



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA E SAÚDE

MÔNICA SENA BARRETO

**ACURÁCIA DE MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS EM DIFERENTES
EXAMES DE IMAGEM**

Salvador - BA

2016

MÔNICA SENA BARRETO

**ACURÁCIA DE MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS EM DIFERENTES
EXAMES DE IMAGEM**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia e Saúde da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre.

Orientadora: Profa. Dra. Viviane Almeida Sarmento

Salvador - BA

2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Processamento Técnico, Biblioteca Universitária de Saúde,
Sistema de Bibliotecas da UFBA

B273 Barreto, Mônica Sena.

Acurácia de medidas cefalométricas em diferentes exames de imagem / Mônica Sena Barreto. - Salvador, 2016.

66 f. : il.

Orientadora: Profa. Dra. Viviane Almeida Sarmento.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal da Bahia, Faculdade de Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia e Saúde, 2016.

1. Cefalometria. 2. Radiografia. 3. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. 4. Diagnóstico por imagem. 5. Imagem tridimensional. 6. Processamento de Imagem Assistida por Computador. I. Sarmento, Viviane Almeida. II. Universidade Federal da Bahia. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia e Saúde. III. Título.

CDU: 616.314-073.7



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ODONTOLOGIA E SAÚDE

TERMO DE APROVAÇÃO

C.D. MÔNICA SENA BARRETO

**“AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS
EM DIFERENTES EXAMES DE IMAGEM”**

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Viviane Almeida Sarmiento (Orientadora)

Professora da Universidade Federal da Bahia – Faculdade de Odontologia

Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos (Examinador Interno)

Professor da Universidade Federal da Bahia – Faculdade de Odontologia

Profa. Dra. Soraya Castro Trindade (Examinador Externo)

Professora da Universidade Estadual de Feira de Santana

*Aos meus pais, Manoel e Maria, e ao meu irmão
Marcelo, pelo carinho, incentivo e amor incondicional.*

*Ao meu marido, Alexandre, por toda paciência, amor e incentivo à
minha vida profissional.*

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela vida, por me iluminar todos os dias, mostrar o meu caminho, fazendo-me acreditar que sou capaz de realizar meus objetivos, como também, de buscar a minha felicidade.

Aos meus colegas de turma, pela excelente convivência e amizade. As amigas, Anne, Daniele, Livia e Luciana, pela amizade, e principalmente, por estarem comigo nesta caminhada tornando-a tão especial. Nunca esquecerei vocês!!!

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, em especial a Profa. Luciana Ramalho e Prof. Jean Nunes, pela dedicação a este Programa.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia e Saúde da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, pelos ensinamentos e dedicação aos alunos.

À Coordenação do Centro de Ortodontia e Ortopedia Facial Prof. José Édimo Soares Martins, Prof. Fernando Habib, por ter concedido a utilização dos crânios secos e a utilização dos seus equipamentos e *software*.

À Prof.^a Telma Martins de Araújo, pelo apoio e pelas valiosas contribuições durante a execução deste trabalho.

Ao IBBRO, por ter permitido a utilização dos equipamentos e das dependências da clínica para realização das imagens.

À CAPES, pelo apoio financeiro ao longo de todo o período do mestrado.

À colega Inêssa, que me ajudou durante a pesquisa e finalização deste trabalho.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para realização deste trabalho.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Prof.^a Dr.^a Viviane Almeida Sarmiento, minha orientadora, fonte de admiração e respeito, a quem muito agradeço pela colaboração, paciência, disponibilidade, dedicação, e seus conhecimentos repassados durante todo o desenvolvimento do trabalho.

“Há um tempo em que é preciso abandonar as roupas usadas, que já tem a forma do nosso corpo, e esquecer os nossos caminhos, que nos levam sempre aos mesmos lugares. É o tempo da travessia: e, se não ousarmos fazê-la, teremos ficado, para sempre, à margem de nós mesmos.”

Fernando Teixeira de Andrade

BARRETO, Mônica Sena. Acurácia de medidas cefalométricas em diferentes exames de imagem, 66 f Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2016.

RESUMO

O exame de tomografia computadorizada (TC) trouxe para a cefalometria novos recursos, inclusive a possibilidade de avaliação tridimensional. Dentre os equipamentos de TC, destaca-se o sistema de aquisição de imagem denominado de TC de feixe cônico (TCFC) ou *cone beam*, especialmente dedicado ao estudo tomográfico da face. Diante da sua crescente utilização em Ortodontia, o objetivo deste estudo foi avaliar a acurácia de medidas lineares realizadas em reconstruções multiplanares (RMP) e reconstruções sagitais (RS) da hemi-face esquerda obtidas a partir de TCFC pelo *software* Dolphin Imaging 3D®, comparando-as com as mesmas medidas realizadas em radiografias cefalométricas de perfil. Para isto, dez crânios secos foram submetidos a telerradiografias em norma lateral e a TCFC (com *voxels* de 0,25 mm, 0,3 mm e 0,4 mm). As radiografias e os dados da TCFC foram importados para um *software*, no qual essas últimas foram processadas, seguindo os parâmetros *default* do programa, para obtenção de RMP e RS da hemi-face esquerda. Em cada imagem foram aferidas distâncias lineares, utilizando-se as régua eletrônicas do programa. Medidas realizadas nos crânios secos com auxílio de um paquímetro digital foram consideradas o padrão-ouro. As medidas foram realizadas por dois avaliadores, duas vezes, e os dados foram comparados e submetidos à análise estatística. Os resultados mostraram não haver diferenças significativas nas medidas realizadas nas diferentes modalidades de imagem e nos crânios secos. Em relação aos erros absoluto e relativo, observou-se que houve diferença significativa entre as medidas realizadas na telerradiografias em norma lateral e aquelas das RS, nos três tamanhos de *voxel*. A maior média de erro foi observada na telerradiografia em normal lateral, seguida da RMP e da RS. Do exposto pode-se concluir que as medidas cefalométricas nas imagens derivadas da reconstrução da TCFC, independentemente do tamanho do *voxel*, são reproduzíveis e válidas, se comparadas com as medidas obtidas na telerradiografia em norma lateral.

UNITERMOS: Cefalometria, Radiografia, Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico, Diagnóstico por Imagem, Imagem Tridimensional

BARRETO, Mônica Sena. Accuracy of cephalometric measurements in different imaging, 66 p. Thesis (Master degree). Dental School, Federal University of Bahia, Salvador, 2016.

ABSTRACT

Computed tomography (CT) brought to cephalometrics new features, including the possibility of three-dimensional evaluation. Among the CT equipment, there is the image acquisition system called cone beam CT (CBCT), especially dedicated to the CT scan of the face. The aim of this study was to evaluate the accuracy of linear measurements performed in multiplanar reconstructions (RMP) and sagittal reconstructions (RS) from the left hemi-face obtained from the CBCT software Dolphin Imaging 3D®, comparing with the same measurements in cephalometric radiographs. For this, ten dry skulls underwent lateral cephalometric radiographs and CBCT (with voxels of 0.25 mm, 0.3 mm and 0.4 mm). Radiographs and data from CBCT were imported into software, in which these latter were processed following the default parameters, to obtain RMP and RS of the hemi-face left. In each image were measured linear distances, using the electronic program rules. Measurements in dry skulls with the aid of a digital caliper were considered the gold standard. Two observers, performed the measurements twice, and the data were compared and analyzed statistically. The results showed no significant differences in measurements performed in different imaging modalities and dry skulls. Regarding the absolute and relative errors, we observed a significant difference between the measurements in lateral cephalometric radiographs and those of the RS, at the three-voxel sizes. The highest average error was observed in the lateral radiograph at normal, then the RMP and the RS. From the above, it can conclude that the cephalometric measurements on the images derived from the CBCT reconstruction, regardless of the voxel size, are reproducible and valid, when compared with the measurements obtained in radiography in lateral view.

UNITERMS: Cephalometry, Radiography, Cone-Beam Computed Tomography, Diagnostic Imaging, Tridimensional Image

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Crânios secos com suas mandíbulas estabilizadas às suas maxilas por meio de fitas adesivas	39
Figura 2	Posicionamento do crânio seco no aparelho radiográfico Cranex-D® (Soredex, Tuusula, Finlândia)	40
Figura 3	Aparelho i-CAT® (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, Pensilvânia, EUA) (A); Posicionamento do crânio seco com sua base paralela ao plano horizontal (B)	41
Figura 4	<i>Software</i> Dolphin Imaging 3D® v. 11.5 (Dolphin Imaging & Management Solutions, Chatsworth, CA, EUA)	42
Figura 6	Medidas realizadas na telerradiografia em norma lateral (A); Medidas realizadas na RMP (B)	44
Figura 5	Medidas realizadas RS da hemi-face esquerda	45
Figura 7	Medidas realizadas nos crânios secos por meio de um paquímetro digital	45

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1	Média das medidas realizadas nas diferentes modalidades de imagem e nos crânios secos	48
Tabela 2	Média dos erros absoluto e relativo nas diferentes modalidades de imagem, tendo-se as medidas dos crânios secos como padrão ouro	49

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ANOVA – Análise de variância

BMP – *Bitmap* (Formato de arquivo de imagem digital)

DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine* (Imagem digital e comunicação em Medicina)

CA – Califórnia

CAAE – Certificado de apresentação para apreciação ética

CD-ROM – *Compact Disc Read-Only Memory* (Disco compacto com memória apenas para leitura)

CEP – Comitê de ética em pesquisa

cm – Centímetro(s)

DP – Desvio padrão

EUA – Estados Unidos da América

FOUFBA – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia

FOV – *Field of View* (Campo de visão)

ICC – *Intraclass Correlation Coefficient* (Coeficiente de correlação intraclasse)

kVp – Quilovolt(s) pico

mAs – Miliamper(es) por segundo

mm – Milímetro(s)

PA – Pensilvânia

R – Coeficiente de reprodutibilidade

TC – Tomografia computadorizada

TCFC – Tomografia computadorizada de feixe cônico

v. – Versão

Voxel – *Volume pixel* (menor ponto tridimensional de uma imagem digital)

2D – Bidimensional

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

% – Porcento; percentual de

° – Grau(s)

= – Igual a

> – Maior que

< – Menor que

≤ – Menor ou igual que

” – Polegada(s)

® – Marca registrada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 CEFALOMETRIA	18
2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	22
2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC)	23
2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO NA ORTODONTIA	24
2.5 ACURÁCIA DE MEDIDAS NA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO	26
2.6 IMPLICAÇÕES DA VARIAÇÃO DO TAMANHO DO VOXEL	31
3 PROPOSIÇÃO	37
3.1 OBJETIVO GERAL	37
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	37
4 METODOLOGIA	38
4.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA	38
4.2 ASPECTOS ÉTICOS	38
4.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA	38
4.4 COLETA E INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS	39
4.4.1 Método para a Obtenção dos Exames de Imagem	39
4.4.2 Obtenção das Telerradiografias em Norma Lateral	39
4.4.3 Obtenção das Tomografias Computadorizadas de Feixe Cônico	40
4.4.4 Processamento dos Dados	41
4.5 PONTOS E MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS UTILIZADOS NO ESTUDO	42
4.5.1 Pontos Cefalométricos	42
4.5.2 Medidas Cefalométricas	43
4.6 MEDIDAS NOS CRÂNIOS SECOS	45
4.7 HIPÓTESES	46
4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA	46

5 RESULTADOS	48
6 DISCUSSÃO	50
6.1 A METODOLOGIA UTILIZADA	51
6.2 REPRODUTIBILIDADE DO MÉTODO	51
6.3 MEDIDAS LINEARES	52
6.4 ERRO DIMENSIONAL	53
6.5 TAMANHO DO <i>VOXEL</i>	54
7 CONCLUSÕES	57
REFERÊNCIAS	58
ANEXO A	65

1 INTRODUÇÃO

Desde a introdução do cefalostato por Broadbent (1931), dispositivo este que permite a padronização do posicionamento da cabeça do indivíduo durante a realização da tomada radiográfica, o traçado cefalométrico sobre a radiografia lateral da cabeça tornou-se um método popularmente utilizado para estudar o crescimento e desenvolvimento craniofacial, diagnosticar maloclusões e anomalias faciais, planejar e quantificar o tratamento ortodôntico e ortopédico, assim como, delinear e avaliar intervenções cirúrgicas (CHIEN *et al.*, 2009; OLMEZ *et al.*, 2011).

A cefalometria é uma ferramenta clínica e de pesquisa, essencial na Ortodontia. Ela tem sido usada há décadas para obter medidas do esqueleto craniofacial. Telerradiografias em normal lateral são radiografias bidimensionais (2D) que registram em um único plano a passagem de um feixe de radiação X divergente por estruturas tridimensionais (3D), resultando numa imagem distorcida e aumentada, mais em algumas regiões que em outras. A sua avaliação de forma segura e precisa é difícil devido à distorção, à diferença da magnificação de estruturas bilaterais e à sobreposição de estruturas craniofaciais, principalmente quando grandes assimetrias estão presentes. Esses fatores dificultam a localização precisa de pontos cefalométricos de referência. Erros na análise cefalométrica podem ocasionar alterações no planejamento ortodôntico e cirúrgico (KUMAR *et al.*, 2008; LUDLOW *et al.*, 2009; OLMEZ *et al.*, 2011).

Na atualidade, essas imagens radiográficas, analógicas ou digitais, são a modalidade de escolha na obtenção de imagens cefalométricas laterais e são utilizadas por vários centros de pesquisa no mundo todo para a realização de estudos longitudinais do crescimento e desenvolvimento craniofacial. Esses estudos são baseados na identificação de pontos de referência sobre os tecidos moles e duros, para posterior análise das relações esqueléticas e dentárias dos pacientes ortodônticos, com base na determinação de medidas craniodentofaciais, chegando-se assim a valores médios ou padrão para medidas lineares e angulares. As medidas angulares não são afetadas pelas distorções inerentes da imagem, portanto o seu uso é mais confiável para comparações de imagens homólogas produzidas a partir de

novas ferramentas (DIBBETS e NOLTE, 2002), que podem minimizar os erros de projeção radiográfica.

A utilização da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) por profissionais da Ortodontia tem crescido nos últimos anos. A imagem obtida pela TCFC permite que o ortodontista avalie os tecidos duros e moles do paciente em três dimensões, com mínima distorção, sem a sobreposição de estruturas e dose de radiação significativamente reduzida em comparação à TC obtida de equipamentos médicos tradicionais (GARIB *et al.*, 2007; LUDLOW *et al.*, 2009; MOZZO *et al.*, 1998; ZAMORA *et al.*, 2011).

Utilizando-se *softwares* específicos para a análise tomográfica, podem ser obtidas reconstruções secundárias, ou seja, imagens sintetizadas a partir da imagem base ou primária obtida da TCFC. Essas reconstruções secundárias possuem características semelhantes às radiografias convencionais, tais como, a telerradiografia em norma lateral e a radiografia panorâmica (CHIEN *et al.*, 2009; SCARFE, FARMAN & SUKOVIC, 2006; KUMAR *et al.*, 2007; KUMAR *et al.*, 2008).

