



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Laura Ricardina Ramírez Sotelo
Cirurgiã-Dentista

**VALIDADE E REPRODUTIBILIDADE DE MEDIDAS
CEFALOMÉTRICAS DERIVADAS DA RECONSTRUÇÃO
DE IMAGENS EM 2D E 3D DE TOMOGRAFIAS
COMPUTADORIZADAS DE FEIXE CÔNICO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Radiologia Odontológica, Área de Concentração em Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo

Piracicaba
2011

Este exemplar foi devidamente corrigido.
Refere-se a versão final da dissertação/tese
do aluno. CPG/FOP 02/05/11

Assinatura do Orientador

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8^a / 8099

R145v	<p>Ramírez Sotelo, Laura Ricardina.</p> <p>Validade e reprodutibilidade de medidas cefalométricas derivadas da reconstrução de imagens em 2D e 3D de tomografias computadorizadas de feixe cônico / Laura Ricardina Ramírez Sotelo. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.</p> <p style="text-align: center;">Orientador: Frab Norberto Bóscolo.</p> <p style="text-align: center;">Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p style="text-align: center;">1. Estudos de validação. 2. Cefalometria. 3. Radiografia. I. Bóscolo, Frab Norberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">(eras/fop)</p>
-------	--

Título em Inglês: Validity and reproducibility of cephalometric measurements obtained from 2D and 3D cone beam computed tomography images reconstructed

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Validation studies. 2. Cephalometry. 3. Radiography

Área de Concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Mestre em Radiologia Odontológica

Banca Examinadora: Frab Norberto Bóscolo, Deborah Queiroz de Freitas, Solange Maria de Almeida

Data da Defesa: 23-02-2011

Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 23 de Fevereiro de 2011, considerou a candidata LAURA RICARDINA RAMÍREZ SOTELO aprovada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "F. Norberto Boscolo".

Prof. Dr. FRAB NORBERTO BOSCOLO

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Deborah Queiroz de Freitas".

Profa. Dra. DEBORAH QUEIROZ DE FREITAS

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Solange Maria de Almeida".

Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA

Dedico esse trabalho a Deus, que é razão e testemunha de tudo o que somos e fazemos.

Aos meus pais, Juan Ronald e Natividad, razão maior da minha existência, que me ensinaram que com fé, dedicação e dignidade podem alcançar-se os sonhos.

A minha irmã Milagros, que com seu imenso amor e confiança incentiva meus passos.

Aos meus avós Ricardina, Eliseo (+), Laura (+) e David (+), pela dedicação que me deram cada um, com o seu próprio jeito.

Agradecimentos

A meu Deus, pela sua imensa benção, misericórdia e amor. Obrigada por me levar pelo caminho que escolheu para mim, por me fortalecer na hora da fraqueza, por me ouvir sempre, por me oferecer tantas coisas boas e por me acompanhar em todo momento!

Ao meu Pai e minha Mãe, pelo amor, dedicação, esforço, confiança e pelas suas palavras de entusiasmo, principalmente nestes dois anos, para chegar até aqui. Obrigada por me incentivar vir para o Brasil para me encaminhar em novos horizontes, sentindo sempre o seu imenso amor e suas orações que me deram força para lutar e prosseguir o caminho aos meus sonhos. São minha adoração!

A minha irmãzinha Milagros, pelo amor, força, cumplicidade, incentivo, por me ouvir sempre, pelas palavras de alento em cada momento e por converter em suas as minhas alegrias e angustias. Sei que para você também não está sendo fácil, mas mesmo assim, sempre vá para frente, eu aprendo muito com você. Amo você!

A minha avó Ricardina, pelo amor que tem por mim! Por ter ficado sempre do meu lado e pelas suas incansáveis orações por todos nós. Te Amo!

Ao meu querido Orientador Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo, que desde antes de ser a sua orientada me recebeu de braços abertos e me fez sentir que mesmo chegando para outro país ia continuar sentindo o calor de um verdadeiro lar. Posso dizer que eu tive no senhor mais do que um orientador, um pai que com muito carinho, preocupação e atenção esteve sempre disposto a me ajudar e conseguir tudo o que eu precisava para esta conquista! Obrigada também pelos ensinamentos oferecidos, por estar sempre como um livro aberto de conhecimentos e experiências para nos transmitir. Eu aprendi muito do profissional e da pessoa. Me orgulho de ser sua orientada! Mais uma vez Muito Obrigada!

À minha querida Profa. Dr^a. Solange Maria de Almeida, que é a verdadeira razão pela qual eu posso estar fazendo agora estes agradecimentos. Obrigada professora por ter acreditado em mim, me abrir as portas permitindo dar início a este sonho agora realidade, pelo carinho que me oferece que faz senti-la não só como uma professora mais como uma amiga e uma mãe. Sempre atenciosa, preocupada, disposta a nos ajudar e com doçura e firmeza nos exigindo com o desejo de sermos sempre os primeiros. Não tenho como agradecer todo o oferecido. Sou muito afortunada. Agradeço de coração!

Ao Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, pelo exemplo de profissional, disposição, pela exigência e ensinamentos transmitidos.

À Profa. Dr^a. Gláucia Maria Bovi Ambrosano, pela sua dedicação, paciência, para realizar as análises estatísticas e por nos envolver um pouquinho no lado estatístico da pesquisa.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa do seu diretor Prof. Dr. Jacks Jorge Junior, por ter oferecido a oportunidade de me aperfeiçoar profissionalmente.

A CAPES pelo auxílio financeiro para a realização do mestrado.

Às grandes pessoas e amigos que teve o prazer de conhecer no Brasil Matheus, Carolina, Dani Brait, Luciana, Monikelly, Fred, Débora, Bia, Lua, Amanda, Karla, Manuella e Isabella, Anne, Saulo e Gabby, são muitas as coisas que aprendi de cada um de vocês! Obrigada amigos por ter me aceitado com o coração aberto, pela enorme boa vontade com que sempre me ajudaram em tudo o que precisei, pelos bons momentos que passamos juntos compartilhando as alegrias, angustias e triunfos que nos deram esta etapa juntos e pela paciência que tiveram para me ensinar o jeito correto de falar e de escrever o português. Vocês fizeram que estes dois anos passados no Brasil, sejam especiais, com sua alegria contagiante, sua sinceridade e companheirismo que para mim foram um exemplo de amizade. E nesta nova etapa espero de coração que nossa amizade se fortaleça!

À Carolzinha, pela companhia nos momentos em que a saudade da minha família bateu mais forte e pela sua disposição constante para me ajudar mesmo sem ter que te pedir. Obrigada por me ensinar que na verdadeira amizade mais importante do que receber é oferecer com o coração! Para você minha enorme gratidão!

À Luciane, exemplo de profissional eficiente, se dispondo sempre com um sorriso simpático para nós ajudar! Meu respeito e gratidão pela paciência e por tudo o que fez por mim em todos os momentos, sem você com certeza o caminho teria sido mais difícil. Posso pensar que ganhei mais uma amiga. Obrigada!

O Fernando e Waldeck, muito obrigada pela paciência com que me ajudaram em diversos momentos na clínica, e pela amizade desenvolvida ao longo deste tempo.

Aos funcionários da FOP, na pessoa da Giselda, da Lú, da Cidinha, obrigada pelo bom dia, pela disposição e pelo excelente trabalho realizado, que faz crescer ainda mais a faculdade...por isso Obrigada!

A Dona Mercedinha, pela sua amizade e atenção, foi uma vovozinha que Deus colocou no meu caminho. Serei eternamente grata por tudo o que você me fez!

Às minhas pequenas amiguinhas Laura e Luisa, por me alegrarem com sua inocência e doçura.

Ao Erick, por ter compartilhado e acreditado neste sonho, sei que não foi fácil, mas dizem que todo esforço sempre é bem recompensado. Te amo!

Aos meus queridos padrinhos Aquilino e Maria, pessoas que admiro e me orgulho, sempre estiveram comigo como meus segundos pais. Obrigada pelo carinho, conselhos, recomendações e incentivos que foram fundamentais para que eu pudesse enfrentar esta jornada! Sei que sempre posso contar com vocês!

*Ao meu tio **Manolito**, por ter empreendido ao meu lado aquela viagem que deu começo a esta história, e por ter me cuidado com todo carinho quando ao chegar para o Brasil, temerosamente, ainda não me sentia confiada nem para me comunicar. Te quero muito! Mais uma vez minha eterna gratidão!*

*Aos meus tios **Ninoska**, e **Erick**, pelo apoio oferecido, incentivo, preocupação e confiança. Não poderei pagar o que fizeram por mim. Agora só poço oferecer meu respeito e gratidão por sempre!*

*A todos os meus familiares, na pessoa de meus tioss **Angel (+)**, **Eliseo**, **Alejo**, **Chepa**, **Doris**, **Fredy**, **Evelyn**, **Pancho**, pelo apoio constante, palavras de incentivo e conselhos que foram fundamentais para que eu pudesse enfrentar esta jornada! Obrigada pelos desejos de sucesso e carinho!*

Enfim agradeço a todos os que de uma forma ou outra contribuíram para continuar adiante neste caminho...

"Não basta ensinar ao homem uma especialidade, porque se tornará assim, uma máquina utilizável, e não uma personalidade. É necessário que adquira um sentimento, um senso prático daquilo que vale a pena ser empreendido, daquilo que é belo, do que é moralmente

correto."

(Albert Einstein)

RESUMO

A telerradiografia em norma lateral é utilizada como a ferramenta essencial e padrão da avaliação da morfologia maxilofacial. O objetivo neste trabalho foi testar a validade e a reprodutibilidade das medidas das grandezas cefalométricas angulares nas imagens 2D e 3D derivadas da reconstrução de tomografia computadorizada de feixe cônico, comparando-as com as medidas obtidas na telerradiografia convencional em norma lateral. Avaliaram-se as imagens telerradiográficas convencionais e tomográficas de 58 indivíduos. Dois examinadores, independentemente e em momentos distintos, avaliaram as telerradiografias convencionais e a média das medidas foi considerada como “padrão ouro”. Outros três examinadores realizaram a avaliação das reconstruções 2D e 3D da tomografia, em dois momentos diferentes. Observou-se que todas as modalidades apresentaram diferenças significativas nas medidas das grandezas angulares exceto: na modalidade de telerradiografia virtual RaySum em 2D, para os ângulos SNB, altura facial inferior, eixo facial e cone facial; na modalidade de telerradiografia virtual em 2D de máxima intensidade, para as grandezas SNA, SNB, eixo facial, inclinação IS e cone facial; e, na modalidade de telerradiografia por cortes tomográficos em 3D, para os ângulos eixo facial, IMPA e inclinação IS em ambos os lados e para as grandezas SNA e SNB apenas no lado esquerdo. Porém, mesmo com as diferenças estatisticamente significativas encontradas, apenas o ângulo FMIA, interincisivo, inclinação IS e IMPA apresentaram diferenças absolutas entre as médias das medidas, acima dos 2° e 3°. A correlação entre as modalidades 2D e 3D, bem como entre essas com as telerradiografias convencionais foram excelentes. Concluiu-se que as medidas angulares nas imagens 2D e 3D reconstruídas da tomografia computadorizada de feixe cônico são reproduzíveis e válidas, comparando-as com as medidas obtidas na telerradiografia em norma lateral, e que mesmo que algumas tenham apresentado diferenças estatísticas significativas, elas não representam valores clínicos relevantes na avaliação cefalométrica como um todo.

