Ortodontia e Ortopedia Facial Prof. José Édimo Soares Martins, da Faculdade de Odontologia, da Universidade Federal da Bahia. O crânio apresentava todas as unidades dentárias com exceção dos 2º e 3º molares inferiores esquerdos.

AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

Para simular as atenuações dos Raios X causada pelo tecido mole do paciente, a mandíbula e maxila do crânio foram cobertas com cera utilidade Wilson (Polidental, Cotia, Brazil) (Figura 1) e imerso em água por 24 horas antes da aquisição da imagem.

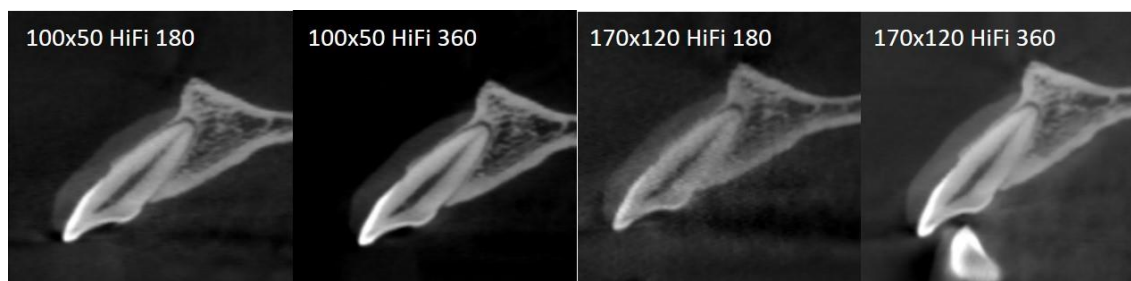
Figura 1 – Maxila e mandíbula recobertas com cera incolor.



Fonte: Dados da pesquisa.

O exame de TCFC do crânio foi realizado no aparelho 3D Accuitomo 170 (J Morita MFG. Corp., Kyoto, Japão) com quatro diferentes protocolos de aquisição (Figura 2), variando o grau de rotação (180° e 360°) e o FOV (170×120 e 100×50). Todos os protocolos foram realizados no modo de imagem High-Fidelity (Hi-Fi), com detector *flat-panel* e feixe de radiação contínuo, operando com 70kVp, 4mA e 0,25mm de tamanho de *voxel* (Tabela 1). As imagens adquiridas foram exportadas como arquivo *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) e salvas para posterior análise.

Figura 2- Corte Sagital no longo eixo do dente 12 nos quatro protocolos de aquisição estudados.



Fonte: Dados da pesquisa.

Tabela 1 - Parâmetros de exposição dos protocolos estudados.

	<i>FOV</i>	<i>Modo de imagem</i>	<i>Voxel</i>	<i>Tempo exposição (s)</i>
180°	100X50	HiFi	0,25	15,8
	170X120	HiFi	0,25	15,8
360°	100X50	HiFi	0,25	30,8
	170X120	HiFi	0,25	30,8

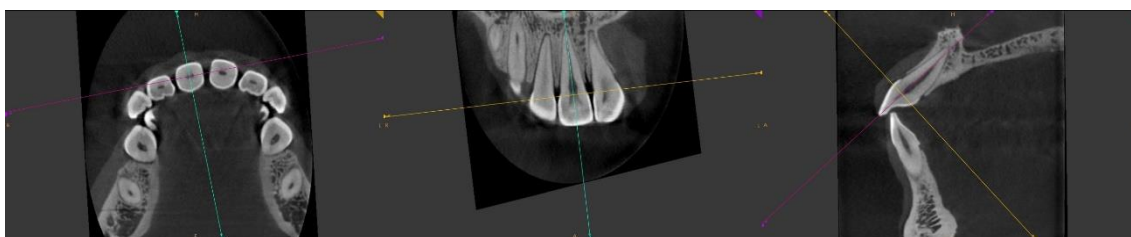
Fonte: Dados da pesquisa

ANÁLISE DAS IMAGENS

As imagens foram analisadas por dois examinadores previamente calibrados, no *software* CS Dental Imaging 3D module versão v3.5.7 (Carestream Health, Atlanta, USA) no monitor de alta resolução Eizo Radiforce MX300W Clinical Review Monitor Specs, de tecnologia IPS (do inglês, *In-Plane Switching*), que, em qualquer ângulo de avaliação, possibilita que não haja perda de definição da imagem. Os examinadores tinham a possibilidade de alterar brilho e contraste da imagem, bem como utilizar a ferramenta de zoom.

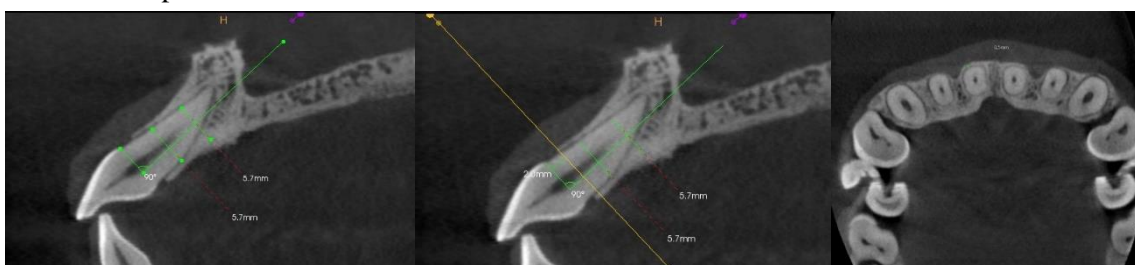
Cada dente foi individualizado em seu longo eixo, para a avaliação da cobertura óssea vestibular (Figura 3). Utilizando a imagem na reconstrução sagital, foi mensurado o comprimento da raiz do dente, da junção cimentoesmalte (JCE) ao ápice, e dividido em três terços, cervical, médio e apical, totalizando 306 terços avaliados (Figura 4A). A distância entre a JCE e o início de cobertura óssea vestibular foi medida, iniciando com a avaliação do terço cervical (Figura 4B). Quando esta distância foi maior que 2mm, o terço foi classificado como *AUSENTE*, configurando uma deiscência óssea. Quando a distância entre a JCE e o início de cobertura óssea foi menor ou igual a 2mm, o terço cervical foi classificado como *PRESENTE* e quanto a espessura óssea como *CRÍTICA*, *DELGADA*, *REGULAR* ou *ESPESSA*, seguindo a legenda descrita na Tabela 2. A espessura óssea vestibular foi avaliada na imagem da reconstrução axial (Figura 4C), que se apresenta na tela ao mesmo tempo. Os outros terços foram avaliados da mesma forma, sendo a ausência óssea configurada como fenestração. De forma randomizada, 20% dos terços que compõem a amostra foram reavaliados para observar concordância intra-examinador.

Figura 3 – Detalhe das imagens avaliadas com as reconstruções axial, coronal e sagital, analisadas no mesmo momento (linhas e planos no mesmo local a ser avaliado nos diferentes planos).



Fonte: Dados da pesquisa

Figura 4 - Corte Sagital: A. Dente no longo eixo; raiz medida e dividida em 3 terço. B. Início da cobertura óssea, com 2,0mm de distância da JCE. C: Corte Axial: Mensuração da espessura óssea.



Fonte: Dados da pesquisa

Tabela 2 - Legenda usada para classificação da cobertura óssea. Classificação modificada de Ferreira et al.⁽¹⁾.

AUSENTE	Osso ausente. Superfície dentária nitidamente acompanhada apenas de densidade de tecido mole.
CRÍTICA	Lâmina ou superfície esfumada de limites indefinidos seguido de estrutura de densidade de tecido mole.
DELGADA	Fina lâmina óssea de limites definidos de até 1mm de espessura.
REGULAR	Lâmina óssea de limites definidos de 1,1mm a 2,0mm de espessura.
ESPESSA	Lâmina óssea de limites definidos de 2.1mm ou mais de espessura.