Faz-se necessário, entretanto, a realização de trabalhos que avaliem se as medidas cefalométricas obtidas em telerradiografias em norma lateral e em reconstruções oriundas da TCFC são reproduzíveis e comparáveis às medidas reais. E, dessa forma, determinar a aplicabilidade da TCFC para a análise cefalométrica comumente utilizada na Ortodontia. Assim, o objetivo deste estudo é avaliar a acurácia de medidas cefalométricas realizadas nas reconstruções multiplanares (RMP) e reconstruções sagitais (RS) da hemi-face esquerda a partir de exames de TCFC e em telerradiografias em norma lateral.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 CEFALOMETRIA

A cefalometria tornou-se viável após a padronização da obtenção das radiografias cefalométricas por Broadbent em 1931 (BROADBENT, 1931). Broadbent utilizou um dispositivo denominado “cefalostato” que posiciona a cabeça do paciente nos três planos do espaço. A cabeça do paciente é orientada com o plano sagital paralelo ao filme, o plano de Frankfurt paralelo ao solo, e o feixe central dos raios X incidindo em ângulo reto com a cabeça do paciente, a uma distância equivalente a 152,4 cm. Esse posicionamento padronizado permite a comparação de exames entre indivíduos ou de um mesmo indivíduo, em momentos diferentes, para análise dos efeitos do tratamento, da extensão das mudanças ocorridas durante o tratamento, período de observação, ou durante o crescimento craniofacial (BAUMRIND & FRANTZ, 1971).

Entre os anos de 1940 e 1960 surgiram análises cefalométricas que contribuíram de forma significativa para a Ortodontia, e que são referências até os dias de hoje, tanto para o tratamento ortodôntico como para as pesquisas. Novas análises surgiram, e várias delas levaram o nome de seus pesquisadores, como: Bjork, Downs, Margolis, Tweed, Riedel, Steiner, Schwarz, Sassouni, Ricketts e Jarabak (INTERLANDI, 1999; PEREIRA *et al.*, 1998; VILELLA, 1998).

Segundo Moyers, Bookstein & Hunter (1991), a cefalometria é uma ciência que consiste em explorar a complexidade da cabeça humana dentro de um padrão geométrico. Tal investigação é realizada utilizando-se de imagem de radiografia bidimensional, onde se confecciona o desenho, chamado de cefalograma ou traçado cefalométrico, que por sua vez deriva a análise cefalométrica. Nas análises, as estruturas anatômicas são reduzidas a pontos determinados, que devem indicar forma e posição relativas das curvas. A união destes pontos gera “medidas” angulares e lineares que são comparadas a padrões da população, modelos e os próprios valores iniciais do paciente. Relataram ainda ser objetivo da cefalometria: descrever estrutura e crescimento; diagnosticar anomalias dentomaxilofaciais; prever desenvolvimento,

planejar tratamento ortodôntico; e avaliar resultados do tratamento. Os autores previram ainda futuros avanços na cefalometria, novos conceitos e novas aplicações.

Thurrow (1951) traduziu o termo cefalometria como “medições da cabeça”; E, segundo o próprio autor: “é exatamente o que ela é”. Pode-se visualizar as mesmas estruturas nos filmes tomados pelas técnicas convencionais, mas somente nos filmes cefalométricos pode-se realizar medidas e compará-las com as medidas de outros pacientes, ou com o mesmo paciente após o tratamento ortodôntico, ou durante a fase de crescimento.

Erros podem ocorrer na demarcação de um ponto cefalométrico e resultará em erro em quaisquer medidas realizadas a partir daquele ponto. Baumrind & Frantz, em 1971, utilizaram um sistema localizador de coordenadas automático e um *software*, para quantificar os erros na identificação de pontos cefalométricos e sua influência na mensuração de medidas lineares e angulares. A amostra consistiu de 20 telerradiografias laterais escolhidas aleatoriamente entre pacientes submetidos a tratamento ortodôntico. De cada radiografia, foram obtidos cefalogramas nos quais foram demarcados 16 pontos cefalométricos, realizados por cinco avaliadores. A análise dos traçados permitiu aos autores concluir que há grande variabilidade na magnitude e configuração do erro referente a cada estrutura, não havendo padrão de demarcação das estruturas anatômicas, reduzindo desta forma, a eficiência da cefalometria radiográfica para a tomada de decisões clínicas. Porém, para reduzir o erro, os autores sugerem que o protocolo de obtenção seja rigidamente seguido e que as medidas sejam realizadas múltiplas vezes, sendo utilizada a média dessas medidas.

Midtgard, Bjork & Linder-Aronson (1974) realizaram um estudo para avaliar a reprodutibilidade na demarcação de 15 pontos cefalométricos e na mensuração de sete grandezas lineares. A amostra contou com 25 pacientes selecionados aleatoriamente, sendo que para cada indivíduo, foram obtidas duas telerradiografias em norma lateral. Na demarcação dos pontos cefalométricos, foi observada diferença estatisticamente significativa em relação à reprodutibilidade. Entretanto, houve pequena variação entre as médias das diferenças das estruturas anatômicas utilizadas. A maior variação foi observada no ponto orbitário em que a diferença foi

superior a 2,0 mm; já as menores diferenças foram encontradas nos pontos articular e sela turca. Não houve diferenças significativas em relação à reprodutibilidade entre registros realizados em intervalos distintos e entre os dois operadores. De acordo com os autores, os erros de mensuração são diretamente dependentes da precisão da localização da estrutura anatômica e da demarcação dos pontos cefalométricos. Ressaltaram ainda que a variação do erro não deve exceder 3% da variação da amostra como um todo. Se a variação do erro exceder 10% da variação de toda a amostra para os pontos cefalométricos em questão, então o método aplicado para as medições é inadequado.

Stabrun & Danielsen (1982) realizaram um estudo para examinar a precisão na identificação de referências cefalométricas. O estudo contou com uma amostra de 100 telerradiografias (50 do gênero masculino e 50 do gênero feminino), sendo avaliada a reprodutibilidade de 14 referências cefalométricas intra-examinadores e interexaminadores. Os resultados demonstraram que a fidelidade da reprodutibilidade na demarcação dos pontos cefalométricos depende da estrutura anatômica que está relacionada ao ponto. A análise interexaminadores e intra-examinadores revelou que embora tenham sido realizados, previamente, procedimentos para calibragem dos examinadores previamente ao estudo, estes possuíam opiniões definidas quanto ao posicionamento dos pontos, o que gerou certa variabilidade.

Sandler, seis anos após, realizou um estudo visando comparar os erros envolvidos na mensuração de grandezas lineares e angulares por meio de três diferentes métodos. Como variáveis, foram utilizadas três técnicas de mensuração: com instrumentos manuais, com o auxílio da digitalização dos traçados e, com a digitalização direta das radiografias. Na pesquisa foram utilizadas telerradiografias de 25 indivíduos, selecionadas de acordo com a nitidez da imagem radiográfica. O autor concluiu que, independentemente do método escolhido, a precisão da mensuração é diretamente dependente da seleção de referências cefalométricas precisas e bem delimitadas.

Tng, Chan & Cooke (1994) realizaram um estudo avaliando a confiabilidade de referências cefalométricas dentárias e esqueléticas, comumente utilizadas e as

influências destas na mensuração de ângulos e distâncias lineares. Foram realizadas duas telerradiografias laterais de 30 crânios secos, sendo uma realizada com esferas metálicas coladas nos crânios representativas dos pontos cefalométricos, e outra sem os marcadores radiopacos. De acordo com os autores, calculando-se as médias, desvios padrão e por meio do teste t de *Student*, foi observada grande divergência entre a posição estimada pelos marcadores radiopacos e a verdadeira referência anatômica cefalométrica. Sete referências esqueléticas de um total de dez e todas as cinco referências dentárias apresentaram desvios em relação ao posicionamento. Conseqüentemente, as medidas lineares e angulares representadas pelas estruturas demarcadas apresentaram erros na mensuração. Pontuaram que a validade depende da visibilidade da evidência física do ponto cefalométrico na radiografia. Onde o contraste das imagens era pobre, ou onde havia sobreposição de estruturas, os pontos cefalométricos apresentavam pouca validade. Com relação à significância clínica, esses autores concluíram que em certas circunstâncias as mensurações cefalométricas podem ser enganosas. Recomendaram que as diferenças observadas deveriam ser, pelo menos, o dobro do desvio padrão do erro estimado para serem significativas. Por exemplo, para que qualquer modificação da angulação do incisivo superior seja real, a diferença observada deve ser maior do que $\pm 7,8^\circ$ (ao nível de significância de 95%).

Dibbets & Nolte (2002) avaliaram o efeito da magnificação em telerradiografias laterais provenientes de diferentes acervos de documentação. Para a análise foram empregadas três distâncias situadas em planos distintos: uma no plano horizontal (do ponto sela até o ponto nasio), uma no plano vertical (do ponto nasio até o ponto mentoniano), e outra no plano oblíquo (do ponto sela até o ponto gnátio). Os autores observaram que telerradiografias com origens diferentes não podem ser comparadas de maneira direta. Concluíram que a determinação precisa da magnificação permite a correção das grandezas cefalométricas para o tamanho real e, conseqüentemente, a comparação entre os dados.

2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Os exames utilizando a tomografia computadorizada (TC) surgiram no início da década de 70 através dos pesquisadores Allan Cormack e Godfrey Hounsfield, que conquistaram, em 1979, o prêmio Nobel de Medicina (BERNARDES, 2007; BROOKS, 1993; HOUNSFIELD, 1973).

Tomografia é uma palavra formada pela junção de dois termos gregos: *tomos* e *graphos* que significam, respectivamente, camadas e escrita. Portanto, a tomografia consiste na obtenção de imagens do corpo em fatias ou cortes, o que permite a observação da região selecionada, através de diferentes planos com pouca ou nenhuma sobreposição de estruturas (CARLESSI, 2011).

A primeira imagem obtida pelo tomógrafo assemelha-se a uma telerradiografia em norma lateral e denomina-se escanograma ou *scout*. Nesta imagem, o técnico seleciona a região que será escaneada, assim como determina a inclinação dos cortes axiais. As imagens originais na tomografia computadorizada tradicional são usualmente obtidas no sentido axial (GARIB *et al.*, 2007).

Diante da necessidade de diversificar as perspectivas de avaliação, o computador é capaz de reconstruir os cortes axiais originais, obtendo imagens em outros planos do espaço, como os planos coronal e sagital, sem a necessidade de expor novamente o paciente à radiação. Este recurso presente nos *softwares* dos tomógrafos denomina-se reconstrução multiplanar (GARIB *et al.*, 2007).

Os cortes axiais originais podem ainda ser reconstruídos em 3D e visualizados sob diferentes perspectivas. As imagens principais e de maior interesse ainda podem ser impressas em filme radiográfico e enviadas ao profissional que requisitou o exame (GARIB *et al.*, 2007).

A tomografia computadorizada tem três vantagens importantes sobre a radiografia convencional: a primeira é que as informações tridimensionais são apresentadas na forma de uma série de cortes finos da estrutura interna da parte estudada. Como o feixe de raios está rigorosamente colimado para aquele corte em particular, a informação resultante não é superposta por anatomia sobrejacente e

também não é degradada por radiação secundária e difusa de tecidos fora do corte que está sendo estudado. A segunda é que o sistema é mais sensível na diferenciação de tipos de tecido quando comparado com a radiografia convencional, de modo que diferenças entre tipos de tecidos podem ser mais claramente delineadas e estudadas. Uma terceira vantagem é a habilidade para manipular e ajustar a imagem após ter sido completada a varredura, como ocorre de fato com toda a tecnologia digital. Esta função inclui características tais como ajustes de brilho, realce de bordos e aumento de áreas específicas. Ela também permite ajuste de contraste ou de escala de cinza, para melhor visualização da anatomia de interesse (BONTRAGER, 2003).

2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC)

O advento da tomografia computadorizada de feixe cônico representa o desenvolvimento de um tomógrafo relativamente pequeno e de menor custo, especialmente indicado para a região dentomaxilofacial. O desenvolvimento desta nova tecnologia está provendo à Odontologia a reprodução da imagem tridimensional dos tecidos mineralizados maxilofaciais, com mínima distorção e dose de radiação significativamente reduzida em comparação à TC *multislice* (GARIB *et al.*, 2007).

Os primeiros relatos literários sobre a tomografia computadorizada de feixe cônico para uso na Odontologia ocorreram muito recentemente, ao final da década de noventa. O pioneirismo desta nova tecnologia cabe aos italianos Mozzo *et al.*, da Universidade de Verona, que em 1998 apresentaram os resultados preliminares de um “novo aparelho de TC volumétrica para imagens odontológicas baseado na técnica do feixe em forma de cone (*cone-beam technique*)”, batizado como NewTom-9000®.

Desde então, a TCFC passou a revolucionar a área de diagnóstico por imagem maxilofacial, visto que proporciona a obtenção de cortes micrométricos e visualização de imagens em 3D, além de expor o paciente a uma menor dose de radiação, com menor custo e reduzido tamanho do aparelho. Além disso, ela auxilia e estimula a comunicação e o trabalho interdisciplinar, e aumenta a previsibilidade do prognóstico (RODRIGUES *et al.*, 2010; SIRIN *et al.*, 2010; SCARFE & FARMAN, 2007; MENGEL *et al.*, 2005).

Os programas de TC de feixe cônico permitem a reconstrução multiplanar do volume escaneado, ou seja, a visualização de imagens axiais, coronais, sagitais e oblíquas, assim como a reconstrução em 3D. Adicionalmente, o programa permite gerar imagens bidimensionais, réplicas das radiografias convencionais utilizadas na Odontologia, como a panorâmica e as telerradiografias em norma lateral e frontal, função denominada reconstrução multiplanar em volume, que constitui outra importante vantagem da TCFC (SCARFE, FARMAN & SUKOVIC, 2006).

Segundo Kassebaum *et al.* (1992) e Reiskin (1998) outra vantagem da TC refere-se ao fato de que com a maioria dos *softwares*, as imagens tomográficas são obtidas em tamanho real, o que eliminaria a necessidade de se considerar um fator de magnificação, geralmente associado a outras técnicas.

Como desvantagens da TC, torna-se importante destacar os artefatos causados por estruturas ósseas compactas (especialmente na base do crânio) e estruturas metálicas (restaurações e dispositivos dentários), imagens dos tecidos moles com resolução deficiente e a exposição do paciente a altas doses de radiação. Joias e bijuterias, bem como próteses removíveis devem ser retiradas antes de qualquer exame de cabeça e pescoço para prevenir e/ou minimizar artefatos, os quais poderão impedir a interpretação das imagens. Os aparelhos ortodônticos também são fontes de artefatos que podem ou não prejudicar ou até inviabilizar a interpretação das imagens (VANNIER, 1997).