Palavras-Chave: Estudo de validação, Cefalometria, Radiografia, Tomografia.

ABSTRACT

The lateral cephalometric radiography is used as the standard and essential tool for assessing maxillofacial morphology. The main of this study was to test the validity and reproducibility of angular cephalometric measurements of images derived from 2D and 3D reconstruction of cone beam computed tomography, and compared them with measurements obtained in conventional lateral cephalometric radiography. Was evaluated the tomographs and conventional cephalometric images of 58 patients. Two operators, independently at different times, evaluated the conventional cephalometric radiographs and means of measurements was considered the "gold standard". Other three operators performed the evaluation of 2D and 3D reconstructions of volumetric tomography in two different times. It was observed that all modalities has significant differences in the angular measures except: in the modality of virtual radiography RaySum 2D for the SNB angle, lower facial height, facial axis and facial taper; in the modality of virtual radiography 2D maximum intensity, for the measurements SNA, SNB, facial axis, IS inclination and facial taper; in the form of radiography for 3D tomographic images for the facial axis, IMPA and IS inclination, on both sides, the angles SNA and SNB only for the left side. However, even with statistically significant differences found, only the angle FMIA, interincisal, IS inclination and IMPA showed absolute differences between the averages of above 2 ° and 3 °. The correlation between 2D and 3D, and between those with conventional radiographs were excellent. It was concluded that the angular measurements in 2D and 3D images reconstructed from cone beam computed tomography are reproducible and valid, comparing them with measurements obtained from lateral cephalometric radiography, and even though some have shown statistically significant differences, they do not represent values in the relevant clinical cephalometric evaluation as a whole.

Keywords: Validation study, Cephalometry, Radiography, Tomography.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	4
3. PROPOSIÇÃO	26
4. MATERIAL E MÉTODOS	27
5. RESULTADOS	44
6. DISCUSSÃO	60
7. CONCLUSÃO	71
REFERÊNCIAS	72
ANEXO	80

1. INTRODUÇÃO

O diagnóstico é fundamental para o sucesso de todo tratamento; esse termo pode ser definido como o conhecimento ou determinação de uma doença pela observação dos sinais e sintomas, que visa determinar os protocolos de tratamento. Para determinar tais protocolos é preciso diferenciar a saúde da doença e, em Ortodontia isso foi feito por meio do estudo de indivíduos saudáveis, nos quais foram estipulados padrões médios, com o objetivo de se estabelecer os limites entre saúde e doença, criando assim os chamados valores de referência ou “normas”.

Com a descoberta dos raios-X por Roentgen (1895), a análise do crescimento e desenvolvimento craniofacial, sua classificação e suas alterações ampliaram seus horizontes, já que foi possível visualizar pela primeira vez o sistema esquelético e analisar o crescimento e desenvolvimento do tecido ósseo, por meio de estudos transversais de crânios secos, na medida em que se desenvolveram novas formas de interpretação das relações ósseas do crânio e da face, posto que o crânio é uma das estruturas que permite estudar as características diferenciais por grupo étnico e gênero (Vedovello-Filho *et al.*, 2007).

Na Ortodontia contemporânea, as telerradiografias em norma lateral (TNL) são utilizadas para avaliação da morfologia da face e dos dentes, desvios de padrões do esqueleto craniofacial, diagnóstico e planejamento de maloclusões dentárias, proervação do tratamento ortodôntico e análise da extensão das mudanças ocorridas durante o tratamento ou durante o período de observação. Portanto, é importante que o erro existente no método seja o menor possível para que as avaliações se aproximem da realidade.

Tal exame, por representar em um plano bidimensional (2D) uma estrutura tridimensional (3D), apresenta algumas limitações inerentes à imagem, tais como a distorção do complexo craniofacial, magnificação diferenciada de estruturas bilaterais e sagitais

medianas, além da sobreposição de estruturas anatômicas, derivadas da técnica conhecida como projeção em perspectiva.

Com o passar do tempo, tais limitações foram superadas e 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 dos pacientes ortodônticos, com base na determinação de medidas craniofaciais, chegando-se assim a valores médios ou padrão para medidas lineares e angulares. As medidas angulares não são afetadas pelas características inerentes da imagem, portanto o seu uso é mais confiável para comparações de imagens homologas produzidas a partir de novas ferramentas (Dibbets & Nolte, 2002a), que podem minimizar os erros de projeção radiográfica.

Assim, tem-se observado que as telerradiografias em norma lateral usadas como ferramenta na avaliação de medidas angulares, podem ser consideradas como o “Padrão-Ouro” (Van Vlijmen *et al.*, 2009a).

A tomografia computadorizada é uma importante modalidade de diagnóstico nas especialidades da Odontologia. Entre essas o recente sistema de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) foi desenvolvido especificamente para a região craniofacial, permitindo o desenvolvimento de uma nova geração de sistemas de aquisição de imagens dento-faciais 3D volumétricas. Os muitos dispositivos e recursos de programa da TCFC permitem inclusive incrementar o campo de visão da imagem do crânio para abranger a maioria de pontos de referência antropométricos utilizados na análise cefalométrica.

A TCFC é uma técnica com curta distância entre a fonte e o objeto, com relativa divergência da geometria do feixe de raios-X, proporcionando uma projeção sem grande

magnificação diferencial, o que, somado à sua reconstrução algorítmica, incorpora uma correção geométrica dos fatores, compensando a distorção diferencial secundária do feixe central de radiação. É por isso que, ao contrário das telerradiografias convencionais, a tomografia computadorizada não contém erros devido à sobreposição de estruturas anatômicas, ampliação diferenciada entre estruturas bilaterais ou sagitais medianas, e distorção inerente, características essas que podem ser muito exploradas.

Avanços em *hardware* e *software* permitem uma exibição interativa de dados nos computadores, com a capacidade de escolher seletivamente a imagem para se avaliar. Assim, o uso dessas ferramentas pode gerar a partir do volume, múltiplas reconstruções, tais como imagens multiplanares e imagens com características semelhantes às das radiografias convencionais, chamadas “Cefalogramas laterais virtuais”. Utilizando essas imagens, seria possível eliminar ou reduzir os erros inerentes das imagens convencionais, fornecendo uma melhor visualização das estruturas de interesse, o que poderia melhorar a identificação dos pontos de referência e posterior medição de estruturas craniofaciais.

Dessa forma, pesquisas para testar a validade e reprodutibilidade das medidas angulares em novas modalidades de imagens 2D e 3D reconstruídas a partir da tomografia volumétrica são necessárias para que no futuro possam ser utilizadas para pesquisas longitudinais e, assim, agregar valores ao diagnóstico e planejamento do tratamento em Ortodontia, Ortopedia Facial e Cirurgia Ortognática.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Telerradiografia em Norma Lateral

Segundo Baumrind & Frantz (1971a) as telerradiografias em norma lateral (TNL) tornaram-se viáveis, na clínica, após a padronização da sua obtenção pela primeira vez por Broadbent (1931), constituindo-se desde então, uma importante ferramenta. Segundo os autores, na padronização de obtenção da imagem, Broadbent utilizou um dispositivo denominado “cefalostato” que posiciona a cabeça do paciente nos três planos do espaço. 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 crânio-facial.

De acordo com Bergersen (1980) a TNL apresenta algumas características inerentes de imagem, tais como: a distorção, que freqüentemente é associada ao problema da ampliação radiográfica. Entretanto, consiste na duplicação de determinada estrutura ou área. Já a magnificação consiste na expansão proporcional de determinada estrutura. Essas se devem às distâncias fonte objeto e foco filme, visto que quanto o objeto encontra-se mais próximo à fonte e mais distante do filme maior será o aumento por projeção da imagem. O autor estudou essas características em 821 imagens de TNL, constatando diferenças entre os valores lineares mensurados diretamente no objeto com os valores obtidos nas radiografias. Segundo o autor, a vantagem da técnica de TNL é que existe uma base de referência representada pelo plano sagital mediano e que as principais alterações na imagem radiográfica ocorrem quando não são utilizadas estruturas localizadas nesse plano.

Segundo Ahlqvist *et al.* (1986) para todas as aplicações da TNL, é importante manter o método de aquisição dessa imagem com o mínimo erro possível para que as avaliações sejam o mais próximo da realidade.

Tng *et al.* (1994) citam que, para diminuir a distorção por aumento na projeção da TNL, deve-se aumentar a distância foco–objeto com o intuito de minimizar ao máximo a distorção e magnificação, obtendo-se assim uma radiografia de boa qualidade. Mas, como a intensidade dos raios-X diminui na proporção inversa do quadrado da distância foco-objeto, torna-se impraticável aumentar essa distância além de 1,52 m.

Yoon *et al.* (2001) avaliaram os erros de projeção em TNL ocasionadas por rotações da cabeça no sentido vertical (eixo-Z) em 17 crânios secos, sendo cada um deles submetido a exposições radiográficas com rotações de -15° até $+15^\circ$, com intervalos de 1° . Para quantificação da distorção foram adotadas medidas cefalométricas lineares e angulares. Para os autores, as medidas angulares apresentaram erros de projeção menores que as medidas lineares, sendo que estruturas localizadas no plano sagital mediano para mensurações angulares apresentaram menor distorção do que medidas angulares de estruturas fora desse plano. Assim, as medidas angulares das TNL são mais úteis que as medidas lineares quando se trata de minimizar os erros de projeção associada à rotação da cabeça em um eixo vertical.

Segundo Dibbets & Nolte (2002a) a magnificação inerente da técnica de projeção radiográfica deve ser considerada quando se comparam dados cefalométricos de diferentes fontes. Isso é aplicado apenas para dimensões lineares, já que nesse estudo realizado por esses autores, em que foram avaliados os efeitos da magnificação radiográfica sobre as distâncias Sela – Nasion, no plano horizontal; Nasion – Mentoniano, no plano vertical; Sela – Gnation, no plano oblíquo. Os autores concluíram que esses planos apresentavam magnificação proporcional, e dificilmente afetam os valores das medidas angulares.

Para Van Vlijmen *et al.* (2009c) os valores obtidos na TNL podem ser comparados com telerradiografias virtuais construídas a partir de exames tomográficos, podendo assim estas últimas, serem testadas e usadas no futuro para pesquisas longitudinais, nos casos em que existam registros radiográficos convencionais do passado.

2.2 Cefalometria em telerradiografia de norma lateral

Segundo Thurow (1949) citado por De Olivério (2007) a cefalometria é o termo utilizado para as “medições da cabeça” e, segundo esse autor: “é isso exatamente o que ela é”.

Para Moshiri *et al.* (2007) os cefalogramas constituem uma importante base de dados de informação, por isso à medida em que se avança com novos paradigmas da cefalometria em 3D, não parece lógico descartar a informação valiosa do passado, já que esta poderia ser de grande valor para reconstruir cefalogramas clássicos do conjunto de uma base de dados tomográficos sem a necessidade de irradiar novamente o paciente.

Gribel *et al.*(2011) considera a cefalometria como uma valiosa ferramenta, que permite avaliar as relações dos ossos da face com o perfil tegumentar e, conseqüentemente, até que ponto as estruturas dento-esqueléticas contribuem para a harmonia estética do perfil tegumentar ou em que nível a estrutura tegumentar é capaz de atenuar um comprometimento do equilíbrio do posicionamento do esqueleto cefálico.