Fonte: Dados da pesquisa

Como padrão-ouro, o crânio seco foi avaliado pelos mesmos examinadores, com o objetivo de verificar a CO vestibular nas raízes dos dentes, sendo realizada após avaliação das imagens para que o conhecimento da ausência de cobertura óssea vestibular não interferisse na avaliação realizada nas imagens. Os três terços de cada raiz foram divididos de acordo as mensurações realizadas nas imagens da TCFC e

analisados com o auxílio de um paquímetro digital Odin (Ortho-Pli, Philadelphia, PA, EUA) (Figura 5).

Figura 5 – Imagem da mensuração direta, com auxílio de um paquímetro, da deiscência óssea na mandíbula.



Fonte: Dados da pesquisa.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para avaliação da concordância intra-examinador foi calculado o coeficiente Kappa (K) ponderado para medidas qualitativas de classificação (concordância razoável, 0,20 – 0,40; moderada, 0,40 – 0,60; substancial, 0,60 – 0,80; quase perfeita, 0,80 – 1,00; perfeita, 1,00).⁽²³⁾ Foram avaliadas também as concordâncias de cada um dos avaliadores com o padrão-ouro, quantificado por meio do K ponderado. Foi ajustado um modelo linear generalizado misto de análise de variância baseado nos postos com adequado para dados aderentes à distribuição de Poisson com dois fatores (FOV e Rotação) e interações e teste t de Student para comparações múltiplas de médias. Para cada protocolo, também foi aplicado o teste de Acurácia, Sensibilidade, Especificidade, Valor Preditivo Positivo (VPP) e Valor Preditivo Negativo (VPN). Em todos os testes estatísticos foi adotado o nível de significância de 5% e todos os cálculos foram feitos com apoio do sistema SAS (SAS Institute Inc. The SAS System, release 9.3. SAS Institute Inc., Cary:NC, 2010).

RESULTADOS

A concordância intra-examinador do avaliador 1 foi substancial ($K = 0,72$), enquanto que a do avaliador 2 foi quase perfeita ($K = 0,81$), este último apresentou mais

coerência entre as duas avaliações. A Tabela 3 mostra a concordância de cada avaliador com o padrão-ouro, onde os valores de K evidenciam uma maior concordância do avaliador 2 com o padrão-ouro. Dando continuidade ao estudo, optou-se por trabalhar com os dados do avaliador 2 que se apresentou dados mais próximo do padrão-ouro, além de melhor reprodutibilidade.

Tabela 3 - Concordâncias de cada um dos avaliadores com o padrão ouro.

Avaliador	Protocolo	Padrão-ouro		Valor-p
			K	
1	100x50	180°	0,4444	
		360°	0,6614	
	170x120	180°	0,5944	
		360°	0,5709	
2	100x50	180°	0,6614	0,5904
		360°	0,5768	
	170x120	180°	0,5470	0,2781
		360°	0,6682	

(p): Valor-p $H_0: \kappa=0$

Fonte: Dados da pesquisa

A Tabela 3 também mostra que as concordâncias entre o avaliador 2 e o padrão-ouro, em cada protocolo, variou de moderada a substancial, e que existe uma proximidade entre os valores de K , sem diferença estatística, quando no mesmo FOV, variou-se o grau rotação.

A análise de variância baseada em postos (Tabela 4) nos dá indícios ($p < 0,05$) da existência de efeitos significativos do FOV, bem como da interação entre os fatores, mas a rotação não apresenta efeitos significativos ($p > 0,05$). Sendo assim, na Tabela 5 são apresentados os resultados do teste t de Student para comparação dos efeitos da interação entre rotação e FOV.

Tabela 4 - Análise de variância baseada em postos para teste dos efeitos do FOV e da rotação e da interação sobre as médias de concordância observadas.

Fatores de geração da imagem	Graus de liberdade		Teste F		
	Efeitos	Numerador	Denominador	Estatística	Valor-p
FOV		1	302	4,55	0,0337
Rotação		1	302	3,22	0,0737
FOV*Rotação		1	302	31,13	0,0001

Fonte: Dados da pesquisa

Tabela 5 - Média (desvio padrão) e teste t de Student para comparação de médias da interação de FOV e rotação no nível de significância de 5%.

FOV	Rotação	
	180°	360°
100x50	0,8519 (0,3586) A	0,8148 (0,3921) B
170x120	0,7778 (0,4179) C	0,8485 (0,3604) A

Letras iguais indicam médias que não diferem entre si no nível de significância de 5%.

Fonte: Dados da pesquisa

A maior média de concordância (0,8519) é observada nas imagens adquiridas com FOV de 100x50 e rotação de 180°. A segunda maior média de concordância (0,8485) é observada quando se alteram as duas características em conjunto, ou seja, quando o protocolo usado foi de 170x120 360° de rotação. Desta forma, observa-se uma proximidade muito grande entre estes protocolos, sendo que os outros, 100x50 360° e 170x120 180°, não se encontram muito distantes, apresentando uma média de concordância boa com o padrão-ouro.

A Tabela 6 reproduz os valores de acurácia, sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo (VPP) e valor preditivo negativo (VPN) de cada protocolo. O protocolo que se mostrou mais acurado foi o 100x50 180° (85,19), que também apresentou maior sensibilidade (92,86), ou seja, maior proporção de diagnóstico de ausência óssea nos terços com ausência de osso. A sensibilidade representa a capacidade do exame em diagnosticar o defeito ósseo onde realmente não existe osso, enquanto que a especificidade representa a capacidade do exame de detectar a presença de osso.

Tabela 6 - Valores de Diagnóstico para os protocolos testados.

<i>Protocolo</i>			<i>Acurácia</i>	<i>Sensibilidade</i>	<i>Especificidade</i>	<i>VPP</i>	<i>VPN</i>
100X50	Hi-Fi	180°	85,19	92,86	82,50	65,00	97,06
		360°	81,48	85,71	80,00	60,00	62,96
170X120	Hi-Fi	180°	77,78	90,32	72,06	59,57	94,23
		360°	84,85	87,10	83,82	71,05	93,44

Fonte: Dados da pesquisa

DISCUSSÃO

O uso da TCFC para auxiliar no diagnóstico e planejamento em diversas especialidades já é fato consolidado na odontologia. Estudos anteriores^(3,24,25) mostram a importância da imagem de TCFC na avaliação da cobertura óssea alveolar que apresenta pouca espessura, assim como sua acurácia na avaliação e mensuração de defeitos ósseos.^(3,4) Sendo assim e seguindo o princípio de ALADA⁽²⁰⁾ e as diretrizes do SEDENTEXCT⁽²⁶⁾, o uso da TCFC deve ter propósito clínico, levando em consideração que a imagem precisa ter qualidade suficiente para o correto diagnóstico, sem desconsiderar a dose de radiação dispensada ao paciente o conhecimento de qual protocolo de imagem atende a estes preceitos.

Os parâmetros de exposição da TCFC (mA, kV, FOV, grau de rotação e modo de imagem) podem ser modificados a depender do tomógrafo utilizado. Essas configurações podem reduzir a dose de radiação, mas podem também degradar a qualidade da imagem, assim elas devem ser consideradas de acordo com o propósito clínico. Neste estudo, utilizou-se o 3D Accuitomo 170 que tem a possibilidade de ajuste em todos estes parâmetros de exposição, além de apresentar uma maior variedade de modos de imagem. Sendo o Accuitomo reconhecido pela sua excelente imagem e acurácia, assim como capaz de alterar diferentes parâmetros, o reconhecimento do melhor protocolo para ele é fundamental.