2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO NA ORTODONTIA

Durante a última década, com a introdução da TCFC, a Ortodontia ampliou suas potencialidades de diagnóstico e capacidade de delinear um prognóstico mais realista.

Como as modalidades atuais de tratamento ortodôntico estão se tornando mais sofisticadas, a necessidade de registros 3D precisos dos pacientes se torna cada vez mais crítica, e a adoção da tomografia computadorizada por feixe cônico tem conduzido os ortodontistas a uma mudança de paradigma com relação aos meios de

diagnóstico por imagem, inclusive com potenciais alterações nos planejamentos dos tratamentos ortodônticos e ortodôntico-cirúrgicos (CARLESSI, 2011; FERRAZ *et al.*, 2011).

O desenvolvimento da tomografia computadorizada e a diminuição das doses de radiação para a obtenção destes exames trouxeram as imagens 3D para uma grande evidência, pois tem possibilitado acesso sem precedentes a áreas do crânio e da face onde até décadas passadas não era possível ser alcançado, permitindo avaliar estas áreas de forma mais abrangente, propondo tratamentos mais elaborados, cujos resultados vêm ao encontro de expectativas cada vez mais exigentes dos pacientes (CARLESSI, 2011).

Novas aplicações ortodônticas de técnicas avançadas de imagens 3D incluem sobreposições de modelos computadorizados para verificação do crescimento, mudanças com o tratamento e estabilidade, além de análises dos tecidos moles e simulação computadorizada de procedimentos cirúrgicos. Ou seja, avaliações quantitativas e qualitativas do deslocamento, respostas adaptativas e reabsorção de estruturas esqueléticas - antes inviáveis com técnicas 2D – podem, agora, ser realizadas por meio de reconstruções e sobreposições 3D, com a tomografia computadorizada de feixe cônico. (CEVIDANES *et al.*, 2005; CEVIDANES *et al.*, 2007; MOTTA *et al.*, 2010).

Na Ortodontia, a utilização dos exames tomográficos auxilia no diagnóstico e planejamento de dentes impactados, principalmente caninos; em casos difíceis nos quais a ancoragem deve ser incrementada com elementos adicionais, como os implantes palatinos, ou parafusos bicorticais, avaliando o nível ósseo e checando a direção de inserção; ou ainda para registrar os efeitos no osso alveolar, no pré e pós-tratamento, gerados pela movimentação dentária de corpo (translação) (GUNDUZ *et al.*, 2004).

A TCFC ainda apresenta um recurso muito valioso para a Ortodontia. Alguns *softwares* que gerenciam imagens de TCFC permitem gerar imagens bidimensionais, réplicas das radiografias convencionais utilizadas na Odontologia, como a radiografia panorâmica e as telerradiografias em norma lateral e frontal. Essa função é denominada reconstrução multiplanar em volume e constitui uma importante

vantagem da TCFC. A telerradiografia em norma lateral é reconstruída aumentando a espessura de um corte sagital, de modo a englobar toda a largura da face, e pode ser empregada para realização de cefalometria convencional (CARLESSI, 2011; GARIB *et al.*, 2007).

Com o objetivo de verificar a precisão e reprodutibilidade de pontos e medidas marcados em imagens obtidas da TCFC, estudos foram realizados (GRIBEL *et al.*, 2011; GERLACH *et al.*, 2010; KOBAYASHI *et al.*, 2004; LASCALA *et al.*, 2004; LOUBELLE *et al.*, 2007; LOUBELLE *et al.*, 2008; LUDLOW *et al.*, 2007; PERIAGO *et al.*, 2008; PINSKY *et al.*, 2006; DE VOS *et al.*, 2009). Entretanto, ainda existe uma grande variação em relação aos resultados até agora encontrados, principalmente em virtude das metodologias utilizadas (ROSSINI *et al.*, 2011).

2.5 ACURÁCIA DE MEDIDAS NA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

Kobayashi *et al.* (2004) avaliaram a acurácia da mensuração de distâncias em imagens produzidas por TCFC. Cinco mandíbulas de cadáveres foram examinadas por TC espiral e por TCFC. A distância vertical de um ponto de referência até o rebordo alveolar foi medida por um paquímetro num corte da mandíbula e a medida do erro nas imagens de TC foi calculada em porcentagens, baseada nos valores reais e nos valores das medidas obtidas pelas imagens de TC. Os erros de mensuração variaram de 0 a 1,11 mm (0% a 6,9%) na TC espiral e de 0,01 a 0,65 mm (0,1% a 5,2%) na TCFC, com erros de mensuração de 2,2% e 1,4%, respectivamente ($P < 0,0001$). Assim, os autores sugerem que a distância pode ser medida de forma acurada por meio da TCFC. O tamanho das imagens sólidas retangulares obtidas pela TCFC (30 mm de largura e 42,7 de extensão) é considerado adequado para a observação da estrutura óssea mandibular na avaliação pré-operatória antes da colocação do implante, especialmente devido ao pequeno tamanho das imagens, que limita a exposição do paciente à radiação.

Lascale, Panela e Marques (2004) realizaram um estudo para avaliar a acurácia de medidas lineares obtidas por meio de TCFC (NewTom 9000®). 13

medidas foram obtidas em crânios secos ($n=8$), entre sítios anatômicos internos e externos utilizando um paquímetro. Essas medidas foram consideradas o padrão ouro. Após as medições físicas, os crânios foram submetidos a exame de TCFC. As mesmas distâncias radiográficas foram obtidas nas imagens de TC por meio do *software* NewTom QR-DVT 9000®, nas secções axiais de 2,0 mm e nas reconstruções sagitais e coronais. Os dados foram comparados utilizando o teste *t* de *Student* pareado. Os resultados demonstraram que as medições reais sempre foram maiores do que as obtidas nas imagens de TCFC, mas essas diferenças foram significativas apenas para as estruturas internas da base do crânio. A conclusão desse estudo é que apesar da TCFC subestimar a distância real entre os pontos cefalométricos, as diferenças são significativas apenas para a base do crânio e, conseqüentemente, esse método é válido para medições em estruturas mais próximas à região dentomaxilofacial.

Ludlow *et al.* (2007) mediram imagens de TCFC de crânios secos, idealmente posicionados e sistematicamente modificados, usando técnicas de mensurações de *software* bi e tridimensionais. As mensurações das imagens foram comparadas com as medidas diretas realizadas nos crânios por meio de paquímetro. Os volumes de TCFC de 28 crânios em posições consideradas “ideais”, modificadas e rotacionadas foram avaliadas através da medição de distâncias entre os pontos anatômicos e os fios de referência utilizando-se reconstruções panorâmicas (bidimensionais) e medidas diretas de cortes axiais (tridimensionais). As diferenças entre as medidas dos crânios com o paquímetro e aquelas do *software* em imagens foram avaliadas com testes *t* pareados e análise de variância (ANOVA). A acurácia das medidas não foi significativamente afetada por alterações na posição do crânio ou medidas dos lados direito e esquerdo. Para os fios ortodônticos, facilmente identificáveis, a acurácia da mensuração foi expressa por erros médios menores que 1,2% para as técnicas bidimensionais e menores que 0,6% para as tridimensionais. As medidas anatômicas foram significativamente mais variáveis, independente da técnica de mensuração. Assim, de acordo com os autores, tanto as técnicas bi quanto tridimensionais proveem medidas acuradas da anatomia mandibular. A medida da TCFC não foi influenciada de forma significativa pela orientação do crânio durante a aquisição da imagem.

Periago *et al.* (2008) realizaram uma investigação cujo objetivo foi comparar a acurácia de mensurações lineares feitas em TCFC derivadas de imagens volumétricas de superfície 3D e medidas realizadas diretamente em crânios humanos. Para essa investigação, 20 medidas ortodônticas lineares entre os pontos de referência anatômicos foram calculados por observadores utilizando-se um paquímetro digital. Os crânios foram reproduzidos através de TCFC e o *software* utilizado para gerar as reconstruções volumétricas 3D foi o Dolphin Imaging 3D® (versão 2.3). As medidas lineares entre os pontos de referência foram computados por um único observador três vezes e comparadas com as dimensões anatômicas pelo teste *t* de *Student* ($P \leq 0,05$). O coeficiente de correlação intraclasse (ICC), ou coeficiente de reprodutibilidade (R) linear absoluto, e a porcentagem de erro foram calculados. Os resultados obtidos foram que o ICC para a TCFC-3D ($0,975 \pm 0,016$) foi significativamente menor que para as imagens do crânio. A porcentagem média de erro das medidas para a TCFC-3D ($2,31\% \pm 2,11\%$) foi maior que para as repetições das medidas dos crânios ($0,63\% \pm 0,51\%$). Diferenças estatísticas entre a TCFC e as dimensões reais foram encontradas para todas as mensurações sagitais, exceto para os ponto Na-A e seis de 12 medidas bilaterais. A porcentagem média de diferença entre o crânio real e as medidas lineares baseadas nas imagens 3D foram 1,13% (desvio padrão $\pm 1,47\%$). 90% das diferenças médias foram menores que 2 mm, e 95% dos intervalos de confiança foram menores que 2 mm, exceto para os pontos Ba-ANS (3,32 mm) e Pog-Go esquerdo (2,42 mm). Dessa forma, concluíram que enquanto muitas das medidas lineares entre os pontos de referência nas reproduções volumétricas de superfície 3D, utilizando-se o *software* Dolphin Imaging 3D®, e geradas pelo conjunto de dados da TCFC, podem ser estatisticamente e significativamente diferentes das dimensões anatômicas, a maioria pode ser considerada clinicamente acurada, o suficiente para análises craniofaciais.

Stratemann *et al.* (2008) determinaram a acurácia de medidas de distâncias lineares entre pontos de referência comumente, em crânio humano, usados em análise ortodôntica. As medidas dos comprimentos foram feitas utilizando-se dados de dois sistemas de TCFC e comparadas com medidas físicas através de um paquímetro aplicado a um crânio humano adulto. Os pontos de referência foram identificados com esferas de aço cromado embutidas em 32 dos pontos cranianos e

33 mandibulares, e as medidas lineares realizadas com um paquímetro digital. O crânio foi escaneado com os sistemas NewTom QR DVT 9000® e Hitachi MercuRay®. Os dados de TC incluindo os pontos de referência foram segmentados até valores limites com o *software* CyberMed's CB Works®. As segmentações resultantes foram exportadas dos arquivos CB Works como arquivos VRML (WRL) para o *software* Amira®. Os resultados apresentaram que o erro foi pequeno comparado com o padrão-ouro das medidas físicas do paquímetro, tanto para os dados gerados do tomógrafo NewTom® ($0,07 \pm 0,41$ mm) quanto para o CB MercuRay® ($0,00 \pm 0,22$ mm). O erro absoluto para o padrão ouro foi ligeiramente positivo, indicando menor compressão relativa para a medida do paquímetro. O erro foi levemente menor no tomógrafo CB MercuRay® do que para o NewTom®, provavelmente relacionado a uma variação mais ampla da escala de cinza para descrever atenuações do feixe em dados de 12 bits versus 8 bits. Logo, os dados volumétricos gerados em ambos os sistemas de TCFC forneceram informações altamente acuradas quando comparadas ao padrão ouro de medidas físicas diretamente do crânio, com erro relativo menor que 1%.

Baumgaertel *et al.* (2009) investigaram a confiabilidade e acurácia de medidas dentárias feitas em reconstruções de TCFC. Trinta crânios humanos foram escaneados e reconstruções tridimensionais das dentições geradas. Dez medidas (sobremordida, sobressaliência, largura intermolar e intercanino, comprimento do arco disponível e comprimento do arco exigido) foram realizadas diretamente nas dentições dos crânios com um paquímetro digital de alta precisão e nas reconstruções digitais, com *software* comercialmente disponível. Confiabilidade e acurácia foram estimadas através da ICC e testes t de *Student* pareado. Um valor de $p \leq 0,05$ foi usado para designar a significância estatística. Tanto as medidas de TCFC quanto as de paquímetro foram altamente confiáveis ($r > 0,90$). As medidas da TCFC tenderam a superestimar ligeiramente a real anatomia, o que foi estatisticamente significativo apenas para mensurações compostas. As medidas dentárias dos volumes da TCFC podem ser usadas para análise quantitativa. Com essas imagens, os autores encontraram um erro sistemático pequeno, o que se tornou estatisticamente significativo apenas quando combinaram-se várias medidas. De acordo com os autores, um ajuste para esse erro permite uma acurácia

aprimorada.

Moreira *et al.* (2009) realizaram a análise de medidas lineares e angulares em imagens de TCFC 3D. Objetivaram, com essa análise, prover maiores evidências sobre a precisão e acurácia das medidas lineares e angulares obtidas pela TCFC 3D. O desenho do estudo consistiu em 15 crânios humanos secos, os quais foram submetidos ao escaneamento pela TC e, assim, as imagens tridimensionais foram geradas. As mensurações lineares e angulares basearam-se em pontos de referências anatômicos craniométricos convencionais, e foram identificadas na TCFC 3D por dois radiologistas, duas vezes cada, independentemente. Posteriormente, as mensurações físicas foram realizadas por um terceiro examinador, com o uso de um paquímetro digital e um goniômetro digital. Os resultados não demonstraram diferenças estatísticas significativas entre as análises intra e interexaminadores. No que diz respeito ao teste de acurácia, não foram encontradas diferenças estatísticas significativas, também, na comparação entre as medidas físicas e lineares baseadas nas tomografias 3D e nas angulares, para ambos os examinadores ($p= 0,968$ e $0,915$, $p= 0,844$ e $0,700$, respectivamente).

Gerlach *et al.* (2010) investigaram a reprodutibilidade de três diferentes métodos de traçado para determinar um método confiável a fim de definir a posição anatômica adequada do canal mandibular baseada em dados de TCFC. Cinco pacientes dentados e cinco desdentados foram selecionados aleatoriamente da base de dados do tomógrafo. Dois observadores independentes traçaram o canal mandibular dos lados direito e esquerdo usando o *software* de planejamento de imagem 3D (ProCera System Nobel Guide®). Todos os canais mandibulares foram traçados com os três diferentes métodos. O método I foi baseado em vistas coronais. As reconstruções panorâmicas foram o ponto de início para o método II. O método III combinou os dois anteriores. No que diz respeito à confiabilidade interobservador, não houve diferença significativa ($p=,34$) para os vários métodos utilizados. A reprodutibilidade foi melhor em mandíbulas edêntulas que em dentadas ($p=,0015$). A diferença entre os dois traçados foi mais baixa para o método combinado: com uma variação de 1,3 mm em 95% do curso do canal. Os desvios mais claros foram vistos principalmente na parte anterior do canal. De acordo com

os autores, o melhor método de reprodutibilidade para o traçado do canal mandibular foi o método combinado III. Entre observadores, ainda uma média de 95% de divergência no valor limite de 1,3 mm (DP: 0,384) foi notada, indicando que a zona de segurança de 1,7 mm deveria ser respeitada. Os autores colocam que, no planejamento cirúrgico baseado em dados de TCFC, os cirurgiões devem estar cientes dos desvios localizados na região anterior do canal mandibular.