2.3 Análise Cefalométrica

Baumrind & Frantz (1971b), utilizaram um sistema localizador de coordenadas para testar a reprodutibilidade de medidas lineares e angulares em vinte telerradiografias laterais escolhidas aleatoriamente entre pacientes tratados ortodonticamente. 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 o erro cefalométrico existe e é maior em alguns pontos usados para calcular medidas lineares. 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 *et al.* (1974) realizaram um estudo para avaliar a reprodutibilidade na demarcação de 15 pontos cefalométricos. Foi observada diferença estatisticamente significativa em relação à reprodutibilidade, na demarcação dos pontos cefalométricos havendo. Entretanto, houve pequena variação entre as estruturas anatômicas utilizadas. A maior variação foi observada no ponto orbital em que a diferença foi superior a 2,0 mm; já as menores diferenças foram encontradas nos pontos articulare 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 e da demarcação dos pontos cefalométricos. Ainda para estes autores 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 14 referências cefalométricas intra-examinadores e interexaminadores. O estudo contou com uma amostra de 100 telerradiografias. Os resultados demonstraram que a reprodutibilidade na demarcação dos pontos cefalométricos depende da estrutura anatômica que está relacionada ao ponto. E que mesmo com as características inerentes da imagem (magnificação e distorção), o uso da telerradiografia convencional ainda é padronizado para a localização e posterior medição das grandezas cefalométricas ao longo do tempo.

Tng *et al.* (1994) avaliaram *in vitro* a validade de 17 medidas lineares e angulares que envolviam 15 pontos de referência esqueléticos e dentais por meio da colocação de esferas de aço. A validade foi expressa pela diferença da medida entre a aquisição feita com e sem os marcadores metálicos. As medidas SNA, SN/plano mandibular, plano maxilar/plano mandibular e incisivo inferior/plano mandibular resultaram medidas inválidas. Os desvios-padrão dos erros de validade para os ângulos esqueléticos variou de 0,9° a 1,8°, com exceção do ANB (0,4°). Para os ângulos dentais, essa variação foi de 3,2°

a 5,8°. Os autores concluíram que o erro na validade das medidas foi maior para ângulos que envolviam pontos de referência dentais e para ângulos dependentes de quatro pontos de referência comparados com os que dependiam de três.

Trpkova *et al.* (1997) realizaram um meta-análise comparando os dados de diferentes estudos sobre o erro de identificação de 15 pontos cefalométricos. Os autores acharam que os pontos B, A, pterigomaxilar (Ptm), sela (S) e gônio (Go) não apresentaram diferenças significantes e por isso, constituem-se em pontos com suficiente confiabilidade para análise cefalométrica laterais.

Hägg *et al.* (1998) quantificaram a reprodutibilidade intra-examinador de ângulos e distâncias cefalométricas, utilizando trinta crânios secos. Todas as medidas foram feitas em relação a uma grade de coordenadas “X” e “Y” de referência. A reprodutibilidade dos ângulos e distâncias foram tabuladas. Esses dados foram comparados com um estudo prévio relacionado in-vivo. Os desvios-padrão dos ângulos esqueléticos e dentários e as distâncias foram maiores na presença dos tecidos moles. Essas diferenças foram até quatro vezes maiores para as medidas, incluindo a localização do násio (SNA, SNB e SNPg), que foi o local do ponto de referencia mais afetado. Já a distância mais afetada foi a da ponta incisal dos incisivos inferiores ao pogônio. O ponto espinha nasal anterior, no plano horizontal, também foi bastante afetado pela presença dos tecidos moles. Ao utilizar crânios macerados, os erros observados nesse estudo podem servir como normas para a interpretação racional dos valores clínicos cefalométricos.

Segundo Hans (2001) na análise cefalométrica é importante também levar em conta que quando um objeto tridimensional é representado em duas dimensões, as estruturas são deslocadas vertical e horizontalmente em proporção à sua distância ao filme ou plano de registro, e visto que as estruturas craniofaciais 3D são projetadas num filme radiográfico 2D, esse processo cria estruturas e pontos cefalométricos que não existem no paciente. Apesar dos ortodontistas considerarem estas estruturas como reparos anatômicos, eles são, na verdade, artefatos da técnica cefalométrica, chamadas de ilusões de ópticas da anatomia

craniofacial. Exemplos dessas estruturas é a sínfise mandibular, a fossa pterigomaxilar, o ponto articular e a “*key ridge*”. Ainda, de acordo com Hans é impossível determinar a importância dessa perda de informações no diagnóstico e plano de tratamento.

Kamoen *et al.* (2001) determinaram os erros mais comuns na identificação dos pontos de referência em 50 cefalogramas de indivíduos. Para os quatro examinadores nas 5 oportunidades que avaliaram 10 tipos de cefalogramas, foram observadas maiores diferenças interexaminador do que intra examinador. Eles concluíram que a variação em cada ponto de referência depende da qualidade do cefalograma.

De acordo com Hilguers *et al.*(2005) a análise cefalométrica, é o meio pelo qual se localizam especificamente pontos de referência sobre ambos os tecidos moles e duros para posteriormente serem calculadas as relações lineares e angulares entre elas.

Segundo Ricketts (1961) citado por De Olivério (2007) para uma descrição mais precisa das medidas, torna-se mais útil expressar em termos de medidas lineares ou angulares, e cita os quatro “C’s” como objetivos da análise cefalométrica: 1) *Caracterizar* ou descrever as condições existentes; 2) *Comparar* um indivíduo com outro, ou com ele mesmo em um tempo futuro; 3) *Classificar* certas descrições em várias categorias e 4) *Comunicar* todos esses aspectos aos colegas clínicos, pesquisadores ou aos pais e pacientes.

Tweed (1946) citado por Gribel *et al.* (2011) baseou sua análise em três medidas angulares que formam o chamado “Triângulo de Tweed”. Nesse triângulo a inclinação dos incisivos inferiores em relação ao plano mandibular tem destacada importância, pois se acredita que com o seu correto posicionamento nas bases ósseas, se consegue uma maior estabilidade de tratamento.

Ainda para Gribel *et al.* (2011) as medidas angulares mas utilizadas, e nas que se baseiam a maioria das análises cefalométricas, são as criadas por Downs (1948), as quais

foram baseadas nas proporções faciais e esqueléticas, utilizadas para determinar a posição e o crescimento dos maxilares, bem como a relação dental.

2.3.1 Análise Cefalométrica Manual versus Análise Cefalométrica Digital

A abordagem convencional tem sido primeiramente traçar as estruturas de interesse no acetato, localizar os pontos cefalométricos, traçar as linhas conectando os pontos de interesse e depois medir as distâncias e ângulos apropriadamente. Porém, esse método é mais vulnerável ao erro, visto que o acetato pode ser opaco, de forma que a localização de pontos em estruturas muito delicadas fique duvidosa; e a espessura da ponta do lápis pode influenciar quando há necessidade de se realizar medidas precisas em estruturas finas. Assim, espessura de grafite de 0,5 mm pode comprometer valores de 0,25 a 0,5 mm.

Um estudo realizado por Sandler (1988) visou comparar os erros envolvidos na mensuração de grandezas lineares e angulares por meio de três diferentes métodos, sendo eles: com a utilização de instrumentos manuais, com o auxílio da digitalização dos traçados e, por fim, com a digitalização direta das radiografias de 25 indivíduos. O autor concluiu que, independentemente do método escolhido, a precisão da mensuração é diretamente dependente da seleção de referências cefalométricas precisas e bem delimitadas.

Geelen *et al.* (1998) avaliaram e compararam a reprodutibilidade de pontos cefalométricos em 19 filmes convencionais e imagens obtidas por radiografia digital de placa de fósforo. Seis observadores foram solicitados a registrar 21 pontos cefalométricos em cada filme convencional, em papel, e no monitor. Houve uma diferença estatisticamente significativa entre a reprodutibilidade dos filme impresso e do digital em 11 dos 21 pontos das imagens. Não houve uma tendência estável de que uma modalidade fosse sempre a melhor. As imagens impressas tiveram uma menor precisão do que o filme ($P < 0,005$) e cópia impressa ($P < 0,02$). Não houve diferença significativa entre o filme e o monitor. Eles concluíram que a baixa reprodutibilidade das imagens digitalizadas faz mais provável uma significância clínica.

Segundo Schulze *et al.* (2002) o desenvolvimento de equipamentos para digitação de pontos de referência cefalométricos tem simplificado a obtenção de mensuração de cefalogramas, permitindo que pontos cefalométricos anatômicos sejam digitados diretamente do filme, sem a necessidade de um traçado intermediário. Esse método de digitação direta pode consumir menos tempo e a eliminação de um passo no processo pode contribuir para minimizar as possibilidades de erro. Além disso, também pode criar e armazenar documentações ortodônticas inteiras e fazer transmissões de dados via internet, o que aprimora a obtenção dos cefalogramas, e faz com que este método seja mais utilizado.

Chen *et al.* (2004) compararam a identificação de 19 pontos de referência em dez cefalogramas de um sistema de imagem de placa de fósforo e um sistema analógico convencional. As coordenadas “X” e “Y” de cada ponto de referência que indicavam a posição horizontal e vertical foram analisadas. As diferenças de localização, bem como os componentes horizontal e vertical foram estatisticamente significativos entre ambas as modalidades, o sistema de imagem de placa de fósforo apresentou um menor erro interexaminador com exceção do ponto gônio na direção vertical. Eles concluíram que a radiografia digital cefalométrica do sistema de placa de fósforo pode ter melhor nível de eficácia.

Chen *et al.* (2004) investigaram os efeitos das diferenças na identificação de pontos de referência sobre telerradiografias digitalizadas em comparação com aquelas obtidas a partir da radiografia original, utilizando para tanto 10 imagens de pacientes ortodônticos. Vinte e sete medidas cefalométricas foram obtidas com um *software* específico. Eles observaram que as diferenças de todas as medidas cefalométricas foram estatisticamente significativas. Das 27 medidas, 21 foram menores que duas unidades de medida (mm ou grau), o que está dentro de um desvio padrão de “valores norma” em análises cefalométricas convencionais. Diferenças interexaminador foram notadas apenas para 07 dos 27 pontos cefalométricos. Concluíram que os valores para ambos os métodos são diferentes significativamente, mas clinicamente aceitáveis.

Sayinsu *et al.* (2007) exploraram e compararam as diferenças na identificação de pontos de referência, sobre os valores de medidas cefalométricas lineares e angulares, obtidas a partir do método clássico de traçado manual e do método digitalizado. Os valores das grandezas cefalométricas foram comparados para quantificar o valor absoluto da diferença de medida e os erros interavaliador entre estes dois métodos. Os autores acharam concordância entre as medidas inter e intra-avaliador, as medidas apresentaram erros menores de duas unidades de medida (mm ou grau), que está geralmente dentro de um desvio padrão de “valores norma” para a análise cefalométrica convencional. Finalmente concluíram que a validade e reprodutibilidade de ambas as modalidades tem elevada correlação, fundamentando os benefícios da cefalometria digital em termos de confiabilidade da análise cefalométrica.