No presente estudo, foram utilizados tamanhos de FOV e grau de rotação diferentes com o modo de imagem Hi-Fi, para avaliar o poder de diagnóstico da ausência de cobertura óssea vestibular. Em termos de otimização, qualidade de imagem e dose de radiação, o parâmetro de exposição mais diretamente relacionado é o tamanho FOV, uma vez que aumentar o tamanho do FOV pode tornar as reconstruções menos precisas devido à maior angulação do feixe nas extremidades superior e inferior do volume⁽¹²⁾ e aumenta a quantidade relativa de radiação dispersa que atinge o detector, levando a um aumento de ruído e artefatos.^(8,21,22,27)

Desta forma, alguns estudos^(14,28,29) recomendam a utilização de tamanhos de FOV menores para imagens odontológicas, com restrição do aumento do tamanho do FOV nos casos em que uma visão mais ampla é necessária, respeitando o equilíbrio entre benefício ao paciente e dentista.⁽²⁰⁾ Na Ortodontia, a solicitação de exames de TCFC com FOV amplo é mais indicado, principalmente em casos orto-cirúrgicos ou

limítrofes onde existe a possibilidade de compensação dentária. A avaliação de toda cobertura óssea superior e inferior, nestes casos, é fator importante no diagnóstico e plano de tratamento.

Esta pesquisa utilizou os FOVs 100x50 e 170x120, que abrangem regiões maiores como toda a maxila, toda mandíbula ou todo o crânio, indicados na rotina clínica, e observou que o FOV tem efeito significativo quando avaliado separadamente. Entre os FOVs avaliados, o menor (100x50) se apresentou mais acurado. Se um FOV menor contemplar a necessidade diagnóstica, ele é preferível. O grau de rotação, no entanto, não apresentou efeito significativo quando avaliado de forma separada.

Os resultados deste estudo mostraram que, para o diagnóstico da cobertura óssea vestibular, não há diferença estatisticamente significante entre as rotações estudadas. Com a rotação parcial não houve perda de informação diagnóstica em relação a rotação total. A rotação parcial é preferível por diminuir o tempo do exame, menor possibilidade de movimento do paciente, uma das principais causas de produção de artefato, mais ainda em pacientes infantis.⁽⁵⁻⁸⁾ Além disso, a dose de radiação da rotação de 180° é, aproximadamente, 40% menor que a da rotação de 360°.⁽¹⁸⁻¹⁹⁾

Outros estudos também chegaram a resultados semelhantes para avaliação e planejamento de implantes⁽³⁰⁾, no diagnóstico de lesão periapical⁽¹⁷⁾ reabsorção radicular externa⁽³¹⁾ e fraturas radiculares⁽²⁷⁾, que são estruturas ou lesões com tamanhos reduzidos.

Aquisições realizadas com rotação parcial do aparelho produzem menor número de imagens-base adquiridas em comparação aquelas realizadas com rotação total (360°), no entanto produzem, também, menor dose efetiva de radiação ao paciente.⁽¹⁶⁻¹⁸⁾ Para Scarfe et al. (2012), a dose de radiação emitida ao paciente com um grau de rotação de 180 ° pode ser metade daquela produzida com rotação de 360°. Além disso, a diminuição do número de imagens-base melhora a qualidade porque reduz os artefatos produzidos por movimentação do paciente durante a aquisição das imagens.⁽¹⁹⁾

Apesar do estudo sugerir a escolha de um FOV menor entre os comparados, a acurácia do protocolo 170x120 360°, com FOV amplo, foi muito boa (84,85) e muito próxima do protocolo mais acurado (85,19). Além disso apresentou alta sensibilidade (87,10) e excelente especificidade (83,82). Muitas vezes a decisão do tamanho do FOV para aquisição da imagem não é influenciado pelo que a literatura preconiza, mas pela necessidade diagnóstica, em que se faz necessária a avaliação de toda a cabeça do paciente. A avaliação da cobertura óssea pode ser um dos objetivos de diagnóstico,

juntamente com outros aspectos a serem avaliados, e que um campo de visão amplo se faz necessário. Neste estudo observamos que é possível confiar neste protocolo para avaliação da CO.

Devemos considerar como uma limitação o fato de se tratar de um estudo in vitro, onde as reais condições de obtenção da imagem podem não ter sido alcançada na sua totalidade. Por outro lado, este estudo apresenta como ponto positivo o uso de imagens de forma dinâmica, onde o examinador tinha o poder de manipular contraste, zoom e brilho da imagem, o que condiz com a realidade da avaliação de imagens de TCFC.

CONCLUSÃO

Todos os protocolos estudados se mostraram com boa acurácia, pode-se então inferir que o mais indicado para o diagnóstico da ausência de cobertura óssea vestibular é o que utilizou FOV 100x50 e 180° de rotação, por apresentar menor dose de radiação, além de menor tempo de aquisição, diminuindo a possibilidade de artefato de movimento.

3 ARTIGO 2

Artigo 2: Avaliação da TCFC no diagnóstico da cobertura óssea: Influência do modo de imagem

INTRODUÇÃO

A avaliação da cobertura óssea (CO) é item fundamental para se obter diagnóstico e plano de tratamento adequados em diversas especialidades odontológicas principalmente na Ortodontia, Periodontia e Implantodontia.⁽¹⁾ O tratamento de escolha muitas vezes depende da quantidade de osso alveolar presente, o que pode ou não levar ao sucesso do tratamento.

De acordo com Newman, Takei, Klokkevold e Carranza⁽²⁾, os defeitos periodontais estruturais acometem mais o osso vestibular em comparação ao osso lingual e sua frequência aumenta dos dentes posteriores para os anteriores.⁽²⁾ A espessura da cortical óssea varia muito, sendo que as regiões anteriores maxilar e mandibular apresentam ossos cortical mais fino que outras regiões, geralmente até 2mm de espessura, o que torna sua visualização difícil.⁽³⁾ A espessura óssea é fator predisponente importante para a presença de tais defeitos, além do contorno radicular, o mal posicionamento dentário e a protrusão labial.⁽⁴⁾

A CO na região cervical tem menor espessura em relação à região media e apical da raiz e deve ser avaliada criteriosamente, durante o tratamento ortodôntico, para evitar defeitos ósseos e recessão gengival, principalmente em movimentos de retração e projeção de dentes anteriores, onde o osso é menos espesso.⁽⁵⁾ A expansão rápida da maxila é outro exemplo de movimento ortodôntico com possibilidade de promover defeitos ósseos na região vestibular, pois ocorre uma diminuição da espessura óssea vestibular na região cervical dos dentes de ancoragem.⁽⁶⁾

O diagnóstico da cobertura óssea vestibular não é possível através de radiografia convencional, devido à sobreposição de imagens inerente ao exame bidimensional, nem muito menos através do exame clínico.⁽⁷⁻⁹⁾ Apenas exame de imagem tridimensional permite avaliar a espessura e nível de tábua óssea vestibular e lingual. Desta forma, a Odontologia tem avançado muito desde o advento da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), pois esta auxilia no diagnóstico das especialidades odontológicas que dependem da avaliação de estruturas e regiões de difícil acesso, com boa acurácia, custo acessível e dose de radiação aceitável.^(7,10)

A qualidade da imagem tem importante influência na avaliação da cobertura óssea e depende dos parâmetros de aquisição da TCFC.⁽¹¹⁻¹²⁾ Configurações como tamanho do FOV (*Field of view*), corrente (mA), voltagem do tubo (kVp) e grau de rotação do aparelho são fatores que podem influenciar a qualidade da imagem e também a dose de radiação.⁽¹³⁾ Estruturas anatômicas pequenas sofrem mais interferência dessas configurações que estruturas maiores.⁽¹⁴⁻¹⁶⁾

Tamanhos de FOV menores devem ser usados para imagens odontológicas, enquanto que o aumento do tamanho do FOV deve ser restrito a casos em que uma visão mais ampla é necessária. A escolha deve basear-se nas necessidades clínicas e nos princípios ALARA (*as low as reasonably achievable*), uma vez que a dose de radiação aumenta de forma direta com o tamanho do FOV.^(10,14) Atualmente, esse conceito de ALARA vem sendo substituído pelo ALADA (*as low as diagnostically acceptable*) para buscar maior equilíbrio entre benefício ao paciente e dentista.⁽¹⁷⁾