Gribel *et al.* (2011) compararam a acurácia de medidas craniométricas feitas em cefalogramas laterais e em imagens de TCFC. Os autores utilizaram dez marcadores posicionados em pontos de referência craniométricos de 25 crânios secos com oclusões estabilizadas. Os escaneamentos em TCFC e as telerradiografias laterais convencionais foram realizados em cada crânio. As medidas craniométricas diretas foram comparadas com as da TCFC e com as cefalométricas utilizando-se análise de variância (ANOVA) de repetidas medidas. Todas as medidas foram repetidas com intervalo de um mês e as ICC foram calculadas. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas com a TCFC e as craniométricas diretas (diferença média: 0,1 mm). Todas as medidas cefalométricas foram diferentes estatisticamente das craniométricas diretas (diferença média de 5 mm). Variações significativas entre as mensurações foram notadas. Algumas medidas eram maiores no cefalograma lateral e, outras, menores, mas um padrão pode ser observado: as medidas do plano sagital mediano aumentaram uniformemente e as Co-Gn (condílio-gônio) mudaram ligeiramente; a distância Co-A (condílio-ponto A) foram sempre menores. Dessa maneira, os autores concluíram que as médias craniométricas com a TCFC são acuradas para análise cefalométrica e algoritmos matemáticos devem ser avaliados para corrigir distorções em valores 3D no futuro.

2.6 IMPLICAÇÕES DA VARIAÇÃO DO TAMANHO DO VOXEL

A acurácia das medidas lineares dos modelos de superfície derivados da TCFC de diferentes tamanhos de *voxel* foi avaliada por Damstra *et al.* (2010). Os objetivos desse estudo foram determinar a acurácia linear de modelos de superfície

tridimensionais derivados de um tomógrafo dental de feixe cônico e *software* de representação volumétrica; e investigar a influência da resolução do *voxel* na linearidade dos modelos de superfície da TCFC. Com esse intuito, o método utilizado incluía marcadores de esferas de vidro fixados em dez mandíbulas secas. As mandíbulas foram escaneadas com resoluções de *voxel* de tamanho 0,4 e 0,25, em três sessões. O padrão anatômico real foi estabelecido com medidas diretas através de paquímetro digital. As superfícies dos modelos foram representadas por um programa de reprodução volumétrica, e as medidas da TCFC pela média de três dessas mensurações. Diante disso, os resultados foram que os coeficientes de correlação intraclasse, entre as medidas físicas e das imagens de TCFC de 0,4 e 0,25 *voxels*, foram mais que 0,99. Todas as medidas de TCFC foram acuradas. Não houve diferença entre a acurácia das medidas entre os grupos de 0,25 e 0,4 *voxels*. As menores diferenças detectáveis das medidas da TC foram, de acordo com os autores, mínimas, confirmando-se a acurácia do procedimento de medirem-se as imagens da TCFC. Concluíram, que as mensurações dos dados dos modelos de superfície 3D nos dois valores (0,25 e 0,4), feitas com o escâner 3D eXam®, foram acuradas, comparando-se com as medidas diretas de paquímetros. Uma maior resolução do *voxel* não resultou em aumento da acurácia das medições dos modelos de superfície.

Panzarella *et al.* (2011) objetivaram analisar a acurácia de medidas lineares obtidas de imagens axiais, e a influência do uso de diferentes protocolos em duas unidades de TCFC. Utilizaram um objeto cilíndrico consistindo de Nylon® com marcadores radiopacos, os quais foram radiograficamente examinados submetendo-os aos diferentes protocolos do NewTom 3G® e do i-CAT®. As distâncias horizontal (A-B) e vertical (C-D) foram avaliadas por meio das imagens axiais e mensuradas utilizando-se um paquímetro digital, que consistiu no padrão ouro para os valores reais. Houve, de acordo com os autores, diferenças, considerando-se os protocolos de aquisição de cada unidade de TCFC. Quando esses protocolos (do i-CAT® e NewTom 3G®) foram analisados, tanto as distâncias A-B quanto as C-D apresentaram valores subestimados. Medidas de imagens axiais obtidas do NewTom 3G® (6 polegadas – 0,16 mm e 9 polegadas – 0,25 mm) foram similares aquelas obtidas do i-CAT® (13 cm, 20s, 0,3 mm; 13

cm, 20 s, 0,4 mm e 13 cm, 40s, 0,25 mm). Concluíram, baseados nesses resultados, que o uso de diferentes protocolos de tomógrafos influencia as medidas lineares das imagens axiais. Distâncias lineares foram subestimadas em ambos os equipamentos. Os achados sugeriram que o melhor protocolo para o i-CAT® seria 13 cm, 20s, 0,3 mm, e para o NewTom 3G® o uso de 6 ou 9 polegadas seria o recomendado.

Ainda estudando as variações dos *voxels*, Moshfeghi *et al.* (2012) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a precisão de medidas lineares de TCFC nos planos axial e coronal, com dois tamanhos de *voxels* diferentes. Os autores realizaram 22 marcações anatômicas em quatro crânios humanos secos com por guta-percha. Quinze medidas lineares foram obtidas utilizando um paquímetro digital. Estas foram consideradas como o padrão-ouro (medida real). Os crânios foram escaneados por TCFC (Newtom VG®) em duas configurações: (a) a dimensão do *voxel* de 0,3 mm e (b) tamanho do *voxel* 0,15 milímetros de alta resolução (HR). As medidas de distâncias radiográficas foram feitas nos cortes axiais e coronais por três observadores e repetidas duas semanas mais tarde para a avaliação da confiabilidade intra-observador. *Software* SPSS® v. 17 foi utilizado para a análise de dados. O nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$). As diferenças médias de medidas reais e radiográficas foram entre $-0,10 \pm 0,99$ mm nas seções axiais, $-0,27 \pm 1,07$ mm nas cortes coronais, $0,14 \pm 1,44$ milímetros na axial (RH) seções e $0,02 \pm 1,4$ mm no coronal (RH) seções. A ICC para medições de TCFC nos cortes axiais foi 0,9944 e 0,9941 para cortes coronais, nos outros cortes axiais (RH) 0,9935 e cortes coronais (RH) 0,9937. A análise estatística mostrou alta confiabilidade inter e intra-observador ($p \leq 0,05$). Os autores concluíram afirmando que TCFC (Newtom VG®) é altamente precisa e reprodutível em medidas lineares nos planos axial e coronal em imagens de diferentes áreas da região maxilofacial. De acordo com os resultados do presente estudo, para TCFC digitalizar com um tamanho maior do *voxel* (0,3 mm, em comparação a 0,15 mm) é recomendado quando o objetivo da digitalização TCFC é medir distâncias lineares. Isto irá resultar em menor dose de radiação ao paciente e menor tempo de exposição.

Torres *et al.* (2012) avaliaram a acurácia de medidas lineares em mandíbulas secas usando imagens de TCFC adquiridas com diferentes tamanhos

de *voxel*. Oito mandíbulas secas foram submetidas à TCFC utilizando o i-CAT® com diferentes tamanhos de *voxel*: 0,20, 0,25, 0,30 e 0,40 mm. Os valores das mensurações nas imagens de TC foram comparadas com aquelas realizadas diretamente nas mandíbulas com um paquímetro de alta precisão (padrão-ouro). Os autores não encontraram diferenças significativas nas medidas lineares obtidas com os quatro tamanhos de *voxel*, quando comparadas ao padrão-ouro, e sugeriram que protocolos que utilizam *voxel* de 0,30 ou 0,40 mm são preferencialmente indicados para avaliação de medidas lineares para planejamento de implantes, uma vez que a dose de radiação nesses protocolos é reduzida, quando comparada àquela dos protocolos com *voxel* de 0,20 mm.

Zhang *et al.* (2012) utilizando dois diferentes protocolos de imagens, avaliaram a acurácia das medidas do espaço da articulação temporomandibular (ATM) no TCFC ProMax® 3D. Os modelos de impressão do espaço da ATM foram feitos de acordo com a oclusão. 40 articulações foram escaneadas com o protocolo padrão e de medidas maiores do ProMax® 3D. Dois observadores mediram os espaços da ATM três vezes, nas imagens dos dois protocolos, e na versão impressa dos modelos. Um total de 120 imagens do tomógrafo foi mensurado. Não houve diferenças significativas entre as medidas reais da ATM e aquelas realizadas com os dois protocolos de escaneamento ($p= 0,305$). As variações intra e interobservador não foram significantes. Assim, concluíram que os dois protocolos de escaneamento do TCFC ProMax® 3D foram confiáveis e similares para o registro do espaço da ATM.

Primo *et al.* (2012) avaliaram a acurácia de protótipos produzidos utilizando-se tomografia computadorizada feixe cônico e helicoidal. Os objetivos foram estimar e quantificar o erro dimensional dos protótipos produzidos por aqueles tipos de tomografia (TCFC e helicoidal). Pequenos parafusos foram inseridos em um crânio seco em diferentes pontos do terço médio da face. O crânio foi escaneado com o tomógrafo helicoidal LightSpeed16® e pixel de tamanho 0,3 mm. Com o tomógrafo de feixe cônico utilizou-se o iCat 3D com *voxels* de 0,25 e 0,4 mm. Os protótipos foram reproduzidos pelo equipamento ZPrinter 310®. Tanto o crânio seco (padrão ouro) quanto os protótipos foram medidos com o sistema de mensuração coordenado Mitutoyo 3D® de três eixos perpendiculares

(X, Y e Z). O protótipo produzido dos dados do tomógrafo helicoidal apresentou um erro dimensional médio de 0,62%; os dois modelos produzidos com as imagens de TCFC renderam erros de 0,74% com *voxels* de tamanho 0,25 e 0,82% com *voxel* de 0,40 mm. Não foram observadas diferenças significativas em erros dimensionais através dos protótipos ($p=0,767$; teste não-paramétrico de Friedman). Os protótipos produzidos com os dados do TCFC, de *voxels* 0,25 e 0,40 mm, e o produzido com os dados do tomógrafo helicoidal, de *pixel* de tamanho 0,3 mm, mostraram erros dimensionais aceitáveis e podem, portanto, ser usados na fabricação de protótipos na Odontologia. Com objetivo verificar a acurácia de medidas lineares, Waltrick *et al.* (2013) analisaram a visibilidade do canal mandibular nas imagens de TCFC obtidas com diferentes tamanhos de *voxel*. Doze hemimandíbulas secas foram escaneadas com *voxel* de 0,2; 0,3 e 0,4 mm, e 108 imagens de TCFC foram geradas, sobre as quais dois examinadores realizaram 648 mensurações lineares e avaliaram a visibilidade do canal mandibular. A média global \pm DP do erro entre as medidas das imagens e diretas foi 0,23 mm \pm 0,20 mm. As medidas de TCFC subestimaram as medidas diretas em 390 dos casos (60,2%). Todas as medidas dos erros encontradas foram <1 mm. Houve uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,0001$ e $p=0,0028$) entre os dois examinadores apenas quando se mediu a largura em dois sítios posteriores. E houve uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,0242$) entre os tamanhos dos *voxels* somente para um dos examinadores, para a medida de altura. Foi possível visualizar o canal mandibular em todas as 108 imagens avaliadas. As imagens de TCFC transversais são adequadas para as medidas lineares na região posterior da mandíbula e proveem uma visualização adequada do canal da mandíbula com *voxels* de 0,2; 0,3 ou 0,4 mm. Um *voxel* de 0,3 mm, segundo os autores, é um bom “acordo” entre a qualidade de imagem e uma baixa dose de radiação.

Wood *et al.* (2013) investigaram o impacto de fatores responsáveis pela falta de acurácia de medidas de imagens do osso alveolar em TCFC, tais como o *software*, presença ou ausência de tecidos moles, tamanho do *voxel* do escaneamento, e em regiões dos maxilares em medidas da altura do osso alveolar vestibular em porcos com a idade equivalente a adolescentes humanos.

Marcações de cavidades, feitas apicalmente às raízes de molares maxilares e mandibulares com brocas, e fissuras de referência na oclusal de molares, numa direção mesiodistal, foram criadas em seis cabeças de porcos (12 para cada maxilar), seguidas por TCFCs de *voxels* 0,4 e 0,2 mm, sob as condições de presença e ausência de tecido mole. Em seguida, secções vestibulo-linguais biselando os marcadores foram feitas, nas quais as altura e espessura foram mensuradas. Um observador cegado, usando o traçador cefalométrico Dolphin Imaging 3D® e o *software* OsiriX®, coletou, independentemente, a altura do osso alveolar das imagens de TCFC. Diferenças entre as medidas da TCFC e as físicas foram calculadas. Cada medida foi avaliada para a falta de acurácia clínica utilizando-se dois critérios (diferenças absolutas entre as medidas físicas e de TCFC ≥ 1 mm, ou $\geq 0,5$ mm), e as interações entre tecido mole e fatores do tamanho do *voxel* para cada maxilar e o *software* foram avaliadas pelo teste do qui-quadrado. Com todas essas condições mantidas iguais, a acurácia das medidas maxilares de TCFC foi inferior (limite maior de variações de concordância e frequências mais altas de falta de acurácia clínica) às medidas mandibulares. A espessura física da crista óssea alveolar foi menor que 1 mm e significativamente mais delgada que as correspondentes mandibulares. Para cada condição de maxilar e do *software*, a acurácia das medidas de imagens de TCFC com presença de tecido mole de 0,2 mm era superior (limite menor que as variações de concordância e frequências mais baixas de falta de acurácia clínica) a aquelas de 0,4 mm de presença de tecido mole, 0,4 mm de ausência de tecido mole e 0,2 mm de ausência de imagens de tecido mole. Todas mostraram acurácias similares. Diante desses resultados, os autores concluíram que, em uma idade adolescente, a altura do osso alveolar vestibular medido da região maxilar molar, baseada em imagens de TCFC de *voxel* de 0,4 mm, pode ter medidas relativamente grandes e frequentemente sem acurácia, possivelmente em razão de sua pequena espessura. Utilizando-se um *voxel* de 0,2 mm nos escaneamentos, acurácia das medidas pode ser melhorada, mas apenas se os tecidos faciais e gengivais se mantiverem intactos.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a acurácia de medidas lineares realizadas em reconstruções multiplanares e reconstruções sagitais da hemi-face esquerda (em três tamanhos de *voxel*) pelo *software* Dolphin Imaging 3D® (*Dolphin Imaging & Management Solutions*, Chatsworth, CA, EUA) a partir de exames de TCFC, e em telerradiografias em norma lateral.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Tendo-se como padrão-ouro medidas realizadas em crânios secos:

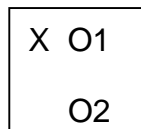
- Comparar medidas lineares em TCFC com três tamanhos de *voxel* (0,25; 0,3 e 0,4 mm);
- Verificar o erro dimensional (em valores absolutos e relativos) das medidas lineares.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA

Foi realizado um estudo pré-experimental, sob o paradigma quantitativo, do tipo “comparação com grupo estático” (CAMPBELL & STANLEY, 1979).