Yu *et al.* (2008) realizaram um estudo para comparar a confiabilidade de identificação dos pontos de referência em imagens convencionais e digitais. Para isto eles selecionaram aleatoriamente 50 pacientes ortodônticos. As imagens foram avaliadas por três vezes por dois examinadores, em intervalos de duas semanas. Não houve diferença estatisticamente significativa na identificação entre os dois métodos, exceto para os pontos pogônio, porion, e o ponto mais côncavo da borda anterior do ramo de ambos os lados (R1). Os valores de correlação foram próximos a 1 exceto para o ponto básico e R1 usando método convencional. Concluíram que não houve diferença significativa entre as identificações dos pontos de referência em imagens convencional e digital.

Naoumova & Lindman (2009) comparam a precisão das medidas cefalométricas em 30 imagens convencionais e digitais. As imagens foram avaliadas por um único examinador digitalmente na tela do computador e manualmente em papel acetato. De modo geral, foi encontrada maior variabilidade nas medidas cefalométricas digitais foi encontrada. Diferenças estatísticas houve para ambos os métodos nos pontos Gn, incisivo inferior e superior ($P < 0,05$), mas clinicamente não significativa. Os resultados indicaram que os dois métodos para obtenção de medidas cefalométricas de investigados são semelhantes.

Sommer *et al.* (2009) avaliaram a precisão das análises cefalométricas nas modalidades de localização: automática; semi-automática; e por determinação manual, dos pontos de referência de 100 telerradiografias indiretamente digitalizadas. Para estes autores o método manual está bem estabelecido como um padrão de qualidade e de referência. A reprodutibilidade foi semelhante para os três métodos, a média das diferenças absolutas dos ângulos entre a modalidade manual e semi-automática foi abaixo de 2° o que está dentro do limite de tolerância permitido, exceto para o ângulo nasolabial. Em contraste com isso, todas as diferenças médias absolutas entre o método manual e o totalmente automático excederam os 2°. Os autores concluíram que a determinação automática dos pontos cefalométricos leva a erros relevantes, e que o método semi-automático pode ser utilizado com a mesma precisão que o manual.

Uysal *et al.* (2009) que avaliaram a análise cefalométrica manual e digital, esta última por meio do *software Dolphin*, encontraram correlação intra-avaliador para ambas as modalidades, mas a reprodutibilidade inter-avaliador foi inaceitável. Os autores compararam também os tempos para a realização dos traçados, e concluíram que a análise cefalométrica por traçado computadorizado apresenta uma melhor reprodutibilidade inter e intra-avaliador com economia de tempo.

2.4 Tomografia Computadorizada

Segundo Waitzman *et al.* (1992a) a tomografia computadorizada (TC), também conhecida como tomografia computadorizada axial foi desenvolvida por Godfrey N. Hounsfield em 1967, sendo uma técnica de aquisição que permite a reprodução de uma secção do corpo humano com finalidade diagnóstica. Estes autores avaliaram *in vitro* se as medidas do esqueleto craniofacial na TC representavam fielmente a imagem da região quando comparadas com medidas físicas reais. Excelente concordância foi encontrada entre medidas do crânio macerado e a TC. O efeito da inclinação da cabeça sobre a precisão dessas medições foi investigada e o erro estava dentro de níveis clinicamente aceitáveis (inferior a 5%). Concluíram que as informações padronizadas objetivas obtidas da TC,

poderiam complementar os dados clínicos subjetivos coletados para o tratamento de deformidades craniofaciais.

Kragkov *et al.* (1997) compararam a confiabilidade da localização dos pontos cefalométricos anatômicos na radiografia convencional e na tomografia computadorizada em 3-D em 9 crânios humanos secos. Os pontos cefalométricos foram registrados nas coordenadas “X”, “Y” e “Z” por dois examinadores. As medidas no cefalograma lateral obtido a partir da radiografia convencional, foram mais confiáveis do que aquelas obtidas na tomografia em 3D, com variação interexaminador de menor que 1,0 mm para a maioria dos pontos em comparação a cerca de 2,0 mm para 3-D CT. Concluíram que não há nenhuma evidência, de que a TC em 3-D seja mais confiável, do que métodos convencionais cefalométricos no crânio normal, e que os benefícios da CT 3-D cefalométrica são indicados para casos de assimetria craniofacial grave, já que a telerradiografia lateral convencional é conhecida por ser inferior nesses casos.

Chidiac *et al.* (2002) compararam medidas com as imagens de TNL e TC a fim de avaliar o uso potencial deste último método na clínica. A maior relação encontrada foi observada para as medidas angulares entre a TC e as medidas físicas reais para os três planos de corte. Os autores observaram também relações próximas para medidas angulares ($P>0.05$). Porém, acharam diferenças de acurácia para medidas lineares. Os autores concluíram que as medidas angulares de estruturas obtidas em radiografias cefalométricas e tomográficas são próximas. Sendo assim, o menor custo e menor dose de radiação favorecem o uso das telerradiografias cefalométricas na clínica ortodôntica.

Togashi *et al.* (2002) avaliaram num estudo transversal *in vitro* os erros nas medidas na TC helicoidal, quando a posição da cabeça foi inclinada em 10° utilizando de referência os planos horizontal, sagital e frontal. Um total de 18 pontos foi localizado e a distância entre cada dois pontos foi calculada sobre as imagens do sistema de medida 3-D. O comprimento entre dois pontos medidos pela cefalometria em 3-D foi comparado com o comprimento real determinado, usando um paquímetro digital. Em todas as posições da

cabeça, os erros nas medidas lineares foram menor do que o 5% em espessuras de 1,0 mm e 3,0 mm. Mas, usando a espessura de 5,0 mm ou 7,0 mm, algumas medidas lineares apresentaram maiores erros de medição. Concluíram que a espessura inferior a 3,0 mm é clinicamente adequada, pois nesta a precisão das medidas, não foi influenciada pela rotação da cabeça.

Segundo De Olivério (2007) apesar de a TC evitar a sobreposição e problemas de aumento da largura quando comparadas às TNL, existem outros problemas associados, tais como: a janela de observação; os efeitos de volume parcial; a uniformidade e resolução espacial; o ruído; e os artefatos, os quais podem influenciar na qualidade e conseqüentemente na reconstrução da imagem, o que por sua vez, pode influir nas medidas. Segundo o autor, espera-se que esses problemas sejam resolvidos com a aplicação de novas tecnologias tais como a tomografia computadorizada por feixe cônico TCFC que vem emergindo com o potencial de substituir a TCMS.

No estudo de Lopes *et al.* (2008) foram determinadas a precisão e a exatidão de 6 medidas angulares em 28 crânios secos, utilizando a reconstrução de volume da TC-Multislice. As maiores diferenças de percentual médio foi de 1,31% do ângulo náσιο-pogônio-alveolare para a avaliação interexaminador; já para a avaliação intraexaminador foi de 0,46% para o ângulo násion-mentoniano-gônio. A maior diferença entre a medida física e a TC-3D foi de -3,16% para o ângulo násion-mentoniano-gônio, e o menor valor foi de -0,10% para o náσιο-alveolare-ponto B. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as avaliações intraexaminador e interexaminador. O ângulo násion-mentoniano-gônio teve uma diferença estatisticamente significativa entre a medida da TC-3D e a medida física para ambos os examinadores, com um $P < 0,05$. Os autores concluíram que os valores das medidas angulares provenientes das reconstruções em 3D da TC-Multislice são precisos e acurados, e isto é uma fonte importante para a análise e aplicação maxilofacial.

2.5 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

Para Sucovic (2003) a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) foi introduzida à comunidade dental em 1998, e vem se desenvolvendo desde então como uma alternativa ao alto custo e exposição de radiação dos tomógrafos convencionais.

Segundo Mah & Hatcher (2004) um objetivo fundamental da tecnologia da TCFC é a precisão de dados e imagens que podem ser produzidas, representando fielmente a anatomia e do paciente. Para eles informações precisas e confiáveis geram um melhor diagnóstico, análise computadorizada e entendimento da ortodontia como um todo. Os autores concluíram que novos equipamentos podem trazer benefícios tanto no diagnóstico, planejamento e simulação do tratamento, quanto no desenvolvimento de tecnologias futuras e abordagens na ortodontia e pesquisa.

Huang *et al.* (2005) descreveram a técnica volumétrica de obtenção de dados que vem se desenvolvendo especificamente para a região da cabeça e pescoço, na qual é utilizado um feixe cônico que envolve uma rotação única de 360° da fonte de raios-X e um movimento sincronizado da fonte e da estrutura dos detectores que se movimentam em torno da cabeça do paciente, a qual se estabilizada em uma estrutura parecida com um cefalostato.

Num outro estudo Holberg *et al.* (2005) descreveram as vantagens da TCFC. Segundo os autores essas vantagens seriam: Exposição à radiação reduzida; posição natural da cabeça do paciente, devido ao procedimento de escaneamento vertical (I-Cat, CB Mercury); redução de artefatos ao nível da oclusão; custo reduzido; alta resolução espacial; e fácil manipulação intra-operatória, visto que dados DICOM podem ser importados e exportados para outras aplicações.

Somada a estas vantagens Kau *et al.* (2005) referiram que os TCFC ainda vêm se aprimorando, na suas características de aquisição de imagem, principalmente no que

respeita ao campo de visão (FOV), e ao voxel. O FOV com o intuito de visualizar todo o crânio em uma única imagem e assim poder incluir a maioria de pontos de referência antropométricos utilizados para a análise cefalométrica.

Para Meurer (2006) o menor valor de estas características representa uma melhor resolução espacial e a qualidade da imagem evitando o efeito do volume parcial da imagem

Por outro lado Swennen & Schutyser (2006) descreveram as vantagens da TC multislice e as compararam com as características potenciais da TCFC para a avaliação craniofacial 3D. Concluíram que esta nova tecnologia visa ser a ponte de transição entre a cefalometria radiográfica convencional e as modernas técnicas de imagem que providenciam uma maior exatidão e confiabilidade quantitativa na análise dos dados do volume do complexo maxillofacial.

Segundo Silva *et al.* (2008) a quantidade de radiação absorvida pela TCFC é extremamente reduzida quando comparada aos exames feitos em TC *Multislice* e comparáveis aos níveis de irradiação a que os pacientes ortodônticos são expostos para se obter uma documentação ortodôntica completa, que é constituída por telerradiografias lateral e anteroposterior, carpal, panorâmica e radiografias intraorais. Além disso, o custo-benefício da TCFC é superior à combinação de muitas imagens radiográficas bidimensionais, com relação à informação intrínseca.

Ludlow & Ivanovic (2008) recomendaram a TCFC dental como uma técnica que poupa dose de radiação comparada com a TC convencional para imagens maxillofaciais. No seu estudo os autores demonstraram que a dose efetiva foi de 1,5 a 12,3 vezes maior para a TC *multi-slice*.

Segundo Van Vlijmen *et al.* (2009a) a TCFC produz uma projeção sem notável magnificação diferencial, devido à relativa curta distância entre a fonte de radiação e o objeto, a TCFC produz uma projeção sem notável magnificação diferencial e devido a uma

correção geométrica dos fatores, pelos algoritmos de reconstrução, esta distorção diferencial secundária do feixe central de radiação é compensada. De acordo com os autores, a projeção é ortogonal, além disso, a distância foco filme produz pouco efeito de projeção e sem ampliação diferencial entre estruturas bilaterais ou sagitais medianas. Os autores concluíram que na atualidade, as vantagens desta nova tecnologia deveriam ser exploradas para uma melhor confiabilidade do diagnóstico clínico radiográfico.