Desta forma, na Ortodontia e Cirurgia Bucomaxilofacial existe uma maior necessidade de avaliação de toda a estrutura crânio-facial, que só pode ser contemplada por FOVs amplos, que mostram toda a cabeça ou pelo menos a maxila e a mandíbula.^(18,19)

O número de imagens base produzidas para ser usado na reconstrução volumétrica pode ser manipulado através da possibilidade de escolha pelo operador em utilizar rotação parcial ou total em alguns aparelhos de TCFC. No tomógrafo 3D Accuitomo 170, a variação no número de imagens de base também pode ser obtida usando 4 modos de imagem diferentes Hi-Fidelity (Hi-Fi), Hi-Resolution (Hi-Res), Hi-Speed e Standard.⁽²⁰⁾

Poucos são os estudos que avaliam a acurácia dos modos de imagem da TCFC. De acordo com o fabricante (J Morita MFG. Corp., Kyoto, Japão), o protocolo Hi-Fi possui um menor ruído, com melhor resolução de contraste, especialmente na periferia da imagem. O protocolo Hi-Res possui uma melhor resolução espacial quando utilizado o menor tamanho de *pixel* no detector FP. O protocolo Hi-Speed possui o menor tempo de exposição, reduzindo-se assim o risco de artefatos de movimento, sendo indicado para exames em pacientes pediátricos. Já o protocolo Standard pode ser utilizado com FOVs limitados ou amplos.⁽²⁰⁾

Em alguns tomógrafos de TCFC, diferentes modos de imagem estão disponíveis em a tentativa de reduzir a dose de radiação e melhorar a qualidade da imagem. Contudo, pouco se sabe sobre o efeito de mudanças neste parâmetro de aquisição na

avaliação da cobertura óssea vestibular. Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência dos modos de imagem da TCFC, Hi-Fi e Standard, no diagnóstico da ausência de osso vestibular recobrando as raízes dos dentes.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Odontologia da UFBA (Parecer nº 1.208.317). Um crânio seco íntegro, isento de fraturas e restaurações metálicas, com até pelo menos os primeiros molares presentes e sem anomalias, foi selecionado da coleção do Centro de Ortodontia e Ortopedia Facial Prof. José Édimo Soares Martins, da Faculdade de Odontologia, da Universidade Federal da Bahia. O crânio apresentava todas as unidades dentárias com exceção dos 2º e 3º molares inferiores esquerdos.

AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

Para simular as atenuações dos Raios X causada pelo tecido mole do paciente, a mandíbula e maxila do crânio foram cobertas com cera utilidade Wilson (Polidental, Cotia, Brazil) (Figura 1) e imerso em água por 24 horas antes da aquisição da imagem.

Figura 1 – Maxila e mandíbula recobertas com cera incolor.

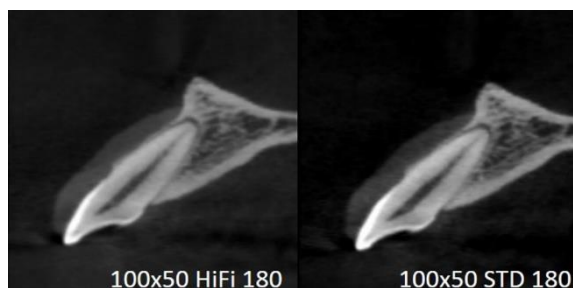


Fonte: Dados da pesquisa.

O exame de TCFC do crânio foi realizado no aparelho 3D Accuitomo 170 (J Morita MFG. Corp., Kyoto, Japão) com dois diferentes protocolos de aquisição (Figura 2), variando o modo de imagem (Hi-Fi e Standard). Ambos os protocolos foram realizados com FOV 100x50, rotação parcial (180°), com detector *flat-panel* e feixe de

radiação contínuo, operando com 70kVp, 4mA e 0,25mm de tamanho de *voxel*. O tempo de exposição no protocolo com Hi-Fi foi de 15,8 segundos e no protocolo com Standard foi de 9 segundos. As imagens adquiridas foram exportadas como arquivo *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) e salvas para posterior análise.

Figura 2 - Corte Sagital no longo eixo do dente 12 nos dois protocolos de aquisição estudados.

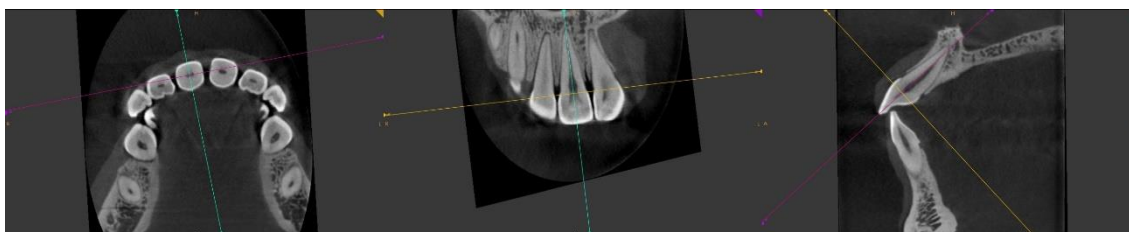


Fonte: Dados da pesquisa.

ANÁLISE DAS IMAGENS

As imagens foram analisadas por dois examinadores previamente calibrados, através do *software* CS Dental Imaging 3D module versão v3.5.7 (Carestream Health, Atlanta, USA) no monitor de alta resolução Eizo Radiforce MX300W Clinical Review Monitor Specs, de tecnologia IPS (do inglês, *In-Plane Switching*), que, em qualquer ângulo de avaliação, possibilita que não haja perda de definição da imagem. Os examinadores tinham a possibilidade de alterar brilho e contraste da imagem, bem como utilizar a ferramenta de zoom.

Figura 3 – Detalhe das imagens avaliadas com as reconstruções axial, coronal e sagital, analisadas no mesmo momento (linhas e planos no mesmo local a ser avaliado nos diferentes planos).

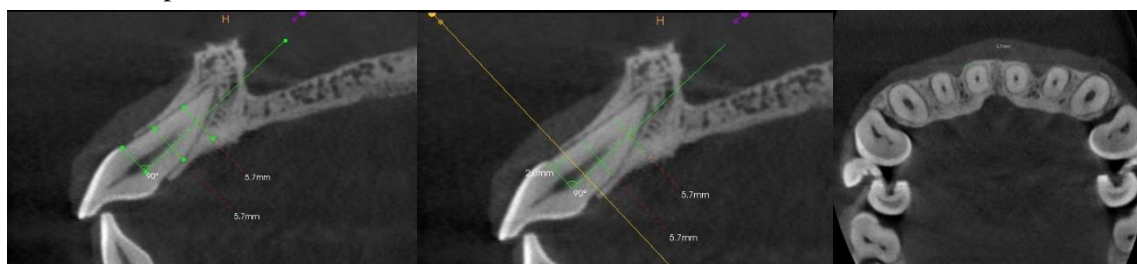


Fonte: Dados da pesquisa.

Cada dente foi individualizado em seu longo eixo, para a avaliação da cobertura óssea vestibular. Utilizando a imagem na reconstrução sagital, foi mensurado o

comprimento da raiz do dente, da junção cimentoesmalte (JCE) ao ápice, e dividido em três terços, cervical, médio e apical, totalizando 306 terços avaliados (Figura 3A). A distância entre a JCE e o início de cobertura óssea vestibular foi medida, iniciando com a avaliação do terço cervical (Figura 3B). Quando esta distância foi maior que 2mm, o terço foi classificado como *AUSENTE*, configurando uma deiscência óssea. Quando a distância entre a JCE e o início de cobertura óssea foi menor ou igual a 2mm, o terço cervical foi classificado como *PRESENTE* e quanto a espessura óssea como *CRÍTICA*, *DELGADA*, *REGULAR* ou *ESPESSA*, seguindo a legenda descrita na Tabela 2. A espessura óssea vestibular foi avaliada na imagem da reconstrução axial (Figura 3C), que se apresenta na tela ao mesmo tempo. Os outros terços foram avaliados da mesma forma, sendo a ausência óssea configurada como fenestração. De forma randomizada, 20% dos terços que compõem a amostra foram reavaliados para observar concordância intra-examinador.