Diagrama:



4.2 ASPECTOS ÉTICOS

Esta pesquisa foi submetida à aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia (FOUFBA) sob o CAAE 37826614.3.0000.5024 (ANEXO A).

4.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA

Foram selecionados dez crânios secos obtidos no acervo do Centro de Ortodontia e Ortopedia Facial Prof. José Édimo Soares Martins, da FOUFBA. Todos os crânios possuíam idade entre 18 e 25 anos. A seleção dos crânios se baseou nos seguintes critérios: integridade anatômica, ausência de restaurações dentárias metálicas, presença de todos os dentes presentes, até segundos molares.

4.4 COLETA E INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS

4.4.1 Método para a Obtenção dos Exames de Imagem

Antes das aquisições, os crânios foram embebidos em água por vinte e quatro horas. Todo esse preparo foi feito a fim de simular a atenuação sofrida pelos raios X, devido à presença dos tecidos moles do paciente.

Previamente à aquisição das imagens dos crânios, suas respectivas mandíbulas foram relacionadas e estabilizadas às suas maxilas por meio de fitas adesivas, com base na melhor intercuspidação dentária e assentamento da cabeça da mandíbula na fossa mandibular (Figura 1).



Figura 1 – Crânios secos com suas mandíbulas estabilizadas às suas maxilas por meio de fitas adesivas

4.4.2 Obtenção das Telerradiografias em Norma Lateral

Telerradiografias em normal lateral dos crânios secos foram obtidas no aparelho radiográfico Cranex-D® (Soredex, Tuusula, Finlândia), com tempo de exposição variando de 0,5 a 0,7 segundos com 60 Kvp e 10 mA, em uma clínica particular de diagnóstico por imagem da cidade de Salvador – BA.

Para a padronização do método de obtenção das telerradiografias em norma lateral, todas as radiografias foram obtidas pelo mesmo técnico em Radiologia, com a posição dos crânios orientada no cefalostato, com o plano horizontal de Frankfurt

paralelo ao solo, mantendo o plano sagital mediano perpendicular ao feixe de raios X (Figura 2). As olivas foram inseridas no interior do meato acústico externo para o posicionamento, e o estabilizador do nasio posicionado para evitar rotações dos crânios. O feixe de raios X incidiu diretamente no meato acústico externo com o lado esquerdo mais próximo ao sensor. Os parâmetros energéticos foram ajustados e padronizados. As telerradiografias digitais foram exportadas no formato BMP e salvas em CD-ROM mantendo a proporção de 1:1.



Figura 2 – Posicionamento do crânio seco no aparelho radiográfico Cranex-D® (Soredex, Tuusula, Finlândia)

4.4.3 Obtenção das Tomografias Computadorizadas de Feixe Cônico

Os crânios secos foram submetidos à TCFC, no aparelho i-CAT® (*Imaging Sciences International Inc.*, Hatfield, Pensilvânia, EUA), *FOV* (*Field of View*) de 13 cm, 120 kVp com *voxels* de três diferentes tamanhos: 0,25 mm (36,12 mAs); 0,3 mm

(18,45mAs) e 0,4 mm (18,45 mAs). Para a aquisição das imagens, cada crânio foi posicionado com sua base paralela ao plano horizontal (Figura 3).

Esses exames foram realizados em uma clínica particular da cidade de Salvador, e após exportados foram salvos em CD-ROM, no formato DICOM.

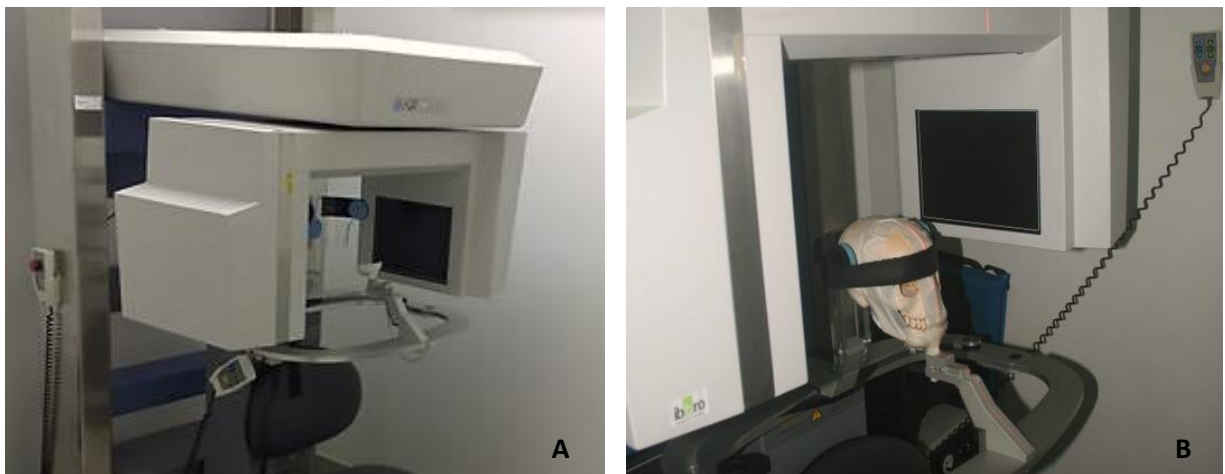


Figura 3 – Aparelho i-CAT® (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, Pensilvânia, EUA) (A); Posicionamento do crânio seco com sua base paralela ao plano horizontal (B)

4.4.4 Processamento dos Dados

Os arquivos dos exames foram processados no *software* Dolphin Imaging 3D® v. 11.5 (Dolphin Imaging & Management Solutions, Chatsworth, CA, EUA), no Serviço de Ortodontia da FOUFBA (Figura 4). As radiografias foram importadas, assim como os dados da TCFC. Essas últimas foram processadas, seguindo os parâmetros *default* do programa, para obtenção de reconstruções multiplanares (RMP) e reconstruções sagitais (RS) da hemi-face esquerda, no modo “*Hard Tissue – Translucent*”. As reformatações foram salvas para posterior análise.

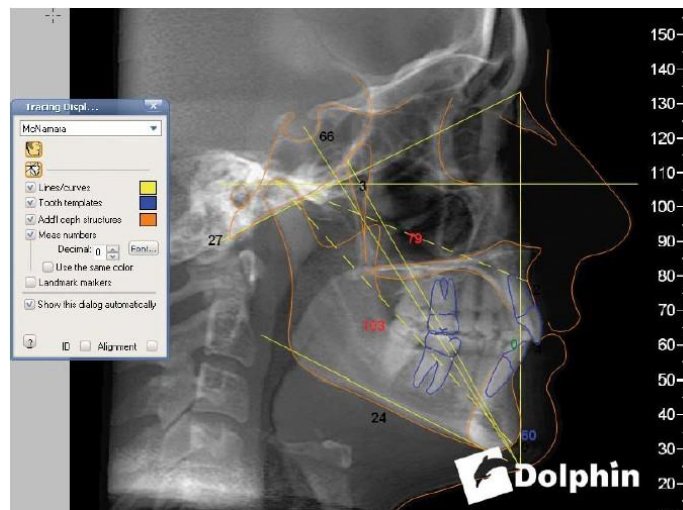


Figura 4 – *Software Dolphin Imaging 3D® v. 11.5* (Dolphin Imaging & Management Solutions, Chatsworth, CA, EUA)

4.5 PONTOS E MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS UTILIZADOS NO ESTUDO

Os pontos e as medidas cefalométricas que foram utilizados neste trabalho foram baseados na análise de McNamara (MCNAMARA, 1984). Em cada imagem (telerradiografia em normal lateral, RMP e RS da hemi-face esquerda) foram aferidas distâncias lineares do traçado cefalométrico utilizando-se as régua eletrônicas do programa.

4.5.1 Pontos Cefalométricos

Nasio (N): Ponto localizado na porção mais anterior da sutura frontonasal.

Básio (Ba): Ponto localizado na porção mais inferior na margem anterior do forame magno.

Orbitário (Or): Ponto mais inferior sobre a margem inferior da órbita.

Pório (Po): Ponto mais alto do conduto auditivo externo.

Espinha Nasal Anterior (ENA): Ponto situado na extremidade da espinha nasal anterior.

Ponto A: Ponto mais profundo do contorno anterior da pré-maxila, localizado entre a ENA e o ponto mais anterior do processo alveolar da pré-maxila.

Ponto B: Ponto mais profundo do contorno do processo alveolar da mandíbula.

Pogônio (Pog): Ponto mais anterior da sínfise mandibular.

Gnátio (Gn): Ponto mais anterior e inferior do contorno da sínfise mandibular. Pode ser determinado pela bissetriz do ângulo formado entre o plano mandibular e uma perpendicular a este, que tangencie a região mais anterior da sínfise.

Mentoniano (Me): Ponto localizado no ponto mais inferior do contorno da sínfise mandibular.

Gônio (Go): Ponto médio entre os pontos mais posterior e inferior do ângulo mandibular. Também pode ser determinado pela bissetriz do ângulo formado por tangentes às bordas posterior e inferior da mandíbula com o ângulo goníaco.

Condílio (Co): Ponto mais superior e posterior do côndilo mandibular.

4.5.2 Medidas Cefalométricas

Linha A-Gn: distância entre os pontos A e Gn;

Linha Co-A: distância entre os pontos Co e A, determina o comprimento efetivo da maxila;

Linha Co-Gn: distância entre os pontos Co e Gn, determina o comprimento efetivo da mandíbula;

Linha ENA-Me: distância entre os pontos ENA e Me, representa a altura facial anteroinferior;

Linha ENA-N: distância entre os pontos ENA e N, representa a altura facial anterossuperior;

Linha N-A: distância entre os pontos N e A, determina o posicionamento da região anterior da maxila, em relação à base do crânio;

Linha N-B: distância entre os pontos N e B, determina o posicionamento da região anterior da mandíbula, em relação à base do crânio;

Linha N-Me: distância entre os pontos N e Me, representa a altura facial total;

Linha N-Ba: distância entre os pontos N e Ba, representa a base posterior do crânio;

Linha Po-Or: distância entre os pontos Po e Or, representa o plano de Frankfurt.

As medidas cefalométricas, na imagens (telerradiografia em normal lateral, RMP e RS da hemi-face esquerda), foram medidas sempre do lado esquerdo e foram realizadas por dois examinadores, previamente calibrados, de forma independente, em ocasiões distintas, numa estação de trabalho independente, utilizando o *software* Dolphin Imaging 3D® v. 11.5 (*Dolphin Imaging & Management Solutions*, Chatsworth, CA, EUA). As medidas foram feitas duas vezes, com intervalo de no mínimo sete dias entre as avaliações (Figuras 5 e 6).

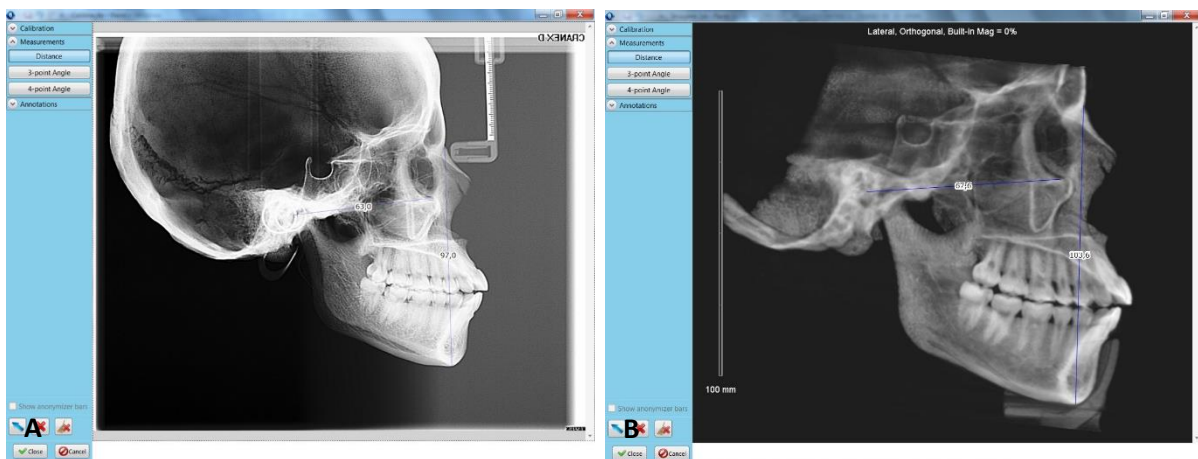


Figura 5 – Medidas realizadas na telerradiografia em norma lateral (A); Medidas realizadas na RS da hemi-face esquerda (B)

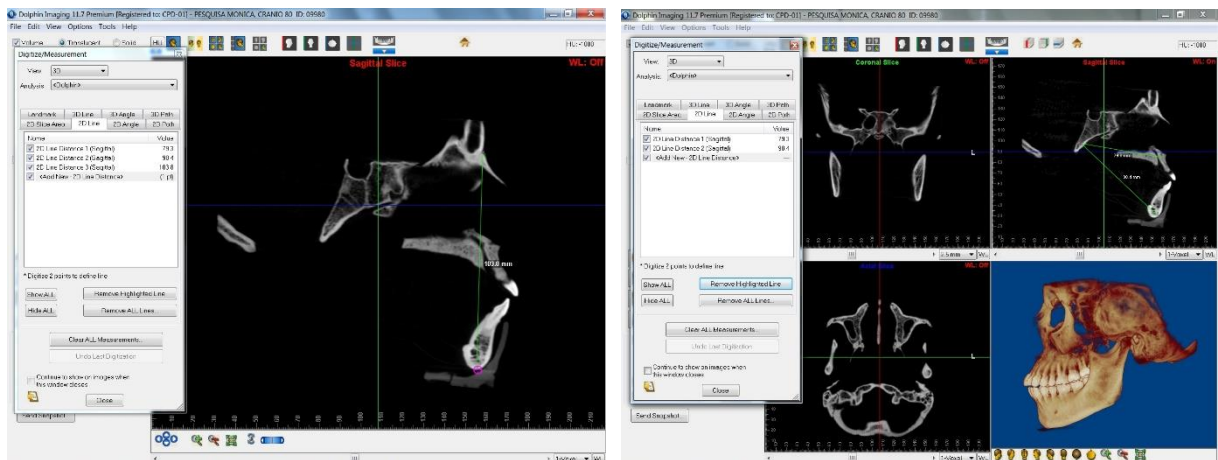


Figura 6 – Medidas realizadas na RMP

4.6 MEDIDAS NOS CRÂNIOS SECOS

As medidas realizadas nos crânios secos (medidas reais) foram as mesmas medidas obtidas nas telerradiografias e nas TCFCs, e foram consideradas o padrão ouro. As medidas foram obtidas diretamente nos crânios com auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo® Mitutoyo Sul Americana, Suzano - São Paulo, Brasil) (Figura 7). Todas as medidas foram realizadas por dois avaliadores, duas vezes, com um intervalo de no mínimo sete dias entre as avaliações. Os dados foram registrados em fichas específicas para posterior comparação.