2.5.1 Produção de Imagens

Num estudo transversal in-vitro de Cavalcanti & Vannier (1998) foi determinada a precisão relativa de medidas craniofaciais obtidas por meio de TC espiral em duas dimensões (TC 2D) e em reconstruções tridimensionais (3D). Imagens da superfície tridimensional (TC 3D) foram geradas a partir de exames de TC espiral. A precisão para as imagens de TC 3D foi superior para sete das 28 medidas quando comparadas com as imagens da TC 2D. Das medições, 25% na TC 2D foram significativamente diferentes das medidas físicas. Todas as medições com a TC 3D tiveram uma precisão satisfatória em comparação com medidas físicas. Para os autores, a TC espiral tridimensional pode oferecer medidas mais precisas na anatomia craniofacial.

Por outro lado para Cevidanes *et al.* (2006) as técnicas de imagem tridimensional podem fornecer informações valiosas para a avaliação clínica e para a pesquisa. Mas como a utilização de novas técnicas 3D já é realidade, é necessário comparar os dados 2D e 3D provenientes desta tecnologia. Para isto a TCFC pode fornecer ferramentas de simulação de imagens em 2D que podem ajudar a preencher os vazios da técnica convencional. Entre os tipos de imagem que a TCFC pode representar estão: a radiografia panorâmica, a telerradiografias lateral e a radiografia anteroposterior. Concluíram que diversas aplicações clínicas podem ser feitas nestas imagens e enfatizaram o valor diagnóstico das aquisições da tomografia computadorizada volumétrica, porém, que ainda é preciso compará-la com cefalogramas convencionais anteriormente adquiridos.

Farman & Sacarfe (2006) demonstraram três métodos de criação de cefalogramas em 2D a partir dos dados volumétricos da TCFC. O primeiro método consistiu na exportação do *scout* lateral; o segundo método envolveu a seleção de imagens-base individuais lateral e ântero-posterior; e a terceira técnica envolveu a manipulação do conjunto de dados volumétricos, para comparar diretamente os dados existentes em 2D com 3D. Foi concluído que a eficácia diagnóstica das imagens procedentes da TCFC podem ser comparadas com as imagens cefalométricas convencionais, e que estas imagens podem servir de base para a avaliação cefalométrica em 3D.

Greiner *et al.* (2007) numa pesquisa retrospectiva verificaram se pontos de referência óssea, dental e de tecido mole podem ser localizados na TC com a mesma precisão que as TNL. Para isto 9 pacientes que tinham ambos os exames foram selecionados. O intervalo do erro médio para a TNL foi de 0,62 mm na horizontal e 0,67 mm na vertical. Para os cefalogramas baseados na TC estes valores variaram entre 0,64 mm na horizontal e 0,74 mm na vertical. Concluíram que quando uma TC é necessária para a avaliação complexa das displasias craniofaciais esta pode ser também utilizada para uma avaliação ortodôntica específica sem ter que recorrer a radiografias convencionais do crânio. Os dados desse estudo demonstraram que é possível construir um cefalograma a partir de dados da TC, que podem ser analisadas da mesma forma como uma radiografia convencional, desde que o campo de visão da TC seja o suficientemente amplo.

Olszewski *et al.* (2007) num estudo *in vitro* transformaram e adaptaram a análise cefalométrica *Delaire* 2D para a terceira dimensão (TC3D). A reprodutibilidade intra e interexaminador foi significativamente superior para o método da TC3D. Para os autores houve uma vantagem no uso de reconstruções de superfície TC 3D, sobre a análise obtida a partir da radiografia convencional, sendo recomendado que futuras pesquisas são necessárias para avaliar a validação clínica do método.

Segundo Cattaneo *et al.* (2008) uma característica importante da TCFC que poderia ser explorada, é que as imagens obtidas por esse método não contem erros devido à falta de

sobreposição de estruturas anatômicas; da ampliação; e da distorção inerente. A partir destas podem ser geradas projeções equivalentes às imagens planas bidimensionais (2D), que podem eliminar ou reduzir os erros inerentes da cefalometria convencional. Ainda, proporciona uma melhor visualização das estruturas de interesse, que poderia melhorar a identificação e posterior obtenção de medidas de estruturas de referência cefalométrica. Além disso, tem-se a característica de representar ambos os lados direito e esquerdo de crânio separadamente, evitando a sobreposição de estruturas bilaterais; a posição dos dentes de ambos os lados pode ser determinada.

Segundo Hassan *et al.* (2009) as projeções simples de imagens, conhecidas como “imagens base” que são obtidas inicialmente, similares à radiografia cefalométrica lateral correspondem a uma série de projeções referidas como dados de projeção e logo analisadas em *Softwares* que incorporam sofisticados algoritmos para a reconstrução de posteriores imagens secundárias, podendo ser: multiplanares, as quais são utilizadas para promover uma reconstrução das imagens nos três planos ortogonais axial, sagital e coronal; renderização de superfície; volumétrica; e projeção de máxima intensidade (MIP), que é uma forma de representação que avalia cada voxel através do volume de dados, representando só aqueles voxels que tenham o máximo valor (máxima intensidade de atenuação).

Nalçaci *et al.* (2010) avaliaram *in vivo* a reprodutibilidade, inter e intra examinador, das medidas angulares na cefalometria tridimensional de imagens multiplanares (MPR), comparando-as com as respectivas cefalometrias bidimensionais de 10 pacientes, utilizando para tanto dois avaliadores. O erro do método para ambos avaliadores variou de 0,35° a 0,65°, não havendo diferenças estatisticamente significativas intra e interexaminadores. Na comparação de ambas as modalidades observaram que houve uma diferença estatisticamente significativa nos ângulos U1-NA e U1-SN com $P < 0.05$. Eles concluíram que para as medidas angulares a análise cefalométrica em 3D é um método bastante confiável, como a análise cefalométrica 2D.

Segundo Gribel *et al.* (2011) para a avaliação das imagens da TCFC é preciso o emprego de *softwares*, em associação com estações de trabalho, e isto na computação gráfica tem sido um grande avanço na área da Radiologia.

2.6 Validade e Reprodutibilidade das medidas

Swennen *et al.* (2004) definiram a validade, também chamada de exatidão, como a medida em que uma nova técnica, chamada de “Teste” produz uma análise aproximada das medidas de um determinado valor padrão, sem ser influenciado por fontes de erro aleatórias ou sistemáticas. Os mesmos autores definiram a reprodutibilidade, também chamada de precisão de um instrumento de medida como a capacidade de alcançar resultados reproduzíveis quando as medições são realizadas repetidas vezes, por um ou por investigadores independentes.

Lascale *et al.* (2004) que avaliaram *in vitro* a precisão das imagens de TCFC de 13 medidas lineares referentes a estruturas anatômicas internas e externas, observaram que houve diferenças significantes apenas para medidas das estruturas internas da base do crânio. Com isto, inferiram que a TCFC apresenta valores subestimados para as estruturas da base do crânio.

Por outro lado Hilgers *et al.* (2005) realizaram um estudo de comparação da exatidão de medidas lineares da articulação temporomandibular, após a realização das reformatações multiplanares de TCFC com a projeção de medidas similares, realizadas por meio de cefalogramas convencionais e com o padrão-ouro (anatomia real). Concluíram que erros de mensurações iguais ou menores do que 5% são clinicamente aceitáveis.

Kumar *et al.* (2007) realizaram o estudo *in vitro* para comparar as medidas de cefalogramas sintetizados a partir da TCFC por meio de projeções ortogonais e perspectivas, com a TNL convencional. Foram utilizados 10 crânios secos, e comparadas 9 medidas lineares e 5 angulares. O calibre das medidas reais foi feito nos crânios como

medida “padrão-ouro”, somente para as medidas lineares. As medidas angulares foram comparadas apenas entre as imagens sintetizadas da TCFC e a TNL. Não foram achadas diferenças significantes entre as medidas angulares para as três modalidades. Concluíram que as medidas obtidas na técnicas de TCFC podem ser aplicadas com confiança, confiavelmente aplicáveis em situações onde poderia ser evitada a necessidade de aquisição de radiografias convencionais, o que levaria a uma desnecessária exposição adicional à radiação do paciente.

Num outro estudo *in vivo* realizado por Kumar *et al.* (2008) foram comparadas as medidas de cefalogramas, sintetizados a partir da TCFC por meio de projeções ortogonais e perspectivas, com as radiografias cefalométricas convencionais, de 31 pacientes. Foram realizadas 12 medidas lineares e 5 angulares em cada modalidade de imagem. Foi observado que as medidas não foram estatisticamente diferentes para nenhuma modalidade ($P < 0.01$), exceto para o ângulo do plano mandibular-plano de Frankfurt (FMA) ($P < 0.001$); as diferenças das medias subiram para 4.1° quando foram comparadas a TNL com a projeção ortogonal, e para 4.4° quando comparadas a projeção perspectiva com a TNL para este ângulo. Concluíram que as medições de cefalometrias sintetizadas a partir do volume da TCFC são similares as medidas das radiografias convencionais, e que os cefalogramas sintetizados podem servir de ponte de transição entre a imagem 2D e 3D.

Cattaneo *et al.* (2008) compararam 17 medidas angulares, da análise de Bjork, em 34 cefalogramas convencionais de pacientes com as suas respectivas imagens cefalométricas de máxima intensidade e RayCast sintetizadas da TCFC. Nas diferenças absolutas das médias das medidas angulares acharam maior variação na modalidade MIP para os ângulos N-S-Ar e N-S-Ba; e para a modalidade RayCast, somente o ângulo N-S-Ba apresentou uma diferença estatisticamente significativa. As TNL foram mais comparáveis com a modalidade RayCast. Eles concluíram que as modalidades de cefalogramas sintetizados a partir da TCFC podem ser usadas para análise cefalométrica, e entre estas, a modalidade RayCast é superior à MIP, sem a necessidade de realização de preparação preliminar das imagens.

Periago *et al.* (2008) compararam a precisão de 20 medidas lineares realizadas nas imagens 3D reconstruídas da TCFC com as medidas diretas obtidas dos 23 crânios humanos utilizados na pesquisa. Para a reformatação das imagens em 3D eles utilizaram o *software Dolphin 3D*. O coeficiente de correlação intraclasse para as imagens da TCFC foi excelente, porém significativamente menor do que aquele obtido das medidas reais. Por isto, os autores afirmaram que embora as medidas da reconstrução em 3D da TCFC tenham sido diferentes das reais esta modalidade é clinicamente exata para a análise craniofacial.

Berco *et al.* (2010) num estudo *in vitro*, determinaram a exatidão e a precisão de medidas nos três planos da TCFC em duas orientações, a primeira com o plano de Frankfurt paralelo ao plano horizontal, e a segunda com esse plano aproximadamente a 45° do plano horizontal. Para ambas as orientações, o plano sagital mediano foi mantido perpendicular ao plano horizontal. Todas as medições foram feitas por 2 operadores em 4 ocasiões. Os erros do método foram 0,19; 0,21; e 0,19 mm para os eixos X, Y e Z, respectivamente. Não foram observadas diferenças intra e interexaminador, nem diferenças entre as as orientações obtidas e as medidas reais. Concluíram que a TCFC permite avaliações clínicas precisas e confiáveis do complexo craniofacial; e que a orientação do crânio não interfere na precisão ou na confiabilidade das medidas.