Figura 4 - Corte Sagital: A. Dente no longo eixo; raiz medida e dividida em 3 terço. B. Início da cobertura óssea, com 2,0mm de distância da JCE. C: Corte Axial: Mensuração da espessura óssea.



Fonte: Dados da pesquisa

Tabela 1 - Legenda usada para classificação da cobertura óssea. Classificação modificada de Ferreira et al.⁽¹⁾

AUSENTE	Osso ausente. Superfície dentária nitidamente acompanhada apenas de densidade de tecido mole.
CRÍTICA	Lâmina ou superfície esfumada de limites indefinidos seguido de estrutura de densidade de tecido mole.
DELGADA	Fina lâmina óssea de limites definidos de até 1mm de espessura.
REGULAR	Lâmina óssea de limites definidos de 1,1mm a 2,0mm de espessura.
ESPESSA	Lâmina óssea de limites definidos de 2.1mm ou mais de espessura.

Fonte: Dados da pesquisa

Como padrão-ouro, o crânio seco foi avaliado pelos mesmos examinadores, com o objetivo de verificar a CO vestibular nas raízes dos dentes, sendo realizada após

avaliação das imagens para que o conhecimento da ausência de cobertura óssea vestibular não interferisse na avaliação realizada nas imagens. Os três terços de cada raiz foram divididos de acordo as mensurações realizadas nas imagens da TCFC e analisados com o auxílio de um paquímetro digital Odin (Ortho-Pli, Philadelphia, PA, EUA) (Figura 4).

Figura 5 – Imagem da mensuração direta, com auxílio de um paquímetro, da deiscência óssea na mandíbula.



Fonte: Dados da pesquisa.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para avaliação da concordância intra-examinador foi calculado o coeficiente Kappa (K) ponderado para medidas qualitativas de classificação (concordância razoável, 0,20 – 0,40; moderada, 0,40 – 0,60; substancial, 0,60 – 0,80; quase perfeita, 0,80 – 1,00; perfeita, 1,00).⁽²¹⁾ Foram avaliadas também as concordâncias de cada um dos protocolos com o padrão-ouro, quantificado por meio do K ponderado e foi aplicado o teste para hipótese de igualdade de Kappas. Em vista da realização de uma análise com dados que não são aderentes à distribuição gaussiana e que apresentam natureza apropriada para a aplicação de métodos paramétricos, optou-se pela adoção do teste de Wilcoxon da soma das ordens, um teste de natureza não-paramétrica apropriado para a comparação das médias obtidas em dois grupos independentes. Em todos os testes estatísticos foi adotado o nível de significância de 5% e todos os cálculos foram feitos com apoio do sistema SAS (SAS Institute Inc. The SAS System, release 9.3. SAS Institute Inc., Cary:NC, 2010).

RESULTADOS

A concordância intra-examinador foi quase perfeita ($K = 0,81$). As concordâncias da avaliação da imagem com o padrão ouro, quantificado por meio do coeficiente Kappa (K) ponderado está apresentado na Tabela 2, e foi aplicado o teste para hipótese de igualdade de Kappas. Não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os valores de K de um protocolo quando variou o modo de imagem entre Hi-Fi e Standard.

Tabela 2 - Comparação dos resultados das avaliações efetuadas nas imagens obtidas com FOV de 100x50 e rotação de 180 graus nos protocolos HIFI e STD.

FOV		Modo imagem	Padrão-ouro	
			K	Valor-p
100x50	180°	Hi-Fi	0,6614	0,8078
		STD	0,6976	

(p): Valor-p $H_0: \kappa=0$

Fonte: Dados da pesquisa

Tabela 3 - Teste de Wilcoxon da soma das ordens para a comparação das médias de acertos nos dados obtidos por meio do FOV 100x50 e rotação de 180°.

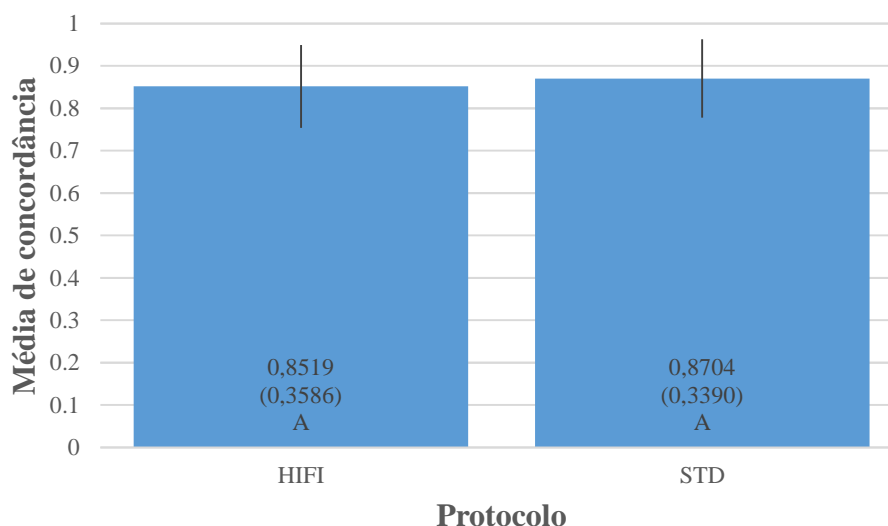
Protocolos	Soma de escores	Predito sob H_0	Desvio padrão sob H_0	Escore médio
HIFI	2916,0	2943,0	97,49	54,0
STD	2970,0	2943,0	97,49	54,0

Teste de Wilcoxon: Estatística: 0,0767 – GL: 1 – Valor-p:0,7818

Fonte: Dados da pesquisa

Na Tabela 3 não são observados indícios ($p:0,7818$) da existência de diferenças entre as médias dos protocolos, conforme ilustra a Figura 6, que corrobora a ausência de indícios de diferença entre as médias apontada pelo teste de Wilcoxon.

Figura 6 - Média (desvio padrão) limites de confiança da média (95%) e teste de Wilcoxon para comparação das médias de concordância. Barras com letras iguais indicam médias que não diferem entre si.



Fonte: Dados da pesquisa

DISCUSSÃO

O presente estudo mostrou que, para o diagnóstico da ausência de cobertura óssea vestibular, o modo de imagem do 3D Accuitomo 170 deve ser selecionado de acordo com a menor dose de radiação emitida para o paciente. Como não houve diferença estatística entre o modo de imagem Hi-Fi e Standard, a proteção radiológica ao paciente deve ser considerada.

A avaliação da cobertura óssea vestibular não é possível no exame clínico e nem mesmo através de radiografias convencionais, devido a sobreposição de imagens comum em exames bidimensionais (2D), além de limitações como distorções e baixo contraste.⁽⁷⁻⁹⁾ Estudos anteriores^(1,22,23) mostram a importância da imagem de TCFC na avaliação da cobertura óssea alveolar, assim como sua acurácia na avaliação e mensuração de defeitos ósseos.^(1,24)

Os parâmetros de exposição da TCFC (mA, kV, FOV, grau de rotação e modo de imagem) podem ser modificados a depender do tomógrafo utilizado. Essas configurações podem reduzir a dose de radiação, mas pode também degradar a qualidade da imagem, assim elas devem ser consideradas de acordo com a necessidade

diagnóstica. Neste estudo, utilizou-se o 3D Accuitomo 170 que tem a possibilidade de ajuste em todos estes parâmetros de exposição, além de apresentar uma maior variedade de modos de imagem.