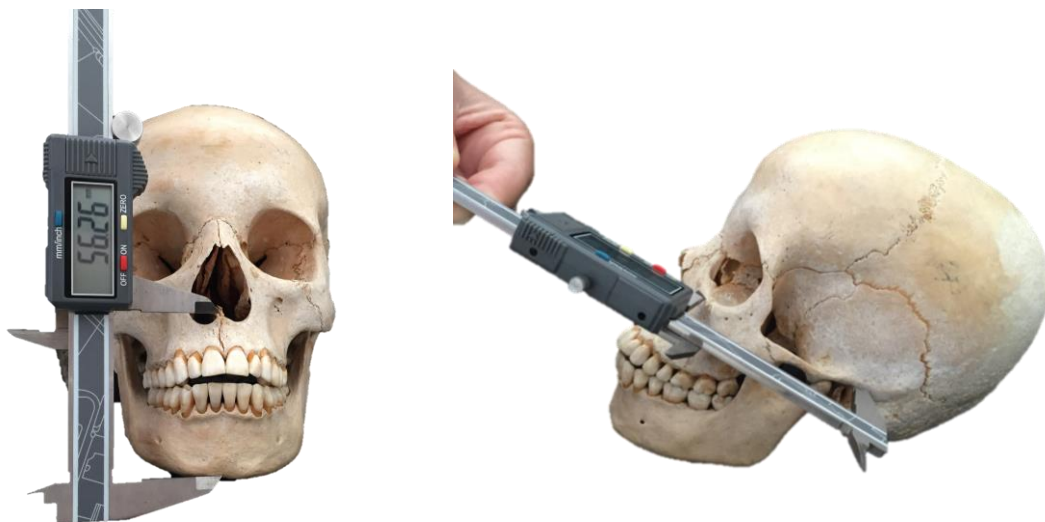


Figura 7 – Medidas realizadas nos crânios secos, por meio de um paquímetro digital

4.7 HIPÓTESES

H0: Não existe diferença estatística entre as medidas lineares, realizadas em telerradiografias em norma lateral, RMP e RS da hemi-face esquerda de TCFC e as medidas diretas realizadas nos crânios secos.

H1: Existe diferença estatística entre as medidas lineares, realizadas em telerradiografias em norma lateral, RMP e RS da hemi-face esquerda de TCFC e as medidas diretas realizadas nos crânios secos.

H0: Não existe diferença nas medidas das imagens obtidas da TCFC com diferentes tamanhos de *voxel*.

H2: Existe diferença nas medidas das imagens obtidas da TCFC com diferentes tamanhos de *voxel*.

4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para avaliar a concordância intra e interexaminadores foi utilizado o Teste de Correlação Linear de Pearson e Índice de Dahlberg. Para avaliação das medidas de cada examinador foi calculada a média das duas medidas obtidas, e em seguida, foi realizado o teste ANOVA seguido do teste *post hoc* de Dunnett, tendo-se como padrão-ouro as medidas diretas realizadas nos crânios secos.

Foram calculados o erro médio absoluto e relativo, utilizando-se as fórmulas abaixo, respectivamente, de acordo com o estudo de Choi *et al.* (2002).

Média absoluta da diferença (mm) = valor do crânio seco – valor da imagem

Média relativa da diferença (%) = $\frac{\text{valor do crânio seco} - \text{valor da imagem}}{\text{valor do crânio seco}} \times 100\%$

valor do crânio seco

A diferença estatística entre os erros absoluto e relativo dos diferentes grupos foi testado pelo ANOVA seguido pelo *post hoc* Tukey.

Para os testes acima citados o nível de significância adotado foi de 95% ($p < 0,05$) e o *software* utilizado para a análise estatística foi BioEstat® v. 5.3.

5 RESULTADOS

Neste estudo, cada avaliador realizou dez diferentes medidas em cada um dos crânios secos e nas suas respectivas imagens, a saber: dez telerradiografias em normal lateral, 30 RMP (geradas a partir das TCFC com três tamanhos de voxel) e 30 RS da hemi-face esquerda (também geradas com três tamanhos de voxel). Desta forma, realizou 800 diferentes medidas em cada uma das duas avaliações realizadas, totalizando 1.600 medidas.

Avaliando-se inicialmente a concordância intra-examinadores, ela foi considerada muito forte para ambos os avaliadores (Teste de Dahlberg= 0,54 e Coeficiente de Correlação de Pearson $r= 0,9994$, para o avaliador 1; Teste de Dahlberg= 1,48 e Coeficiente de Correlação de Pearson $r= 0,9956$, para o avaliador 2). A concordância interexaminador também foi considerada muito forte (Teste de Dahlberg= 1,45 e Coeficiente de Correlação de Pearson $r= 0,9958$). Isto indica que a calibração dos examinadores foi adequada e os métodos são reproduzíveis.

Para os demais resultados, considerou-se as medidas realizadas pelo avaliador 1. Ao se comparar as medidas realizadas nas diferentes modalidades de imagem e nos crânios secos (consideradas padrão-ouro), observou-se não haver diferença estatística entre eles ($p= 0,91$; ANOVA), como mostrado na Tabela 1.

Tabela 1: Média das medidas realizadas nas diferentes modalidades de imagem e nos crânios secos

Modalidades de imagem	Média das medidas (mm)	Média das medidas no crânio seco (mm)	Valor de p
Tele. norma lateral	77,28	82,43	0,91
RMP 0,25mm	79,02		
RMP 0,3mm	79,14		
RMP 0,4mm	79,15		
RS 0,25mm	79,75		
RS 0,3mm	79,82		
RS 0,4mm	79,86		

RMP= reconstrução multiplanar; RS= reconstrução sagital

Comparando-se as medidas realizadas com os diferentes tamanhos de *voxel*, tanto nas RMP quanto nas RS, também não foi observada diferença significativa ($p=0,9986$ e $p=0,9994$, respectivamente; ANOVA).

Calculando-se os erros absoluto e relativo, observou-se que houve diferença significativa entre as modalidades de imagem ($p=0,0080$; ANOVA). Aplicando-se o teste de Tukey pode-se notar que as diferenças ocorreram entre as medidas realizadas na telerradiografias em norma lateral e aquelas das RS, nos três tamanhos de *voxel* ($p < 0,05$), como mostrado na Tabela 2. Pode-se observar que a modalidade de imagem que apresentou a maior média de erro foi a telerradiografia em normal lateral, seguida da RMP e da RS, nesta ordem.

Tabela 2: Média dos erros absoluto e relativo nas diferentes modalidades de imagem, tendo-se as medidas dos crânios secos como padrão ouro

Modalidades de imagem	Média do erro absoluto (mm)	Média do erro relativo (%)
Tele. norma lateral	5,39 ^a	0,06
RMP 0,25mm	3,83 ^{a,b}	0,04
RMP 0,3mm	3,73 ^{a,b}	0,04
RMP 0,4mm	3,73 ^{a,b}	0,04
RS 0,25mm	3,29 ^b	0,04
RS 0,3mm	3,14 ^b	0,03
RS 0,4mm	3,09 ^b	0,03

RMP= reconstrução multiplanar; RS= reconstrução sagital

Em coluna, números seguidos de letras diferentes= diferença significativa

E finalmente, ao se avaliar se existia diferença entre o erro das medidas obtidas das imagens geradas com diferentes tamanhos de *voxel*, não foi observada diferença significativa, nem para as RMP nem para as RS ($p=0,9775$ e $p=0,9445$, respectivamente; ANOVA).

6 DISCUSSÃO

Com o advento do cefalostato, criado por Broadbent, em 1931, a Ortodontia passou a ter uma importante ferramenta para diagnóstico, planejamento e acompanhamento dos pacientes submetidos ou não a tratamento ortodôntico. Ao longo dos anos, os exames cefalométricos obtidos por meio de telerradiografias laterais têm sido uma ferramenta vital na inspeção e determinação da morfologia e crescimento craniofacial, diagnóstico das anomalias, previsão, planejamento e avaliação dos resultados (ADAMS *et al.*, 2004; BROADBENT, 1931; DANTAS *et al.*, 2015).

Apesar de sua ampla utilização, alguns questionamentos acerca da validade da cefalometria radiográfica são encontrados na literatura, como por exemplo o fato de que o filme convencional é a representação 2D de um objeto 3D. Além disso, a análise cefalométrica é baseada na suposição de uma perfeita sobreposição entre os lados direito e esquerdo no plano sagital mediano, mas isso dificilmente ocorre porque a simetria facial é rara, além do que as distâncias entre cada um dos lados da face do paciente e o filme (ou sensor eletrônico) são diferentes, determinando magnificações também distintas. O problema ainda é mais relevante para os pacientes com grandes assimetrias faciais, nos quais é bem discutida a insuficiência da análise cefalométrica obtida a partir da telerradiografia em norma lateral (KUMAR *et al.*, 2008; LUDLOW *et al.*, 2009; OLMEZ *et al.*, 2011).

Discute-se também a grande quantidade de erros de projeção radiográfica associados à aquisição de imagens, que incluem magnificação e distorção da imagem, bem como os erros no posicionamento do paciente e distorção inerente a geometria relacional entre o paciente, o filme e o foco de raios X. E ainda aponta-se o erro operacional, na elaboração do cefalograma e no processamento da análise cefalométrica, que pode diminuir a acurácia e precisão (BAUMRIND; FRANTZ, 1971; CHANG *et al.*, 2011; DIBBETS; NOLTE, 2002; GRIBEL *et al.*, 2011; MIDTIGARD; BJORK; LINDER-ARONSON, 1974; SANDLER, 1988).

6.1 A METODOLOGIA UTILIZADA

O *software* utilizado nesta pesquisa (Dolphin Imaging 3D®) emprega o método de volume para a reconstrução das imagens 3D e já foi utilizado para a obtenção de medidas cefalométricas em outros estudos (KUMAR *et al.*, 2007; KUMAR *et al.*, 2008; PERIAGO *et al.*, 2008; WOOD *et al.*, 2013), sendo considerado um dos programas mais avançados que estão disponíveis no mercado, com aplicações clínicas e vantagens para as várias especialidades odontológicas.

A utilização de crânios secos humanos para a realização de pesquisas com imagens, empregando-se radiografias e TCs constitui-se em um método consagrado segundo vários autores (ADAMS *et al.*, 2004; BAUMGAERTEL *et al.*, 2009; GRIBEL *et al.*, 2011; LASCALA; PANELA; MARQUES, 2004; MOREIRA *et al.*, 2009; MOSHFEGHI *et al.*, 2012), pois, quando bem conservados permitem a obtenção de imagens com grande riqueza de detalhes, diminuindo a influência do sujeito da pesquisa. Os crânios selecionados para esta amostra apresentavam excelente estado de conservação e não possuíam anomalia craniofacial congênita, ou quaisquer assimetrias clinicamente perceptíveis.

6.2 REPRODUTIBILIDADE DO MÉTODO

A identificação dos pontos de referência pode ser afetada também pela experiência do operador na localização dos pontos que pode ser tão importante quanto o método de traçado e a aplicação do *software*. Na literatura Sayinsu *et al.* (2007) encontraram um maior erro interexaminador do que intra-examinador, nas medidas.

Para Van Vlijmen *et al.* (2009), a reprodutibilidade das 14 medidas cefalométricas foi maior para as realizadas em imagens sintetizadas a partir da TCFC do que as realizadas em telerradiografias em norma lateral. Neste estudo, as medidas foram realizadas por um único observador em 80 imagens, cinco vezes com um intervalo de uma semana. O coeficiente de correlação de Pearson na mesma modalidade entre a primeira e a segunda aferição variou entre 0,91 e 0,99, com média

de 0,97.

Igualmente, Moshiri *et al.* (2007) observaram que o ICC para as medidas realizadas diretamente nos crânios secos e nas imagens geradas da TCFC foram significativamente maiores que na telerradiografia em norma lateral. As imagens nas quais foram realizadas as medidas foram obtidas de 23 crânios secos dos quais foram realizados telerradiografia em norma lateral e TCFC. A reprodutibilidade das nove medidas lineares por meio da avaliação de dois observadores foram repetidas em três momentos diferentes.

Na presente pesquisa, as medidas foram realizadas por dois examinadores, duas vezes com um intervalo de no mínimo sete dias entre as avaliações. O coeficiente de correlação de Pearson entre a primeira e a segunda medida foi de 0,99. Os resultados da concordância intra e interexaminador para todas as medidas cefalométricas nas diferentes modalidades de imagem e nos crânios secos foram reportados como muito forte para ambos os examinadores. Isso pode ser atribuído à calibração prévia dos examinadores, tanto na localização dos pontos quanto na utilização do *software*.

6.3 MEDIDAS LINEARES

Na literatura, a exatidão e reprodutibilidade de medidas lineares para diferentes tipos de TCFC, quando comparadas com medidas físicas reais de crânios secos e/ou com medidas realizadas em telerradiografias em norma lateral, foram reportadas como aceitáveis, como citam os autores Kobayashi *et al.* (2004), Gribel *et al.* (2011), Lascala *et al.* (2004), Ludlow *et al.* (2007), Kumar *et al.* (2007), Kumar *et al.* (2008), Moshiri *et al.* (2007), Berco *et al.* (2009). As afirmações descritas pelos autores supracitados tiveram suporte em estudos anteriores realizados com TC convencional como os de Waitzman *et al.* (1992) e Chidiac *et al.* (2002), que validaram a TC com o uso na avaliação de diagnóstico da região craniofacial, dando os primeiros passos para a avaliação dos dados volumétricos craniofaciais.

Vasconcellos *et al.* (2015) realizaram uma revisão sistemática com o objetivo

de validar as medidas lineares entre diferentes pontos anatômicos em crânios humanos ou maxilares e verificaram que todos os estudos validaram a precisão das medições em imagens 2D geradas por TCFC e reconstruídas em *softwares* para a realização de tais medidas.

A confiabilidade de medidas em TCFC foi observada anteriormente por Baumgaertel *et al.* (2009), Gribel *et al.* (2011), Ludlow *et al.* (2007), Moreira *et al.* (2009), Moshfeghi *et al.* (2012), Waltrick *et al.* (2013), o que corrobora os achados do presente estudo, no qual não foi encontrada diferença significativa entre as medidas lineares obtidas dos crânios secos e os diferentes exames de imagem.