De Oliveira *et al.* (2009) avaliaram a confiabilidade na identificação de pontos de referência nas 3 dimensões (3D), em 12 TCFCs de pacientes pre-cirúrgicos. Três observadores independentes realizaram a identificação de 30 pontos por 3 vezes, nos cortes sagital, coronal e axial. O coeficiente de correlação foi >0,9 em 86% das avaliações intraexaminador e em 66% das avaliações interexaminador. Apenas 1% das avaliações intraexaminador e 3% interexaminador apresentaram coeficientes <0,45. Entre os observadores a diferença sistemática foi grande nas dimensões dos eixo X do que em Z e Y, mas a diferença média máxima foi muito pequena. Foi concluído que a confiabilidade intra e interexaminador foi excelente e que a identificação tridimensional dos pontos de referência usando TCFC, pode oferecer dados reprodutíveis quando é seguido um protocolo de treinamento previo e calibração do operador.

Chien *et al.* (2009) compararam a confiabilidade para a identificação de pontos de referência em 10 telerradiografias laterais e as suas correspondentes imagens de TCFC. Para isto, 27 pontos de referência foram identificados em ambas as imagens, indicando a posição horizontal e vertical. Foi observada maior variação intraexaminador na TNL para o ponto A, espinha nasal anterior (SNA), orbital e ápice do incisivo superior. Para a confiabilidade interexaminador os pontos que apresentaram menor estimativa na localização foram: ponto A, SNA, borda do incisivo inferior, póron, orbitale, básion e condílion. Concluíram que imagens em 3D como as obtidas na TCFC permitem a melhor confiabilidade intra e interexaminador em muitos pontos de referência *in vivo* quando comparadas com imagens bidimensionais.

Ludlow *et al.* (2009) compararam a acurácia da identificação de pontos de referência nas imagens MPR da TCFC com a TNL convencional em 20 imagens. Cinco observadores localizaram 24 pontos de referência durante sessões separadas. Todos os pontos de referência bilaterais aumentaram sua precisão, quando foram identificados nas imagens MPR. Concluíram que as imagens MPR da TCFC proporcionam, geralmente maior precisão na identificação de pontos, e que destes, os pontos condílion, gónion, e orbitale estão livres do efeito de sobreposição, por estarem localizados em estruturas bilaterais observadas na TNL.

Van Vlijmen *et al.* (2009a) compararam as medidas das radiografias cefalométricas convencionais de 40 crânios com as suas respectivas imagens radiografias cefalométricas reconstruídas a partir da TCFC. Para isto em ambos os tipos de imagens calcularam 10 medidas angulares e 4 lineares, totalizando 5 avaliações para cada medida com intervalo de 1 semana entre uma avaliação e outra. A reprodutibilidade intra-examinador calculada entre a primeira e a segunda avaliação, foi boa para todas as medidas. Houve uma diferença estatisticamente significativa ($P < 0.05$) entre as medias das modalidades para as seguintes medidas: SNB, NSL/NL, NL/ML, ILs/NL, LIi/ML e ângulo interincisal. Para a maioria delas, a diferença média efetiva variou de -1.45° a 1.45° que representavam valores iguais ou menores do que o erro padrão para as medidas repetidas. Concluíram que as medidas

obtidas das reconstruções da TCFC são comparáveis às TNL e, não havendo diferenças clínicas relevantes entre as medidas para ambas as modalidades, o seu uso é apropriado para futuras investigações longitudinais.

Couceiro & Vilella (2010) compararam a confiabilidade de identificação dos pontos visualizados sobre TNL e sobre imagens geradas pela TCFC em 2D e 3D de dois pacientes. Dez examinadores identificaram pontos de referência, sendo e foram feitas medições das seguintes variáveis cefalométricas: ANB, FMIA, IMPA, FMA, ângulo interincisal, 1-NA (mm) e A1-NB (mm). Calcularam médias aritméticas, desvios padrão e coeficientes de variância de cada variável para os dois pacientes. Os valores de desvio padrão e coeficientes de variância foram menores na imagem 3D para as medidas ANB, FMIA, FMA, e 1-NB (mm). Em relação aos ângulos ANB, IMPA e interincisal o desvio-padrão e os coeficientes de variância foram menores na TNL. Quando comparam os dois momentos de medição, foi verificado que não ocorreram diferenças estatisticamente significativas, ao nível de 1% de probabilidade. Portanto, concluíram que valores das medições realizadas a partir de imagens em 3D apresentaram menor dispersão, e que essas imagens são mais confiáveis quanto à identificação de alguns pontos cefalométricos, entretanto, essas imagens não permitiram a visualização de pontos intracranianos.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo neste trabalho foi testar a validade e a reprodutibilidade das medidas das grandezas cefalométricas angulares nas imagens 2D e 3D derivadas da reconstrução da TCFC, comparando-as com as medidas obtidas na TNL.

4. MATERIAL E MÉTODOS

A pesquisa foi submetida, previamente, à análise do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (CEP-FOP) da Universidade Estadual de Campinas, e o parecer de aprovação sob protocolo de nº 179/2009 encontra-se no Anexo 01.

4.1 Seleção da Amostra

A amostra para essa pesquisa foi composta de 58 imagens de telerradiografias em norma lateral com as respectivas imagens tomográficas computadorizadas de feixe cônico, de indivíduos na faixa etária dos 16 aos 35 anos, sem distinção de gênero ou raça, pertencentes ao arquivo digital da Clínica de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba FOP- UNICAMP.

4.2 Critérios de Inclusão

O total de 68 imagens de telerradiografias em norma lateral com as respectivas imagens tomográficas computadorizadas de feixe cônico de indivíduos, das quais 10 foram utilizadas para a realização do projeto piloto e a calibração dos examinadores, foram selecionadas, com os seguintes critérios de inclusão:

- ✓ imagens de indivíduos com o plano de Frankfurt paralelo à borda do filme;
- ✓ imagens de indivíduos com evidência de simetria facial esquelética;
- ✓ imagens com nitidez, densidade e contraste adequados;
- ✓ imagens de indivíduos sem evidência de duplicação de imagens;
- ✓ imagens de indivíduos sem evidência de tratamento ortodôntico atual;
- ✓ imagens de indivíduos sem evidência de perda dos incisivos superiores e inferiores;
- ✓ imagens de indivíduos sem evidência de dentes supranumerários acima dos ápices dos incisivos.

4.3 Materiais

4.3.1. Material para avaliação

- Imagens de TNL obtidas no aparelho de telerradiografia Tele *Funk-15*, os parâmetros da imagem foram 20 mAs, 75 kVp, e o tempo de 0.8, 1.0 e 1.2 segundos e posteriormente a sua obtenção digitalizadas no Scanner HP Scanjet G4050 em formato TIFF e com resolução standard (300 dpi) e arquivadas.
- Imagens de TCFC (I-cat Imaging Sciences International, Pensilvânia, EUA) adquiridas com um campo de visão (FOV) “Estendido” de 23x17 cm., voxel de 0,3 mm e tempo de aquisição de 20+20 segundos.

4.3.2. Material para a reconstrução das imagens em 2D e 3D do volume da TCFC

- *Software* Nemotec (Madrid-Espanha) independente, para importação, com o módulo Nemoceph 3D utilizado para a reformatação e posterior reconstrução em 2D e 3D a partir dos dados do volume da TCFC;
- Computador com processador Intel Core 2 Duo com memória RAM de 3GB;
- Monitor LCD Eizo FlexScan S2000, 20.1” .

4.3.3. Material para a demarcação dos pontos de referencia e medidas das grandezas cefalométricas angulares

- *Software* Nemotec (Madrid-Espanha) independente, para importação, com o módulo Nemoceph 2D;
- Computador com processador Intel Core 2 Duo com memória RAM de 3GB;
- Monitor LCD Eizo FlexScan S2000, 21”;

4.3.4. Material para a análise estatística

- Programa Microsoft® Office Excel® 2010;
- *Software* do pacote estatístico SPSS® (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 17.0 para Windows;

- *Software SAS® (Statistical Analysis Software- Instituto Inc. Cary NC. USA)* versão 9.2 para Windows.

4.4 Métodos

A pesquisa foi laboratorial, transversal, retrospectiva e comparativa com base em arquivo.

4.4.1. Método de registro e captura das imagens da telerradiografia em norma lateral

As imagens de TNL digitalizadas a partir de telerradiografias convencionais foram registradas no *Software Nemotec*, realizando-se um cadastro para cada indivíduo, por meio de codificação, colocando as primeiras letras do nome, primeiro e segundo sobrenome, seguido do número de imagem correspondente e das letras TNLPO (telerradiografia em norma lateral padrão-ouro). Exemplo: MBC-1-TNLPO. Uma vez cadastrado o paciente, realizou-se a captura da telerradiografia usando-se as ferramentas “Captura do paciente”, “Captura do disco”, “Começar a capturar imagens”; e “Finalizar captura” (figura 1).

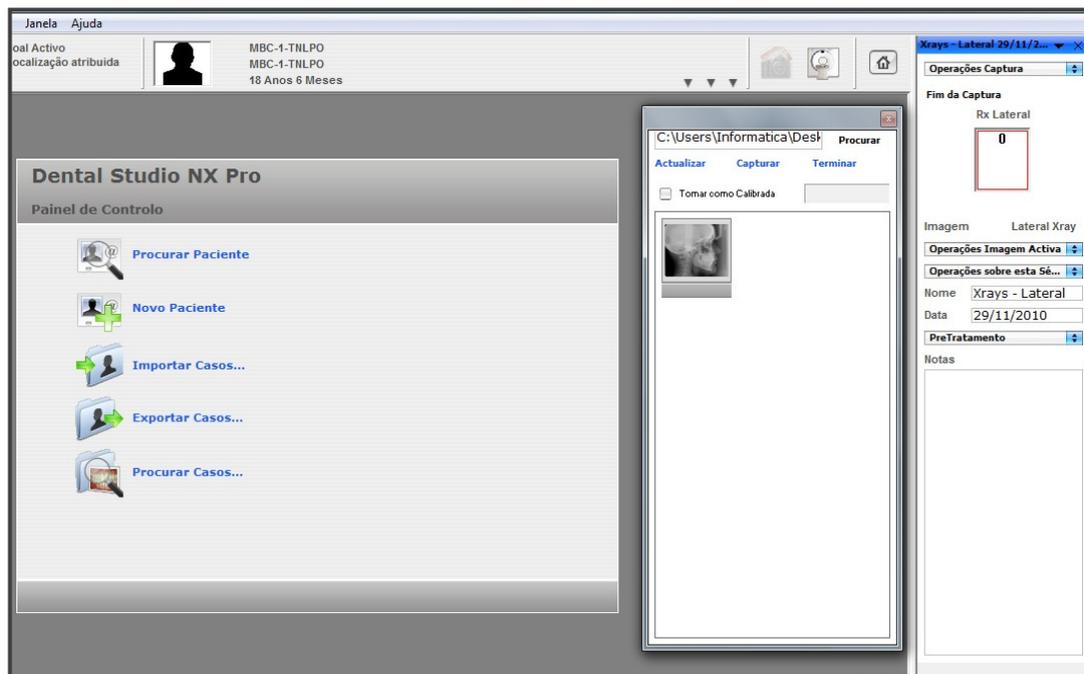


Figura 1 – Registro e captura das imagens no *Software Nemotec*

4.4.2. Método de importação e registro das imagens das tomografias computadorizadas de feixe cônico

Para o caso das imagens tomográficas, realizou-se diretamente a importação do arquivo em DICOM, no *software* Nemotec, por meio da ferramenta de “Importação DICOM” e “Procura pasta”. Uma vez importado o conjunto de dados, foi realizado o registro do indivíduo, por meio da codificação, colocando-se as primeiras letras do nome, primeiro e segundo sobrenome, seguido do número da imagem correspondente e das letras TC3D. Exemplo: MBC-1-T3D/TVTCFC. Com isso finalizou-se o processo de importação e registro das imagens (figura 2).