De acordo com as diretrizes da TCFC (SEDENTEXCT)⁽¹⁸⁾ e os princípios de ALADA,⁽¹⁷⁾ todo exame que envolve radiação deve ser justificado pela necessidade diagnóstica individual, onde os benefícios da exposição do paciente devem superar os riscos. Assim, é necessário executar técnicas de TCFC com protocolos de baixa dose.

O número de imagens base produzidas para ser usado na reconstrução volumétrica pode ser manipulado através da possibilidade de escolha pelo operador em utilizar rotação parcial ou total em alguns aparelhos de TCFC. No tomógrafo 3D Accuitomo 170, a variação no número de imagens de base também pode ser obtida usando 4 modos de imagem diferentes (Hi-Fi, Hi-Res, Hi-Speed e Standard).⁽²⁰⁾ De acordo com o fabricante (J Morita MFG. Corp., Kyoto, Japão), quando se opta pelo modo de imagem Standard ao invés do Hi-Fi, o tempo de exposição diminui por volta de metade e, conseqüentemente a dose de radiação também.

Brown, Scarfe, Scheetz, Silveira e Farman⁽²⁵⁾ mostraram que aumentar o número de projeções não influencia a acurácia de medidas lineares do TCFC. Reduzir o número de projeções, mantendo uma qualidade de imagem clinicamente aceitável, resulta na redução da dose do paciente através de uma redução no produto do tempo de exposição e corrente do tubo.⁽²⁵⁾

O estudo *ser in vitro* é um fator limitante, pois as condições reais de obtenção da imagem, apesar do estudo ter se preocupado com isso, podem não ter sido alcançada. Como ponto positivo, o estudo o uso de imagens de forma dinâmica, onde o examinador podia manipular contraste, zoom e brilho da imagem, o que condiz com a realidade da avaliação de imagens de TCFC.

CONCLUSÃO

Não houve diferença estatística entre os modos de imagem Hi-Fi e Standard na avaliação da cobertura óssea, sendo preferível este último por apresentar menor tempo de aquisição e conseqüente menor dose de radiação.

4 CONCLUSÃO GERAL

Não existiu diferença na acurácia diagnóstica das imagens obtida a partir de diferentes protocolos de aquisição do tomógrafo de feixe cônico Accuitomo 170 na avaliação da ausência de cobertura óssea vestibular.

O grau de rotação, assim como o modo de imagem não interferem na acurácia de diagnóstico da ausência de cobertura óssea, quando se utiliza FOVs amplos. Diminuir o número de imagens base através de ambos os parâmetros não diminui a informação diagnóstica necessário para avaliar a cobertura óssea vestibular e beneficia o paciente, pois a dose a dose de radiação dispensada diminui.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS GERAIS

1. Ferreira PP, Torres M, Campos PSF, Vogel CJ, De Araújo TM, Rebello IMCR. Evaluation of buccal bone coverage in the anterior region by cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2013;144(5):698–704.
2. Garib DG, Yatabe MS, Ozawa TO, Silva Filho OG Da. Morfologia alveolar sob a perspectiva da tomografia computadorizada: definindo os limites biológicos para a movimentação dentária. *Dental Press J Orthod*. 2010;15(5):192–205.
3. Nahm KY, Kang JH, Moon SC, Choi YS, Kook YA, Kim SH, et al. Alveolar bone loss around incisors in Class I bidentoalveolar protrusion patients: A retrospective three-dimensional cone beam CT study. *Dentomaxillofacial Radiol*. 2012;41(6):481–8.
4. Lindhe J, Lang N, Karring T. Tratado de periodontia clínica e implantologia oral. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2010. 580-3 p.
5. Newman MG, Takei HH; Klokkevold PR, Carranza F. Clinical periodontology. Philadelphia: Elsevier; 2006. 84-5 p.
6. Elliot JR, Bowers GM. Alveolar dehiscence and fenestration. *Periodontics*. 1963;1:245–8.
7. Tian Y-L, Liu F, Sun H-J, Lv P, Cao Y-M, Yu M, et al. Alveolar bone thickness around maxillary central incisors of different inclination assessed with cone-beam computed tomography. *Korean J Orthod*. 2015;45(5):245–52.
8. Barbosa M de C. Efeito da expansão rápida da maxila sobre o osso alveolar vestibular: estudo por TCFC [tese]. Salvador: Universidade Federal da Bahia-UFBA; 2016.
9. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: a review. *Phys Medica* [Internet]. 2015 [acesso em 2017 Sept 17];31(8):844–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.09.004>
10. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva M a G. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofacial Radiol*. 2008;37:268–73.
11. Thönissen P, Ermer MA, Schmelzeisen R, Gutwald R, Metzger MC, Bittermann G. Sensitivity and specificity of cone beam computed tomography in thin bony structures in maxillofacial surgery e A clinical trial. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2015;43:1284–8.
12. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin North Am*. 2008;52(4):707–30.

13. Cynthia C. Leung, Leena Palomo, Richard Griffith and MGH. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(4):S109-19.
14. Garib DG, Raymundo Junior R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial.* 2007;12(2):139–56.
15. Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012;141(1):41–50.
16. Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, et al. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2008;37(6):309–18.
17. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006;72(1):75–80.
18. Kamburoglu K, Kolsuz E, Kurt H, Kiliç C, Özen T, Paksoy CS. Accuracy of CBCT measurements of a human skull. *J Digit Imaging.* 2011;24(5):787–93.
19. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2015;44(1):1–20.
20. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J.* 2012;57(Suppl 1):46–60.
21. Torres MGG, Campos PSF, Segundo NPN, Navarro M, Crusoe-Rebello I. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. *Implant Dent.* 2012;21:150–5.
22. Lagos de Melo LP, Oenning ACC, Nadaes MR, Nejaim Y, Neves FS, Oliveira ML, et al. Influence of acquisition parameters on the evaluation of mandibular third molars through cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol [Internet].* 2017 [acesso em 2017 Sept 04];124(2):183–90. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2017.03.008>.
23. Hassan BA, Payam J, Juyanda B, Van Der Stelt P, Wesselink PR. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2012;41(8):645–8.
24. Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. *J Digit Imaging.* 2013;26:813–20.

25. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012;81(2):267–71.
26. Molen AD. American Association of Orthodontists. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2010[acesso em 2017 Oct 09];137(Supl. 4):S130–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2010.01.015>.
27. Bechara B, McMahan CA, Nasseh I, Geha H, Hayek E, Khawam G, et al. Number of basis images effect on detection of root fractures in endodontically treated teeth using a cone beam computed tomography machine: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* [Internet]. 2013[acesso em 2017 Ago 01];115(5):676–81. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23601223>.
28. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent.* 2015;45(4):263–5.
29. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Gröndahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2008;37:72–9.
30. 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. *Int Endod J.* 2011;44(12):1118–27.
31. Morant JJ, Salvá M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2013;42(3):1–9.
32. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol.* 2011;80(2):483–8.
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(2):136–47.
34. Yadav S, Palo L, Mahdian M, Upadhyay M, Tadinada A. American Association of Orthodontists. Diagnostic accuracy of 2 cone-beam computed tomography protocols for detecting arthritic changes in temporomandibular joints. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2015 [acesso em 2015 July 23];147(3):339–44. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2014.11.017>.
35. Neves FS, Freitas DQ, Campos PSF, Ekestubbe A, Lofthag-Hansen S. Evaluation of cone-beam computed tomography in the diagnosis of vertical root fractures:

- The influence of imaging modes and root canal materials. *J Endod.* 2014;40(10):1530–6.
36. Neves FS. InfluênciaA dos tipos de escaneamento da tomografia computadorizada de feixe cônico no diagnóstico de fratura radicular[tese]. Piracicaba,SP: Universidade Estadual de Campinas; 2013.
 37. 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 Dentofac Orthop.* 2013;143:190–6.