Em contrapartida, Gerlach *et al.* (2012) discordaram da confiabilidade das medidas obtidas em TCFC com crânios de cadáveres frescos congelados. Isso foi discutido por Wood *et al.* (2013), que investigaram o impacto de fatores responsáveis pela falta de acurácia de medidas em imagens do osso alveolar em TCFC, tais como o *software*, presença ou ausência de tecidos moles, tamanho do *voxel* do escaneamento, e em regiões dos maxilares em medidas da altura do osso alveolar vestibular em porcos com a idade equivalente a adolescentes humanos. Nos demais estudos foram utilizados crânios secos. O presente estudo utilizou um único *software*, e portanto a possível influência que um programa pode exercer foi eliminada. Os tecidos moles foram simulados com água, aproximando o estudo à uma avaliação *in vivo*, como já realizado em estudos prévios (HASSAN *et al.*, 2009; MOREIRA *et al.*, 2009; MOSHIRI *et al.*, 2007; TORRES *et al.*, 2012). E ainda, avaliou-se três tamanhos de *voxels* (0,25 mm, 0,3 mm e 0,4 mm) e não foram encontradas diferenças entre as medidas realizadas nas imagens obtidas a partir dessas imagens. Assim, neste estudo, esses fatores não influenciaram a acurácia das medidas realizadas.

6.4 ERRO DIMENSIONAL

Em relação ao erro dimensional (absoluto e relativo), observou-se que houve diferença significativa entre as medidas realizadas nas telerradiografias em norma lateral e naquelas das RS. Essas diferenças devem-se principalmente à distorção da imagem radiográfica inerente à técnica utilizada (GARIB *et al.*, 2007; LUDLOW *et al.*,

2009), e à dificuldade de localização dos pontos anatômicos em imagens com sobreposição anatômica (KUMAR *et al.*, 2008; LUDLOW *et al.*, 2009; OLMEZ *et al.*, 2011).

Nos estudos de Van Vlijmen *et al.* (2009) e de Moshiri *et al.* (2007), que avaliaram a reprodutibilidade de medidas lineares em diferentes exames de imagem, também foram observados melhores resultados nas medidas realizadas em imagens laterais em 2D simuladas a partir da TCFC, e em relação às mesmas medidas realizadas em telerradiografias laterais de face. Isso indica que estas últimas imagens determinam maior dificuldade de análise.

Quanto à magnitude do erro, este foi maior nas telerradiografias de perfil, seguidas das RMP e das RS. Isso significa que as medidas oriundas das RS foram mais próximas das medidas reais, em relação às medidas das RMP e das telerradiografias laterais. Uma possível explicação é que nas RMP o operador precisava consultar diferentes telas do *software* para identificar o ponto anatômico, o que pode ter dificultado a sua localização. Nas RS, todos os pontos foram identificados numa mesma imagem que não apresentava sobreposição do lado oposto. Assim, a identificação dos pontos era mais rápida e, pelos resultados encontrados, mais correta.

6.5 TAMANHO DO VOXEL

Neste estudo não foi encontrada diferença significativa entre o erro das medidas obtidas das imagens geradas com diferentes tamanhos de *voxel*, nem para as RMP nem para as RS.

É esperado que quanto menor o *voxel*, mais precisa a imagem final adquirida, visto que tais imagens podem atingir níveis de resolução suficiente para análises minuciosas. Porém a escolha deste menor *voxel*, pode determinar em aumento da dose de exposição à radiação X (SCARFE e FARMAN, 2007). A literatura recente destaca o *voxel* e sua influência no resultado final da imagem por TCFC (MOSHFEGHI

et al., 2012; WALTRICK *et al.*, 2013). A influência da variação de *voxels* no diagnóstico das imagens por TCFC ainda é controversa.

Damstra *et al.* (2010) não encontraram diferenças significativas entre reconstruções 3D geradas a partir de imagens tomográficas utilizando *voxels* diferentes, um de 0,25 mm e outro de 0,4 mm, sendo todas as medidas consideradas precisas. Os autores concluíram que reduzir o tamanho do *voxel* no estudo e por consequência aumentar a resolução da imagem, não gerou repercussão do ponto de vista do diagnóstico.

Resultado semelhante ocorreu no estudo de Waltrick *et al.* (2013) que não encontraram diferenças que afetariam clinicamente seu emprego, em medições lineares em mandíbulas feitas nas imagens de TCFC com *voxel* de 0,2; 0,3 e 0,4 mm.

No presente estudo também não foram encontradas diferenças significativas nas medidas realizadas tanto nas RMP quanto nas RS com os diferentes tamanhos de *voxel* (0,25 mm, 0,3 mm e 0,4 mm). E ao se avaliar se existia diferença entre o erro das medidas obtidas das imagens geradas com diferentes tamanhos de *voxel*, não foi observada diferença significativa, nem para as RMP nem para as RS.

Diante dos achados, pode-se afirmar que os tamanhos dos *voxels* utilizados não interferiram na acurácia de medidas cefalométricas nas reconstruções de TCFC aplicadas ao planejamento em Ortodontia. E considerando-se que quanto menor o tamanho do *voxel* maior a dose de radiação X recebida pelo paciente (HORNER, 2012; MOSHFEGHI *et al.*, 2012; PRIMO *et al.*, 2012; TORRES *et al.*, 2010), pode-se recomendar a utilização de *voxels* de 0,4mm quando da utilização de TCFC para avaliação cefalométrica 3D.

Apesar das limitações inerentes às telerradiografias em norma lateral e os erros na identificação das estruturas, essa ferramenta ainda é um valioso método para diagnóstico e os valores obtidos são ainda aceitos e reconhecidos na clínica diária, tal como foi citado por Kumar *et al.* em 2008. Porém, os estudos, incluindo o presente, indicam que as medidas obtidas de TCFC são tão acuradas quanto aquelas, o que torna as imagens tomográficas um grande aliado à avaliação e diagnóstico das deformidades dentofaciais, principalmente nos casos de assimetrias severas da face que podem ser comprometidas em simples avaliações radiográficas convencionais.

Segundo o SEDENTEXCT (HORNER, 2012), a utilização de TCFC com FOVs maiores pode ser justificada para os casos de anormalidades esqueléticas complexas, principalmente aquelas que requerem tratamento ortocirúrgico combinado.

Thiesen, Gribel & Freitas (2015) afirmam que, apesar da TCFC ter uma dose de radiação mais elevada, quando em comparação com a radiografia convencional, uma varredura de TCFC geralmente produz uma dose de radiação efetiva, que é menor do que a de todos os exames radiográficos adicionais requeridos para documentação ortodôntica completa para efeitos de avaliação da assimetria, proporcionando ainda um diagnóstico mais detalhado.

Garib *et al.* (2014) recomendaram que os exames de TFCF devem incluir apenas as áreas de interesse para o diagnóstico de modo a minimizar a dose de radiação. Desta forma o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable* - “tão baixo quanto razoavelmente exequível”) é respeitado. Em relação ao tamanho do *voxel*, os autores recomendaram uma alta resolução (0,1 mm ou 0,2 mm) somente quando da necessidade de visualização de pequenos detalhes e estruturas delicadas, como a reabsorção radicular discreta, deiscências ósseas e fratura dentária. Quando um grande grau de detalhe não for requerido, o tamanho do *voxel* de 0,3 mm e 0,4 mm deve ser preferido.

Os custos e a quantidade de radiação da TCFC, em detrimento da telerradiografia lateral, entretanto, são fatores que devem ser considerados quando da sua indicação. Por outro lado, também é notório o desenvolvimento de equipamentos cada vez mais seguros e uma popularização do método tomográfico que influencia a diminuição dos custos do exame. Isso, provavelmente, poderá alterar os critérios de indicação de exame hoje vigentes.

Enquanto novos métodos de avaliação em 3D estão sendo desenvolvidos, os resultados desse estudo sugerem que imagens reconstruídas a partir da TCFC poderão eventualmente substituir a documentação convencional utilizada até hoje para esses tratamentos, principalmente naqueles pacientes com grandes assimetrias faciais, para os quais a avaliação cefalométrica convencional não traduz sua real condição.

7 CONCLUSÕES

Diante dos resultados encontrados no presente estudo pode-se concluir:

- As medidas cefalométricas nas imagens derivadas da reconstrução da TCFC são reproduzíveis e válidas, se comparadas com as medidas obtidas na telerradiografia em norma lateral.

- As reconstruções geradas a partir das TCFC, nos três tamanhos de *voxel*, não apresentaram diferenças significativas nas medidas realizadas.

- Com relação ao erro dimensional, observou-se diferença significativa no erro dimensional entre as medidas realizadas na telerradiografias em norma lateral e nas RS, nos três tamanhos de *voxel*.

REFERÊNCIAS

ADAMS, G.L.; GANSKY, S.A.; MILLER, A.J.; HARRELL, W.E.JR.; HATCHER, D.C. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 126, n. 4, p. 397-409, Oct. 2004.

BAUMGAERTEL, S.; PALOMO, J.M.; PALOMO, L.; HANS, M.G. Reliability and accuracy of cone- beam computed tomography dental measurements. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 136, n. 1, p. 19-25, Jul. 2009.

BAUMRIND, S. FRANTZ, R.C. The reliability of head film measurements. 1-Landmark identification. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 60, n. 2, p. 111-127, Aug. 1971.

BERNARDES, R.A. **Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada tridimensional, ortopantomográficos e radiografias periapicais no diagnóstico de lesões periapicais, fraturas radiculares e reabsorções dentais**. Dissertação (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

BROADBENT, B.H. A new x-ray technique and its application to orthodontia. **The Angle Orthodontist**, v. 1, n. 2, p. 45-66, Apr. 1931.

BONTRAGER, K.L. **Tratado de técnica radiológica e base anatômica**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2003. 805p.

BROOKS, S.L. Computed tomography. **Dental Clinic North American**, v. 37, n. 4, p. 575-90, Oct. 1993.

CAMPBELL, D.T.; STANLEY, J.C. **Delineamentos experimentais e quase-experimentais de pesquisa**. São Paulo: EPU, 1979. p. 22–23.

CARLESSI, R.M. **Tomografia computadorizada volumétrica de feixe cônico (cone beam computed tomography - CBCT): Aplicações na ortodontia**. Monografia (Especialização) – UNORP – Centro Universitário do Norte Paulista. São José do Rio Preto/SP, 2011.

CEVIDANES, L.H.; BAILEY, L.J.; TUCKER, G.R.JR.; STYNER, M.A.; MOL, A.; PHILLIPS, C.L. PROFFIT, W.R.; TURVEY, T. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 34, n. 6, p. 369-75, Nov. 2005

CEVIDANES, L.H.; BAILEY, L.J.; TUCKER, S.F.; STYNER, M.A.; MOL, A.; PHILLIPS, C.L. PROFFIT, W.R.; TURVEY, T. Three-dimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular changes after orthognathic surgery. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 131, n. 1, p. 44-50, Jan. 2007.

CHANG, Z.C.; HU, F.C.; LAI, E.; YAO, C.C.; CHEN, M.H.; CHEN, Y.J. Landmark identification errors on cone-beam computed tomography-derived cephalograms and conventional digital cephalograms. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 140, n. 6, p. e289-97, Dec. 2011.

CHIDIAC JJ, SHOFER FS, AL-KUTOUB A, LASTER LL, GHAFARI J. Comparison of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. **Orthod Craniofac Res**, v. 5, n. 2, p. 104-13, May. 2002.

CHIEN, P.C.; PARKS, E.T.; ERASO, F.; HARTSFIELD, J.K.; ROBERTS, W.E.; OFNER, S. Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography *in vivo*. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 38, n. 5, p.262-273, Jul. 2009.

CHOI, J.Y.; CHOI, J.H.; KIM, N.K.; KIM, Y.; LEE, J.K.; KIM, M.K.; LEE, J.H.; KIM, M,J. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 31, n. 1, p. 23–32, Feb. 2002.

DAMSTRA, J.; FOURIE, Z.; HUDDLESTON SLATER, J.J.; REN, Y. Reliability and the smallest detectable difference of measurements on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 140, n. 3, p. e107-14, Sep. 2011.

DANTAS, J.F.; CARVALHO, S.H.; OLIVEIRA, L.S.; BARBOSA, D.B.; DE SOUZA, R.F.; SARMENTO, V.A. Accuracy of two cephalometric analyses in the treatment of patients with skeletal class III malocclusion. **Braz Dent J**, v. 26, n. 2, p. 186-92, Mar-Apr. 2015.

DE VOS, W.; CASSELMAN, J.; SWENNEN, G. Cone-Beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. **Int. J Oral Maxillofac Surg**, v. 38, n. 6, p. 609-625, Jun. 2009.

DIBBETS, J.M.H.; NOLTE, K. Effect of the magnification on lateral cephalometric studies. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 122, n. 2, p. 196-201, Aug. 2002.

FERRAZ, E.G.; ANDRADE, L.C.S.; SANTOS, A.R.; TORREGROSSA, V.R.; FREIRE, M.R.S.; SARMENTO, V.A.; Effect of different surface processing protocols in three-dimensional images for rapid prototyping. **Advances in Engineering Software**, v. 42, p. 332–335, Mar. 2011.

GARIB, D.G.; RAYMUNDO, J.R.R.; RAYMUNDO, M.V.; RAYMUNDO, D.V.; FERREIRA, S.N. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): Entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 12, n. 2, p. 139-156, mar./abr. 2007.

GARIB, D.G.; CALIL, L.R.; LEAL, C.R.; JANSON, G. Is there a consensus for CBCT use in Orthodontics? **Dental Press J Orthod**, v. 19, n. 5, p. 136-49, Sept-Oct. 2014

GERLACH, N.L.; MEIJER, G.J.; MAAL, T.J.; MULDER, J.; RANGEL, F.A.; BORSTLAP, W.A.; BERGÉ, S.J. Reproducibility of 3 different tracing methods based on cone beam computed tomography in determining the anatomical position of the mandibular canal. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 68, n. 4, p. 811-7, Apr. 2010.

GRIBEL, B.F.; GRIBEL, M.N.; FRAZÃO, D.C.; MCNAMARA, J.A.JR.; MANZI, F.R. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. **Angle Orthod**, v. 81, n. 1, p. 26-35, Jan. 2011.

GUNDUZ, E. RODRIGUES-TORRES, C.; GAHLEITNER, A.; HEISSENBERGER, G.; BANTLEON, H. Bone regeneration by bodily tooth movement: dental computed tomography examination of a patient. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 125, n. 1, p. 100-106, Jan. 2004.

HASSAN, B.; VAN DER STELT, P.; SANDERINK, G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. **Eur J Orthod**, v. 31, n. 2, p. 129-34, Apr. 2009.

HORNER, K. (coord.). **Radiation protection n. 172: Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (Evidence-based guidelines)**. Luxembourg: Euratom, 2012.

HOUNSFIELD, G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. **Br J Radiol**, v. 46, n. 552, p. 1016-22, Dec. 1973.

IBRAHIM, D.; BROILO, T.L.; HEITZ, C.; DE OLIVEIRA, M.G.; DE OLIVEIRA, H.W.; NOBRE, S.M.; DOS SANTOS FILHO, J.H.; SILVA, D.N. Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy. **J Craniomaxillofac Surg**, v. 37, n. 3, p. 167-173, Apr. 2009.

INTERLANDI, S. **Ortodontia: Bases para a iniciação**. 4. ed. São Paulo: Artes Médicas Editora, 1999. 769 p.