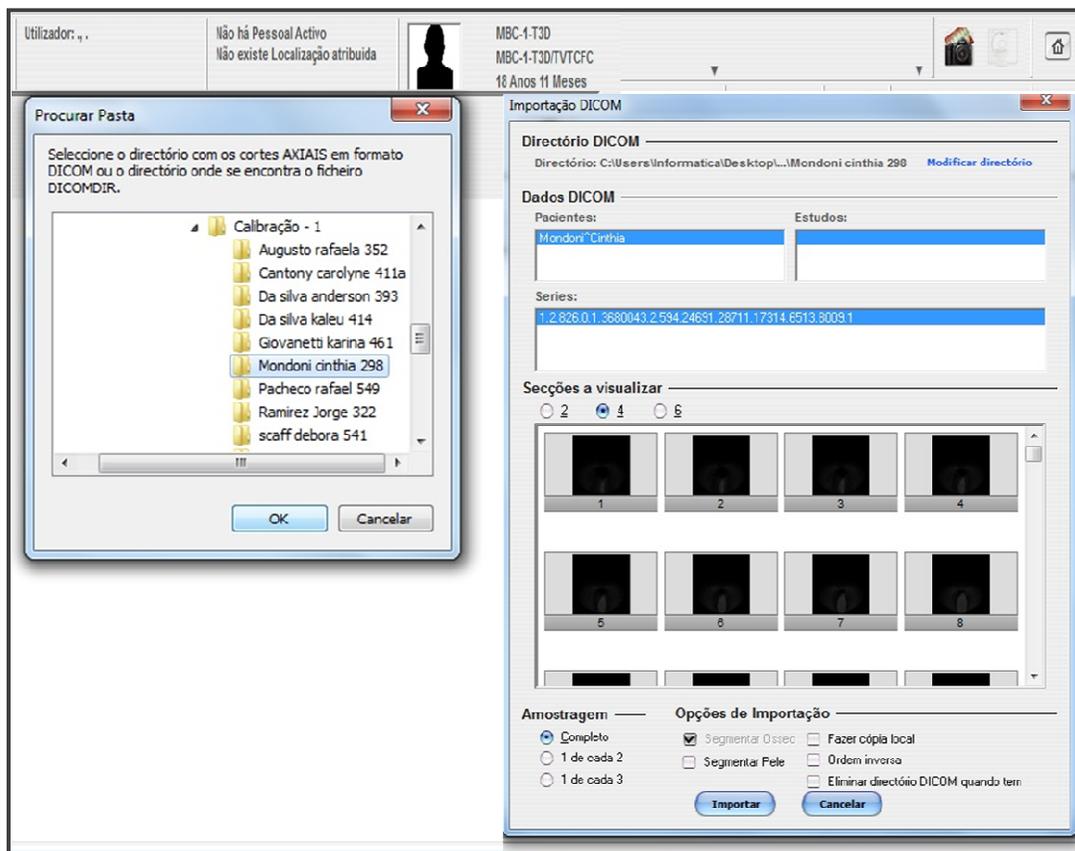


Figura 2 – Importação e Registro das imagens tomográficas no *Software* Nemotec.

4.4.3. Análise Cefalométrica

Para a pesquisa, foi configurada no módulo Nemoceph 2D do *Software* Nemotec uma relação de pontos e uma rotina de medidas angulares, para produzir uma análise que foi chamada de “Análise-LR”.

4.4.3.1. Descrição dos pontos cefalométricos

Os pontos de referência sobre os quais as medidas foram baseadas representam ambas as estruturas anatômicas sagitais medianas e bilaterais com diferentes graus de dificuldade na identificação, sendo:

- ◆ **Ponto Sela (S):** ponto médio da concavidade óssea da sela túrcica;
- ◆ **Ponto Násio (N):** ponto mais anterior da sutura frontonasal (na linha de união do osso frontal com os ossos próprios do nariz);
- ◆ **Ponto Subespinal (A):** ponto mais profundo da concavidade anterior da maxila (concavidade subespinal);
- ◆ **Ponto Supramentoniano (B);** Ponto mais profundo da concavidade anterior da mandíbula;
- ◆ **Ponto Mentoniano ou Mental (Me):** situado no limite mais inferior da curva da sínfise mentoniana, num ponto em que as linhas externas das imagens da cortical vestibular e lingual se encontram;
- ◆ **Ponto Espinha Nasal Anterior (ENA):** ponto mais anterior da maxila;
- ◆ **Ponto Espinha Nasal Posterior (ENP):** ponto mais posterior da maxila, determinado pelo prolongamento da fissura ptérigo-maxilar;
- ◆ **Ponto Pogônio (Pog) ou (Pg):** ponto mais proeminente do mento ósseo, ou anterior da sínfise mentoniana;
- ◆ **Ponto Gnátio (Gn):** ponto mais inferior e mais anterior do contorno do mento ósseo. Ponto intermediário entre os pontos Me e Pog;

- ◆ **Ponto Básio (Ba):** ponto mais pósterio-inferior da imagem da base do osso occipital;
- ◆ **Ponto Gônio (Go):** ponto mais inferior e mais posterior do contorno do ângulo goniaco. Ponto intermediário entre os pontos Antegônio e Pós-gônio;
- ◆ **Ponto Pório (Po):** ponto mais superior na borda externa do meato acústico externo;
- ◆ **Ponto Orbitário (Or):** ponto situado na parte mais inferior da margem da orbita (Canal Infraorbitario),
- ◆ **Incisal do incisivo superior (UI):** ponto localizado na incisal do incisivo central superior ou no incisivo superior mais vestibularizado;
- ◆ **Ápice do incisivo superior (UIR):** ponto localizado no ápice do incisivo central superior ou no incisivo superior mais vestibularizado;
- ◆ **Incisal do incisivo inferior (LI):** ponto localizado na incisal do incisivo central inferior ou no incisivo inferior mais vestibularizado;
- ◆ **Ápice do incisivo inferior (LIR):** ponto localizado no ápice do incisivo central inferior ou no incisivo inferior mais vestibularizado;
- ◆ **Ponto Pterigóide (Pt):** ponto mais superior e posterior da fissura pterigóide;
- ◆ **Ponto Articular (Ar):** ponto de intersecção da borda posterior do ramo e contorno inferior da base do crânio;
- ◆ **Ponto Antegônio (Ag):** ponto mais inferior da parte posterior da base da mandíbula;
- ◆ **Ponto Pós-gônio (Ks):** ponto mais posterior da parte inferior do ramo da mandíbula;
- ◆ **Ponto R1:** ponto mais profundo da concavidade da borda anterior do ramo da mandíbula;
- ◆ **Ponto R3:** ponto mais inferior da concavidade da incisura mandibular sigmóide do ramo mandibular;

- ◆ **Ponto Protuberância Mental (Pm):** ponto localizado na curvatura da borda anterior da sínfise, quando a curvatura passa de côncava para convexa;
- ◆ **Ponto Condilion (Co):** ponto mais superior e posterior do côndilo mandibular (Vedovello-Filho *et al.*, 2007) (figura 3).

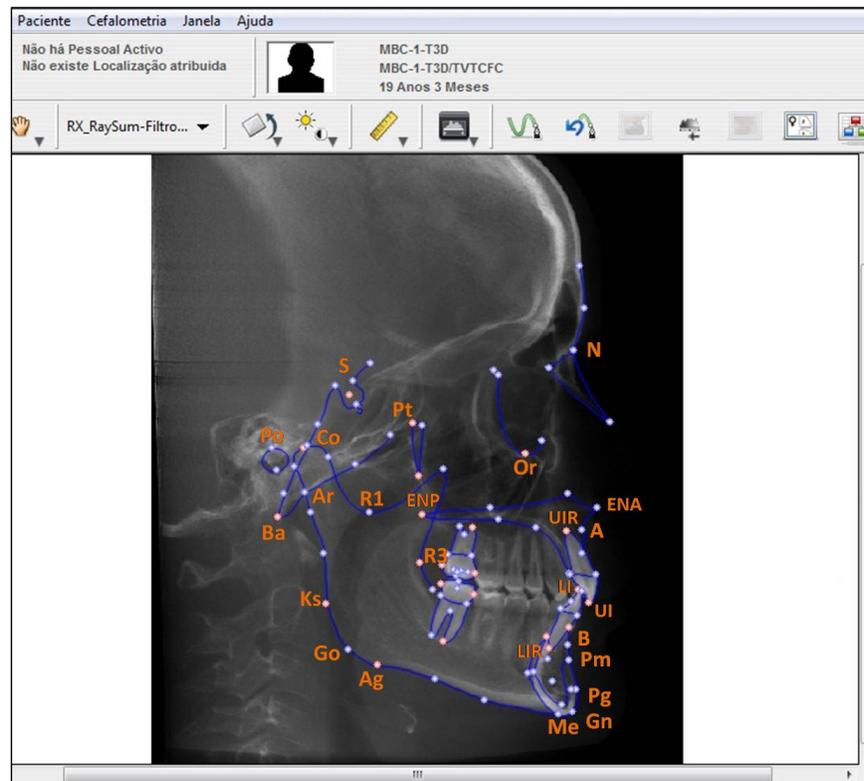


Figura 3 – Pontos Cefalométricos utilizados.

4.4.3.2. Descrição das grandezas cefalométricas angulares

As grandezas cefalométricas angulares foram tomadas de diferentes análises cefalométricas para evitar a dependência de alguma análise cefalométrica específica, sendo geradas 12 medidas angulares que foram:

- ◆ **FMIA:** longo eixo do incisivo inferior / Plano de Frankfurt (Po - Or);
- ◆ **SNA:** ângulo formado entre os pontos S, N, e ponto A;
- ◆ **Ângulo Interincisivo (I1 * I1):** ângulo entre as linhas do longo eixo dos incisivos formada entre os pontos incisal e ápice radicular do incisivo inferior e superior;

- ◆ **Ângulo da Profundidade Facial (APF):** Plano Facial (Násio - Pogônio) / Plano de Frankfurt (Po - Or);
- ◆ **FMA:** Plano Mandibular (Go - Me) / Plano de Frankfurt (Po - Or);
- ◆ **SNB:** ângulo formado entre os pontos S, N, e ponto B;
- ◆ **Ângulo da Altura Facial Inferior (AAFI):** ENA - Xi - protuberância mentual;
- ◆ **Ângulo do Eixo Facial (AEF):** Násio - Básio / Pterigóide - Gnátio;
- ◆ **Ângulo goníaco (AG) :** Articular - Gônio construído / Gônio construído - Mentoniano;
- ◆ **IMPA:** eixo do Incisivo Inferior / Plano Mandibular (Go- Me);
- ◆ **Ângulo da inclinação do Incisivo Superior (AiIS):** longo eixo do Incisivo Superior / Plano palatino (ENA - ENP);
- ◆ **Ângulo do Cone Facial (ACF):** Plano Facial (Násio - Pogônio) / Plano Mandibular (Go - Me) (figura 4).