REFERÊNCIAS: ARTIGO 1

1. Thönissen P, Ermer MA, Schmelzeisen R, Gutwald R, Metzger MC, Bittermann G. Sensitivity and specificity of cone beam computed tomography in thin bony structures in maxillofacial surgery e A clinical trial. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2015;43:1284–8.
2. 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 Dentofac Orthop.* 2013;143:190–6.
3. Ferreira PP, Torres M, Campos PSF, Vogel CJ, De Araújo TM, Rebello IMCR. Evaluation of buccal bone coverage in the anterior region by cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;144(5):698–704.
4. 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.
5. Nascimento M do CC, Boscolo SM de A, Haiter-Neto F, Santos EC dos, Lambrichts I, Pauwels R, et al. Influence of basis images and skull position on evaluation of cortical bone thickness in cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol [Internet].* 2017[acesso em 2017 Oct 15];123(6):707–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2017.01.015>
6. Tian Y-L, Liu F, Sun H-J, Lv P, Cao Y-M, Yu M, et al. Alveolar bone thickness around maxillary central incisors of different inclination assessed with cone-beam computed tomography. *Korean J Orthod.* 2015;45(5):245–52.
7. Nahm KY, Kang JH, Moon SC, Choi YS, Kook YA, Kim SH, et al. Alveolar bone loss around incisors in Class I bidentoalveolar protrusion patients: A retrospective three-dimensional cone beam CT study. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2012;41(6):481–8.
8. Molen AD. American Association of Orthodontists. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. *Am J Orthod Dentofac Orthop [Internet].* 2010 [acesso em 2017 Oct 09];137(Suppl 4):S130–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2010.01.015>.
9. De Moura PM, Hallac R, Kane A, Seaward J. Improving the evaluation of alveolar bone grafts with cone beam computerized tomography. *Cleft Palate-Craniofacial J.* 2016;53(1):57–63.
10. Lagos de Melo LP, Oenning ACC, Nadaes MR, Nejaim Y, Neves FS, Oliveira ML, et al. Influence of acquisition parameters on the evaluation of mandibular third molars through cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol [Internet].* 2017 [acesso em 2017 Sept 04];124(2):183–90. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2017.03.008>

11. Hassan BA, Payam J, Juyanda B, Van Der Stelt P, Wesselink PR. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2012;41(8):645–8.
12. Spin-Neto R, Gottfredsen E, Wenzel A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. *J Digit Imaging.* 2013;26:813–20.
13. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol.* 2011;80(2):483–8.
14. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin North Am.* 2008;52(4):707–30.
15. Kamburoglu K, Kolsuz E, Kurt H, Kiliç C, Özen T, Paksoy CS. Accuracy of CBCT measurements of a human skull. *J Digit Imaging.* 2011;24(5):787–93.
16. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Gröndahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accutomo and 3D Accutomo FPD. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2008;37:72–9.
17. 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. *Int Endod J.* 2011;44(12):1118–27.
18. Morant JJ, Salvá M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2013;42(3):1–9.
19. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J.* 2012;57 (Suppl 1):46–60.
20. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent.* 2015;45(4):263–5.
21. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: State of the art. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2015;44(1):1–20.
22. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012;81(2):267–71.
23. Cohen J. Weighted kappa: Nominal scale agreement with provision for scaled disagreement or partial credit. *Psychol Bull.* 1968;70(4):213–20.
24. De-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos KDF, Neves FS, Melo SLS, Campos PSF,

- Haiter-Neto F. Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* [Internet]. 2013 [acesso em 2017 Sept 17];115(1):121–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2012.10.003>.
25. Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2012;141(1):41–50.
 26. Sedentexct. Radiation Protection 172: Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology - evidence-based guidelines. Off Off Publ Eur Communities [Internet]. 2012 [acesso em 2017 Nov 22];156. Available from: http://www.sedentexct.eu/files/radiation_protection_172.pdf.
 27. Bechara B, McMahan CA, Nasseh I, Geha H, Hayek E, Khawam G, et al. Number of basis images effect on detection of root fractures in endodontically treated teeth using a cone beam computed tomography machine: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* [Internet]. 2013 [acesso em 2017 Ago 01];115(5):687-81. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23601223>.
 28. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva M a G. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofacial Radiol*. 2008;37:268–73.
 29. Hassan B, Souza PC, Jacobs R, de Azambuja Berti S, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clin Oral Investig*. 2010;14:303–10.
 30. Neves FS, Vasconcelos T V., Campos PSF, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Influence of scan mode (180°/360°) of the cone beam computed tomography for preoperative dental implant measurements. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(2):2012–5.
 31. 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(2):136–47.

REFERÊNCIAS: ARTIGO 2

1. Ferreira PP, Torres M, Campos PSF, Vogel CJ, De Araújo TM, Rebello IMCR. Evaluation of buccal bone coverage in the anterior region by cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2013;144(5):698–704.
2. Newman MG, Takei HH, Klokkevold PR, Carranza F. *Clinical periodontology*. Philadelphia: Elsevier; 2006. 84-5 p.
3. Nascimento M do CC, Boscolo SM de A, Haiter-Neto F, Santos EC dos, Lambrichts I, Pauwels R, et al. Influence of basis images and skull position on evaluation of cortical bone thickness in cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* [Internet]. 2017 [acesso em 2017 Oct 15];123(6):707–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2017.01.015>
4. Elliot JR, Bowers GM. Alveolar dehiscence and fenestration. *Periodontics*. 1963;1:245–8.
5. Tian Y-L, Liu F, Sun H-J, Lv P, Cao Y-M, Yu M, et al. Alveolar bone thickness around maxillary central incisors of different inclination assessed with cone-beam computed tomography. *Korean J Orthod*. 2015;45(5):245–52.
6. Barbosa M de C e. Efeito da expansão rápida da maxila sobre o osso alveolar vestibular: estudo por TCFC [tese]. Salvador, Ba: Universidade Federal da Bahia; 2016.
7. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortesiemi M. Dental cone beam CT: A review. *Phys Medica* [Internet]. 2015[acesso em 2017 Sept 17];31(8):844–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.09.004>
8. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin North Am*. 2008;52(4):707–30.
9. Cynthia C. Leung, Leena Palomo, Richard Griffith and MGH. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;137(4):S109-19.
10. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva M a G. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008;37:268–73.
11. Molen AD. American Association of Orthodontists. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2010[acesso em 2017 Oct 09];137(Suppl.4):S130–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2010.01.015>.

12. De Moura PM, Hallac R, Kane A, Seaward J. Improving the evaluation of alveolar bone grafts with cone beam computerized tomography. *Cleft Palate-Craniofacial J*. 2016;53(1):57–63.
13. Lagos de Melo LP, Oenning ACC, Nadaes MR, Nejaim Y, Neves FS, Oliveira ML, et al. Influence of acquisition parameters on the evaluation of mandibular third molars through cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol [Internet]*. 2017[acesso em 2017 Sept 04];124(2):183–90. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2017.03.008>.
14. Hassan BA, Payam J, Juyanda B, Van Der Stelt P, Wesselink PR. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiol*. 2012;41(8):645–8.
15. Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. *J Digit Imaging*. 2013;26:813–20.
16. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol*. 2011;80(2):483–8.
17. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent*. 2015;45(4):263–5.
18. European Commission. Radiation protection n°172: cone beam ct for dental and maxillofacial radiology - evidence-based guidelines.[Internet]. 2012 [acesso em 2017 Nov 22];156. Available from: http://www.sedentexct.eu/files/radiation_protection_172.pdf
19. Caloss R, Atkins K, Stella JP. Three-dimensional imaging for virtual assessment and treatment simulation in orthognathic surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2007;19(3):287–309.
20. Neves FS, Freitas DQ, Campos PSF, Ekestubbe A, Lofthag-Hansen S. Evaluation of cone-beam computed tomography in the diagnosis of vertical root fractures: The influence of imaging modes and root canal materials. *J Endod*. 2014;40(10):1530–6.
21. Cohen J. Weighed kappa: Nominal scale agreement with provision for scaled disagreement or partial creditNo Title. *Psychol Bull*. 1968;70(4):213–20.
22. De-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos KDF, Neves FS, Melo SLS, Campos PSF, Haiter-Neto F. Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol [Internet]*. 2013 [acesso em 2017 Sept 17];115(1):121–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2012.10.003>
23. Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed

- tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012;141(1):41–50.
24. 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.
 25. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod.* 2009;79(1):150–7.