KASSEBAUM, D. K.; STOLLER, N. H.; GOSHORN, B. I. Radiographic techniques for presurgical assessment of dental implant sites. **General Dentistry**, v. 40, n. 6, p. 502-505, Dec. 1992.

KUMAR, V.; LUDLOW, J.B.; MOL, A.; CEVIDANES, L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 36, n. 5, 263–269, Jul. 2007.

KUMAR, V.; LUDLOW, J.B.; SOARES CEVIDANES, L.H.; MOL, A. *In vivo* comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. **Angle Orthod**, v. 78, n. 5, p. 873-9, Sep. 2008.

KOBAYASHI, K.; SHIMODA, S.; NAKAGAWA, Y.; YAMAMOTO, A. Accuracy in measurement of distance using limited cone beam computerized tomography. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 19, n. 2, p. 228-31, Mar-Apr. 2004.

LASCALA, C.A.; PANELLA, J.; MARQUES, M.M. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33, n. 5, p. 291-4, Sep. 2004.

LOUBELLE, M.; GUERREIRO, M.E.; 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**, v. 22, n. 3, p. 446-54, May-Jun. 2007.

LOUBELLE, M.; ASSCHE, N.V.; CARPENTIER, K.; MAES, F.; JACOBS, R.; STEENBERGHE, D.V.; SUETENS, P. Comparative localized linear accuracy of small-field cone beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 105, n. 4, p. 512-8, Apr. 2008.

LUDLOW, J.B.; LASTER, W.S.; SEE, M.; BAILEY, L.J.; HERSHEY, H.G. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 103, n. 4, p. 534-42, 2007.

LUDLOW, J.B.; GUBLER, M.; CEVIDANES, L.; MOL, A. Precision of cephalometric landmark identification: Cone-beam computed tomography vs. conventional cephalometric views. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 136, n. 3, p. 312.e1-10, Sep. 2009.

MCNAMARA JR, J.A. A method of cephalometric evaluation. **Am J Orthod**, v. 86, n. 6, p. 449-69, Dec. 1984.

MENGEL, R; CANDIR, M; SHIRATONI, K; FLORES-DE-JACOBY, L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: An in vitro study on native pig and human mandibles. **J Periodontol**, v. 76, n. 5, p. 665-73, May. 2005.

MIDTGARD, J. BJORK, G. LINDER-ARONSON, S. Reproducibility landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. **Angle Orthod**, v. 44, n. 1, p. 56-61, Jan. 1974.

MOREIRA, C.R.; SALES, M.A.; LOPES, P.M.; CAVALCANTI, M.G. Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 108, n. 3, p. 430-6, Sep. 2009.

MOSHFEGHI, M.; TAVAKOLI, M.A.; HOSSEINI, E.T.; HOSSEINI, A.T.; HOSSEINI, I.T. Analysis of linear measurement accuracy obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom VG). **Dent Res J (Isfahan)**, v. 9, Suppl 1, p. S57-62, Dec. 2012.

MOSHIRI, M.; SCARFE, W.C.; HILGERS, M.L.; SCHEETZ, J.P.; SILVEIRA, A.M.; FARMAN, A.G. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 132, n. 4, p. 550-60, Oct. 2007.

MOTTA, A.T.S.; CARVALHO, F.A.R.; CEVIDANES, L.H.S.; ALMEIDA, M.A.O. Avaliação da cirurgia de avanço mandibular por meio da superposição de modelos tomográficos tridimensionais. **Dental Press J Orthod**, v. 15, n. 1, p. 45e1-12, Jan./Fev. 2010.

MOYERS, R. E.; BOOKSTEIN, F. L.; HUNTER, W. S. **Análise do esqueleto craniofacial: cefalometria**. In: MOYERS, R. E. Ortodontia. 4.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. cap. 12, p. 208-53.

MOZZO, P.; PROCACCI, C.; TACCONI, A.; MARTINI, P.T.; ANDREIS I.A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur Radiol**, v. 8, n. 9, p. 1558-64, 1998.

OLMEZ, H.; GORGULU, S.; AKIN, E.; BENGI, A.O.; TEKDEMIR, I.; ORS, F. Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. **Angle Orthod**, v. 81, n. 3, p. 375-82, May. 2011.

PANZARELLA, F.K.; JUNQUEIRA, J.L.; OLIVEIRA, L.B.; DE ARAÚJO, N.S.; COSTA, C. Accuracy assessment of the axial images obtained from cone beam computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 40, n. 6, p. 369-78, Sep. 2011.

PEREIRA, C. B.; MUNDSTOCK, C. A.; BERTHOLD, T. B. **Introdução à cefalometria radiográfica**. 3. ed. São Paulo: Pancast Editora, 1998. 261 p.

PERIAGO, D.R.; SCARFE, W.C.; MOSHIRI, M.; SCHEETZ, J.P.; SILVEIRA, A.M.; FARMAN, A.G. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. **Angle Orthod**, v. 78, n. 3, p. 387-95, May. 2008.

PINSKY, H.M.; DYDA, S.; PINSKY, R.W.; MISCH, K.A.; SARMENT, D.P. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 35, n. 6, p. 410-16, Nov. 2006.

PRIMO, B.T.; PRESOTTO, A.C.; DE OLIVEIRA, H.W.; GASSEN, H.T.; MIGUENS, S.A.JR.; SILVA, A.N.JR.; HERNANDEZ, P.A. Accuracy assessment of prototypes produced using multi-slice and cone-beam computed tomography. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 41, n. 10, p. 1291-5, Oct. 2012.

REISKIN, A.B. Implant imaging. Status, Controversies, and New Developments. **Dental Clinics of North America**, v. 42, n. 1, p. 47-56, Jan. 1998.

RODRIGUES, M.G.S.; ALARCÓN, O.M.V.; CARRARO, E.; ROCHA, J.F.; CAPELOZZA, A.L.A. Tomografia computadorizada por feixe cônico: formação da

imagem, indicações e critérios para prescrição. **Odontol Clín Cient**, v.9, n. 2, p.115-118, Abr/Jun., 2010.

ROSSINI, G.; CAVALLINI, C.; CASSETA, M.; BARBATO, E. 3D Cephalometric analysis obtained from computed tomography. Review of the literature. **Ann Stomatol**, v. 2, n. 3-4, p. 31-39, Mar-Jun. 2011.

SANDLER, P.J. Reproducibility of cephalometric measurements. **Br J Orthod**, v. 12, n. 2, p. 105-10, May. 1988.

SAYINSU, K.; ISIK, F.; TRAKYALI, G.; ARUN, T. An evaluation of the errors in cephalometric measurements on scanned cephalometric images and conventional tracings. **Eur J Orthod**, v. 29, n. 1, p. 105-8, Feb. 2007.

SCARFE, W.C.; FARMAN, A.G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**, v. 72, n. 1, p. 75-80, Feb. 2006.

SCARFE, WC; FARMAN, AG. Cone beam computed tomography: A paradigm shift for clinical dentistry. **Australian Dental Practice**, p.102-10, Jul./Aug. 2007.

SILVA, D.N.; GERHARDT DE OLIVEIRA, M.; MEURER, E.; MEURER, M.I.; LOPES DA SILVA, J.V.; SANTA-BÁRBARA, A. Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction. **J Craniomaxillofac Surg**, v. 36, n. 8, p. 443-9, Dec. 2008.

SIRIN, Y; GUVEN, K; HORASAN, S; SENCAN, S. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography and conventional multislice spiral tomography in sheep mandibular condyle fractures. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 39, n. 6, p. 336-42, Sep. 2010.

STABRUN, A.E.; DANIELSEN, K. Precision in cephalometric landmark identification. **Eur J Orthod**, v. 4, n. 3, p.185-96, Aug.1982.

STRATEMANN, S.A.; HUANG, J.C.; MAKI, K.; MILLER, A.J.; HATCHER, D.C. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 37, n. 2, p. 80-93, Feb. 2008.

THIESEN, G.; GRIBEL, B.F.; FREITAS, M.P. Facial asymmetry: a current review. **Dental Press J Orthod**, v. 20, n. 6, p. 110-25, Dec. 2015.

THUROW, R.C. Cephalometric methods in research and private practice. **Angle Orthod**, v. 21, n. 2, p. 104-16, Apr. 1951.

TNG, T.T.H.; CHAN, T.C.K.; COOKE, M.S. Validity of cephalometric landmarks. An experimental study on human skulls. **Eur J Orthod**, v. 16, n. 2, p. 110-20, Apr. 1994.

- TORRES, M.G.G.; CAMPOS, P.S.F.; SEGUNDO, N.P.N.; RIBEIRO, M.; NAVARRO M.; CRUSOÉ-REBELLO, I. Avaliação de doses referenciais obtidas com exames de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridos com diferentes tamanhos de voxel. **Dental Press J. Orthod.**, v. 15, n. 5, p. 42-43, Oct. 2010 .
- TORRES, M.G.G.; CAMPOS, P.S.F.; SEGUNDO, N.P.N.; NAVARRO, M.; CRUSOÉ-REBELLO, I. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. **Implant Dent**, v. 21, n. 2, p 150-5, Apr. 2012.
- VAN VLIJMEN, O.J.; BERGÉ, S.J.; SWENNEN, G.R.; BRONKHORST, E.M.; KATSAROS, C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A.M. Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 67, n. 1, p. 92-7, Jan. 2009.
- VANNIER, M.W.; HILDEBOLT, C.F.; CONOVER, G.; KNAPP, R.H.; YOKOYAMA-CROTHERS, N.; WANG, G. Three-dimensional dental imaging by spiral CT. A progress report. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 84, n. 5, p. 561-570, Nov. 1997.
- VASCONCELLOS, A.C.R.S.; MACIEL, A.S.; RUBIRA, C.M.F.; RUBIRA-BULLEN, I.R.F.; SARMENTO, V.A. Accuracy of Linear Measurement in Computed Tomography: A Systematic Review. **International Journal of Enhanced Research in Science Technology & Engineering**, v. 4, n. 2, p. 79-88, Feb. 2015.
- VILELLA, O. V. **Manual de cefalometria**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 140 p.
- WAITZMAN, A.A.; POSNICK, J.C.; ARMSTRONG, D.C.; PRON, G.E. Craniofacial Skeletal Measurements Based on Computed tomography: Part I. Accuracy and Reproducibility. **Cleft Palate Craniofac J**, v. 29, n. 2, p. 112-7, Mar. 1992.
- WOOD, R.; SUN, Z.; CHAUDHRY, J.; TEE, B.C.; KIM, D.G.; 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**, v. 143, n. 3, p. 353-63, Mar. 2013.
- YAMOTO, K.; UENO, K.; SEO, K.; SHINOHARA, D. Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. **Orthod Craniofac Res**, v. 6, suppl.1, p. 160-2, 2003.
- ZAMORA, N.; LLAMAS, J.M.; CIBRIÁN, R.; GANDIA, J.L.; PAREDES, V. Cephalometric measurements from 3Dreconstructed images compared with conventional 2D images. **Angle Orthod**, v. 81, n. 5, p. 856-64, Sep. 2011.
- ZHANG, Z.L.; CHENG, J.G.; LI, G.; ZHANG, J.Z.; ZHANG, Z.Y.; MA, X.C. Measurement accuracy of temporomandibular joint space in Promax 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 114, n. 1, p. 112-7, Jul. 2012.

ANEXO A

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE TRAÇADOS CEFALOMÉTRICOS EM DIFERENTES EXAMES DE IMAGEM

Pesquisador: Mônica Sena Barreto

Área Temática:

Versão: 4

CAAE: 37826614.3.0000.5024

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.060.148

Data da Relatoria: 12/05/2015

Apresentação do Projeto:

A cefalometria radiográfica tem sido uma das mais importantes ferramentas de Diagnóstico em Ortodontia. O sistema de aquisição de imagem denominado de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) ou cone beam trouxe para a cefalometria novos recursos, inclusive a avaliação cefalométrica tridimensional. Com o auxílio de softwares específicos para a análise tomográfica, pode-se obter reconstruções secundárias, ou seja, imagens sintetizadas a partir da imagem base ou primária obtida da TCFC. Diante da crescente utilização da TCFC em Ortodontia e da sua contribuição no diagnóstico, planejamento e avaliação de resultados do tratamento, o objetivo deste estudo é avaliar a acurácia de traçados cefalométricos realizados em imagens laterais da face reformatadas a partir de exames de TCFC. Serão selecionados dez crânios secos obtidos no acervo do Centro de Ortodontia e Ortopedia Facial Prof. José Édimo Soares Martins, da FOUFBA. Os crânios secos serão submetidos a telerradiografias de perfil e a TCFC. Essas últimas serão processadas, seguindo os parâmetros default do programa, para obtenção do corte sagital da linha média da cabeça e da reconstrução tridimensional de cada crânio. Em cada imagem (telerradiografia de perfil, corte sagital da linha média e reconstrução tridimensional) serão aferidas distâncias lineares dos traçados cefalométricos, utilizando-se as régua eletrônicas do programa. O padrão ouro serão as mesmas

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)3283-8964

Fax: (71)3283-8962

E-mail: cepodobahia@ufba.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DA



Continuação do Parecer: 1.060.148

medidas realizadas nos crânios secos com auxílio de um paquímetro digital. Todas as medidas serão realizadas por dois avaliadores, duas vezes, com um intervalo de no mínimo sete dias entre as avaliações. Os dados serão registradas em fichas específicas para posterior comparação. Para avaliação das medições realizadas será calculada a média das duas medidas obtidas por um dos examinadores, e em seguida será realizado o teste ANOVA seguido do teste post hoc de Dunnett. Serão calculados o erro médio absoluto e relativo e a diferença estatística entre os erros absoluto e relativo dos diferentes grupos será testada pelo ANOVA seguido pelo post hoc Tukey. O nível de significância adotado será de 95% (p0,05).

Objetivo da Pesquisa:

O presente trabalho tem como objetivo avaliar a acurácia de traçados cefalométricos realizados em imagens laterais da face reformatadas a partir de exames de TCFC.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Não se aplica, pois trata-se de um estudo com crânios secos.

Benefícios:

Os resultados do presente estudo poderão indicar acurácia da tomografia computadorizada em traçados ortodônticos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A PESQUISA ENCONTRA-SE BEM DELINEADA, TANTO METODOLOGICAMENTE QUANTO TEÓRICA.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

OS TERMOS DE APRESENTAÇÃO E DEMAIS DOCUMENTOS, ESTÃO DE ACORDO COM A RES.

Recomendações:

ADEQUAR O CRONOGRAMA APÓS ESTA APROVAÇÃO, VEZ QUE APRESENTOU AS ALTERAÇÕES NECESSÁRIAS À REFERIDA APROVAÇÃO.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

A PESQUISA ESTÁ APROVADA DEVENDO APENAS ADEQUAR AS DATAS DO CRONOGRAMA A PARTIR DESTA APROVAÇÃO.

Situação do Parecer:

Aprovado

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)3283-8964 **Fax:** (71)3283-8962 **E-mail:** cepodobahia@ufba.br