ANEXO

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO ANATÔMICA DE IMAGENS POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.

Pesquisador: Iéda Margarida Crusoé Rocha Rebelo

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 43745915.9.0000.5024

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.208.317

Apresentação do Projeto:

Informações anatômicas subsidiam o diagnóstico e determinam a conduta terapêutica na área de saúde. Diversos exames por Imagem têm sido usados na busca de acurada avaliação destas áreas anatômicas. Dentre eles a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM) surgiram como excelentes métodos para avaliação de mensurações lineares, diagnóstico de estruturas, cobertura óssea e estrutura óssea de suporte. Assim, o objetivo desse trabalho é calcular a sensibilidade, especificidade, valores preditivos (positivo e negativo) e acurácia do diagnóstico tomográfico. Além disso, serão avaliadas estruturas nobres da face como as articulações temporo-mandibulares (ATM), os maxilares e os dentes. Em uma etapa prévia, pesquisa anterior com aprovação deste Comitê (sob número 26024913.0.0000.5024), foram adquiridas imagens de crânios secos, recobertos com cera e embebidos em água para simular tecido mole, serão adicionados com exames por Imagem nos quais serão aplicados critérios de exclusão e inclusão para obtenção da amostra final. As imagens foram obtidas a partir de quatro diferentes equipamentos de TCFC e sob diferentes protocolos de escaneamentos, tamanho de voxel, kVp e mAs de acordo com cada equipamento. Em outra etapa serão avaliadas imagens de pacientes de banco de dados de TC, TCFC e RM. As imagens serão

Endereço: Av. Araújo Pinho nº 62 - Sala do Comitê de Ética - 4º andar
Bairro: Canela **CEP:** 40.110-150
UF: BA **Município:** SALVADOR
Telefone: (71)3283-8065 **Fax:** (71)3283-8065 **E-mail:** cepodobahia@ufba.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DA



Continuação do Parecer: 1.208.317

analisadas por dois examinadores experientes, sob reconstruções multiplanares, em diferentes softwares de Imagens. Nos exames por Imagem, serão avaliados o perfil esquelético através do ângulo ANB e a Inclinação dos Incisivos através dos ângulos IMPA, 1.NA, 1.NB e 1:1. Os erros Inter e Intra-examinador serão avaliados através do teste Kappa. Para análise comparativa do padrão ouro com as Imagens tomográficas será empregado o teste qui-quadrado. Além disso, análises morfológicas das ATM's serão realizadas, a fim de avaliar a relação de sua anatomia, a presença do forame timpânico e a relação com o padrão esquelético.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avallar aspectos anatômicos (morfológicos, lineares e angulares) das ATM's; a cobertura óssea em unidades dentárias, a partir de reconstruções multiplanares e correlacionar com perfil esquelético.

Objetivo Secundário:

1 Avallar a cobertura óssea em unidades dentárias e estruturas adjacentes a partir de reconstruções multiplanares de Imagens de crânios obtidas

através de Tomografia Computadorizada utilizando diferentes tomógrafos; 2 Relacionar a cobertura óssea com diferentes padrões esqueléticos relacionando-a e com a Inclinação dos Incisivos superiores e inferiores a partir de reconstruções multiplanares em exames de Imagens obtidas através de Tomografia Computadorizada; 3 Avallar a ATM e seus componentes através da Tomografia Computadorizada Ressonância Magnética

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

O risco potencial da pesquisa é o da exposição à radiação, no caso da tomografia computadorizada de feixe cônico. Entretanto, esse risco será minimizado com o emprego de protocolo de aquisição otimizado, reduzindo a dose de radiação. Ressaltamos também que este exame foi indicado por proporcionar informações ao seu tratamento e esta técnica possui uma dose menor ao ser comparada com a tomografia computadorizada de feixe em leque.

Benefícios:

Os dados aqui analisados servirão para geração de conhecimento acerca da anatomia humana, assim como para o estabelecimento de critérios anatômicos que possam demonstrar relação com alterações e patologias da face. Com a divulgação destes dados espera-se contribuir na melhoria da qualidade do diagnóstico e tratamento estomatognático.

Endereço: Av. Araújo Pinho nº 62 - Sala do Comitê de Ética - 4º andar
Bairro: Canaleta CEP: 40.110-150
UF: BA Município: SALVADOR
Telefone: (71)3283-8065 Fax: (71)3283-8065 E-mail: cepodobahia@ufba.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DA



Continuação do Parecer: 1.208.317

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O pesquisador responsável atendeu às solicitações dispostas no Parecer Consubstanciado nº Considerando os riscos da pesquisa e Inserindo-os no TCLE.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos estão de acordo com as determinações legais do Conselho Nacional de Saúde, através da Resolução 466/12.

Recomendações:

- Inserir os riscos ao participante no corpo do projeto, de acordo com o texto apresentado no TCLE atual.
- Atualizar o cronograma de execução após aprovação.
- Apresentar relatório final de acordo com o modelo apresentado na página eletrônica da CONEP.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

A Plenária deste Comitê acompanha o parecer do relator.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Outros	Anexo 1-folha local.pdf	21/01/2015 00:08:59		Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Autorização.pdf	28/01/2015 14:41:09		Aceito
Outros	DECLARACÃO DE PARTICIPAÇÃO.pdf	22/02/2015 15:40:29		Aceito
Outros	Folha de Rosto.pdf	22/02/2015 16:15:52		Aceito
Folha de Rosto	Folha de Rosto.pdf	22/02/2015 16:24:55		Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB INFORMAÇÕES BÁSICAS DO PROJETO 454118.pdf	30/03/2015 18:18:13		Aceito
Brochura Pesquisa	Curriculo Lattes Ieda JAN 2015.pdf	14/05/2015 11:17:17		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Estudo Anatômico.docx	14/05/2015 22:58:19		Aceito
Outros	TERMO DE COMPROMISSO DE	14/05/2015		Aceito

Endereço: Av. Antônio Pinho nº 62 - Sala do Comitê de Ética - 4º andar
 Bairro: Caravelas CEP: 40.110-150
 UF: BA Município: SALVADOR
 Telefone: (71)3283-8965 Fax: (71)3283-8965 E-mail: cepodobahia@ufba.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DA



Continuação do Parecer: 1.208.317

Outros	UTILIZAÇÃO DE DADOS.docx	23:02:51		Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_454118.pdf	14/05/2015 23:09:37		Aceito
TCE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.docx	20/07/2015 18:56:42		Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_454118.pdf	20/07/2015 18:57:47		Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SALVADOR, 31 de Agosto de 2015

Assinado por:

Sandra de Cássia Santana Sardinha
(Coordenador)

Endereço: Av. Araújo Pinho nº62 - Sala do Comitê de Ética - 4º andar
Bairro: Canela CEP: 40.110-150
UF: BA Município: SALVADOR
Telefone: (71)3283-8065 Fax: (71)3283-8065 E-mail: cepodobahia@ufba.br



Instituto de Ciências da Saúde
Programa de Pós Graduação
Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas
Avenida Reitor Miguel Calmon s/n - Vale do Canela. CEP: 40110-100
Salvador, Bahia, Brasil

<http://www.ppgorgsistem.ics.ufba.br>