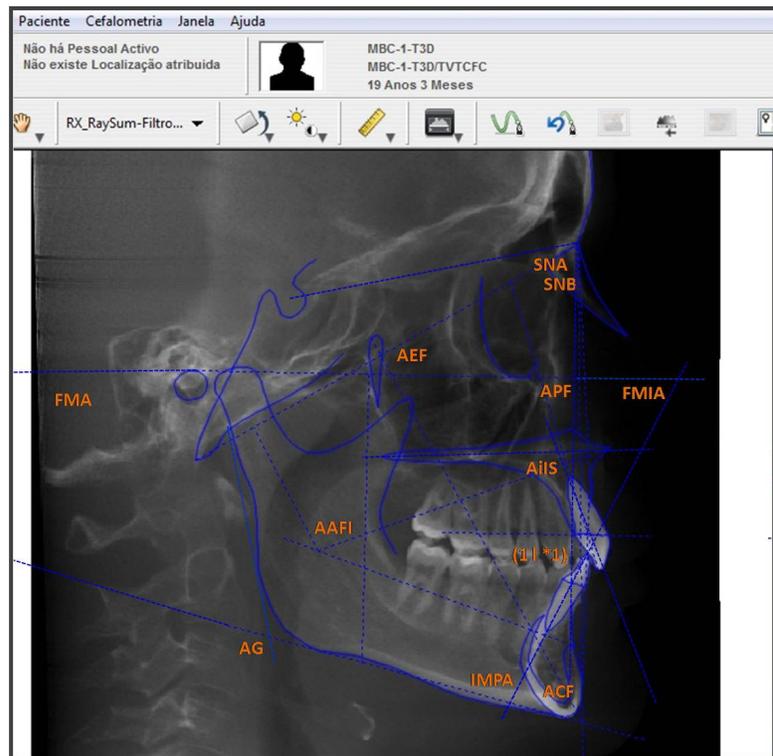


Figura 4 – Grandezas Angulares utilizadas na Análise LR. configurada no *Software Nemotec*.

4.4.4. Método para a obtenção das grandezas cefalométricas angulares nas telerradiografias em norma lateral

Para a avaliação e obtenção das medidas, as imagens foram previamente calibradas, pelos autores da pesquisa, por meio da ferramenta de calibração do módulo Nemoceph 2D do *Software* Nemotec, colocando um extremo e outro da régua digital acima da imagem da régua utilizada para a digitalização das imagens, correspondendo à comparação com uma medida real de distância de 100 mm. Essa configuração de calibração foi feita uma única vez no início para cada imagem e posteriormente arquivada. Uma vez calibradas as imagens, foi programada no *software* a realização da “Análise-LR”, deixando assim a imagem pronta para a avaliação.

Assim, dois examinadores experientes, previamente calibrados na identificação dos pontos de referência utilizados para as medidas e na manipulação do módulo Nemoceph 2D do *Software* Nemotec, avaliaram a amostra no mesmo monitor, localizando os pontos de referência, utilizando apenas as ferramentas de brilho, contraste e magnificação, próprias do software, logo, o programa do módulo Nemoceph 2D automaticamente calculava as medidas das grandezas cefalométricas angulares (figura 5).

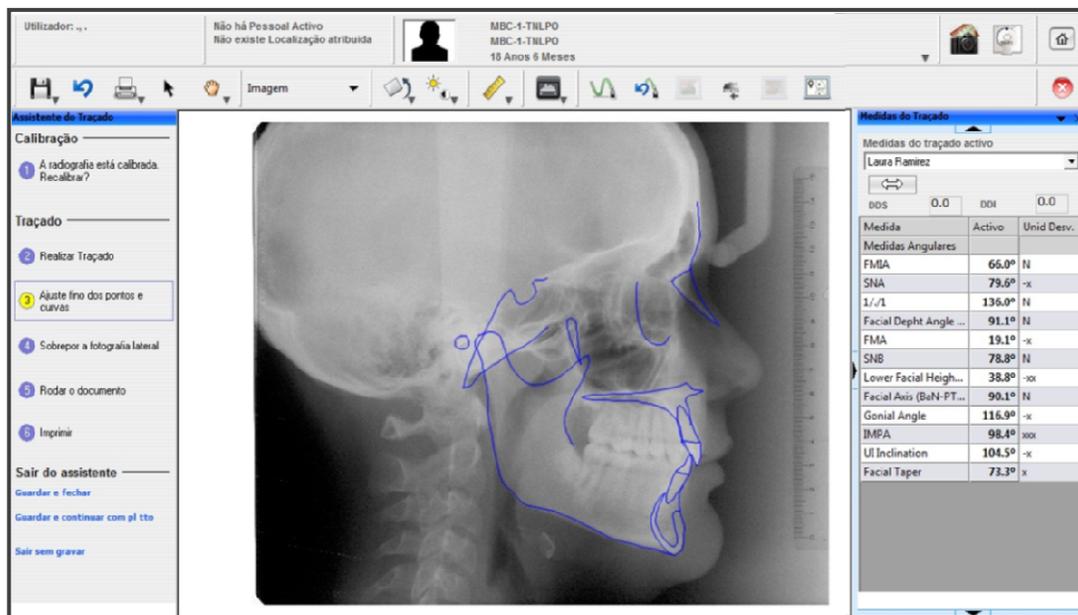


Figura 5 – Obtenção das grandezas angulares na TNL, com o Módulo Nemoceph 2D.

O procedimento foi realizado de forma independente, dividindo-se as 58 imagens em 5 subgrupos, contendo os três primeiros 12 imagens e os outros dois 11 imagens cada, para evitar o erro de medida por fadiga visual do avaliador. A avaliação de cada imagem foi feita de forma aleatória, sendo que cada um dos examinadores escolhia por sorteio a imagem para ser avaliada em cada subgrupo. Finalmente foi feita a repetição de todas as avaliações 15 dias depois, para toda a amostra.

Para a obtenção da medida “padrão-ouro”, foi utilizada a media das 4 medidas (média das médias de cada examinador) como sugeriram Baumrind & Frantz (1971b) a qual serviu para comparação com cada uma das medidas das reconstruções em 2D e 3D do volume de TCFC testadas.

4.4.5. Método para a obtenção das reconstruções cefalométricas virtuais em 2D e 3D do volume da TCFC

Uma vez importadas as imagens para o *Software* Nemotec, foi realizada a reformatação do volume, no módulo Nemoceph 3D, para verificar a posição correta da cabeça do paciente. Essa reformatação foi feita no corte sagital para colocação anterior ou posterior do volume; no corte coronal para a colocação direita e esquerda do volume; e no corte axial para a rotação direta e esquerda do volume. Finalizada a reformatação, o conjunto de dados volumétricos foi visualizado em janelas de reconstruções transaxiais ou multiplanares (MPR) e de volume.

Os cortes nos planos sagital, frontal e axial das MPR foram utilizados para selecionar a melhor região correspondente a cada um dos pontos, que foram utilizados para a análise das grandezas cefalométricas angulares e uma vez selecionada a melhor região foi feita a criação dessa imagem a partir do corte sagital (figura 6), sendo:

1. Corte sagital mediano;
2. Corte da borda incisal do incisivo central superior direito;
3. Corte do ápice do incisivo central superior direito;

4. Corte da borda incisal do incisivo central inferior direito;
5. Corte do ápice do incisivo central inferior direito;
6. Corte da borda incisal do incisivo central superior esquerdo;
7. Corte do ápice do incisivo central superior esquerdo;
8. Corte da borda incisal do incisivo central inferior esquerdo;
9. Corte do ápice do incisivo central inferior esquerdo;
10. Corte da entrada ao conduto auricular externo (CAE) do lado direito;
11. Corte da entrada do conduto auricular externo do lado esquerdo.

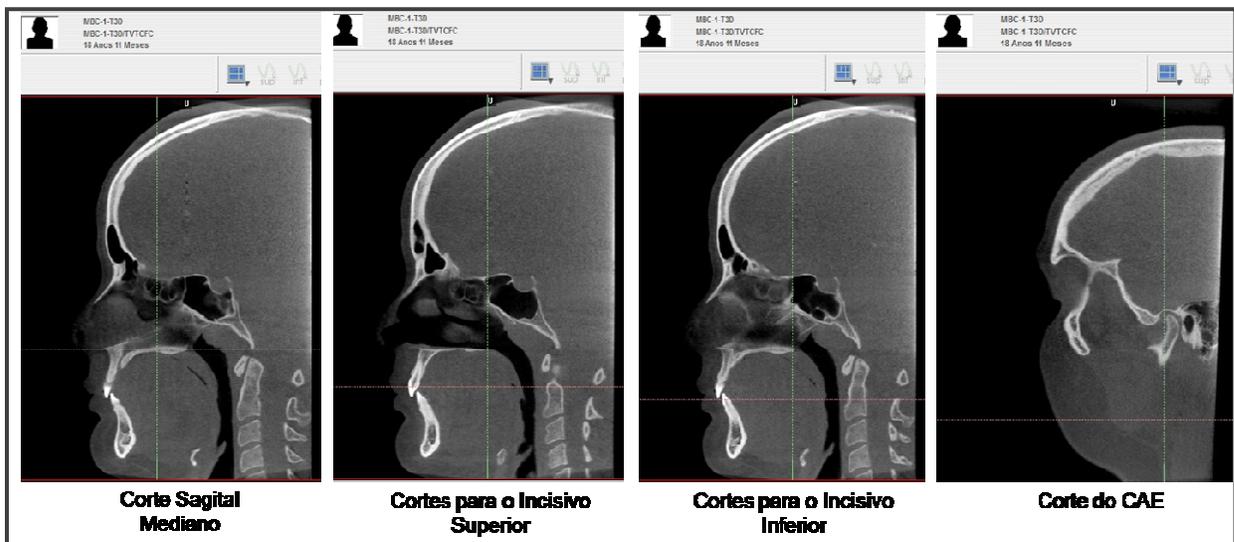


Figura 6 – Seleção dos cortes sagitais, com auxílio do Módulo Nemoceph 3D do Software.

Outras projeções ortogonais (raios paralelos) inteiras e do lado direito e esquerdo foram criadas ou construídas posteriormente, a partir do conjunto de dados do volume (figura 7 e 8), sendo:

1. Projeção *RaySum* inteira;
2. Projeção de máxima intensidade (MIP), inteira;
3. Projeção *RaySum* do lado direito;
4. Projeção de máxima intensidade do lado direito;
5. Projeção *RaySum* do lado esquerdo;

6. Projeção de máxima intensidade do lado esquerdo.

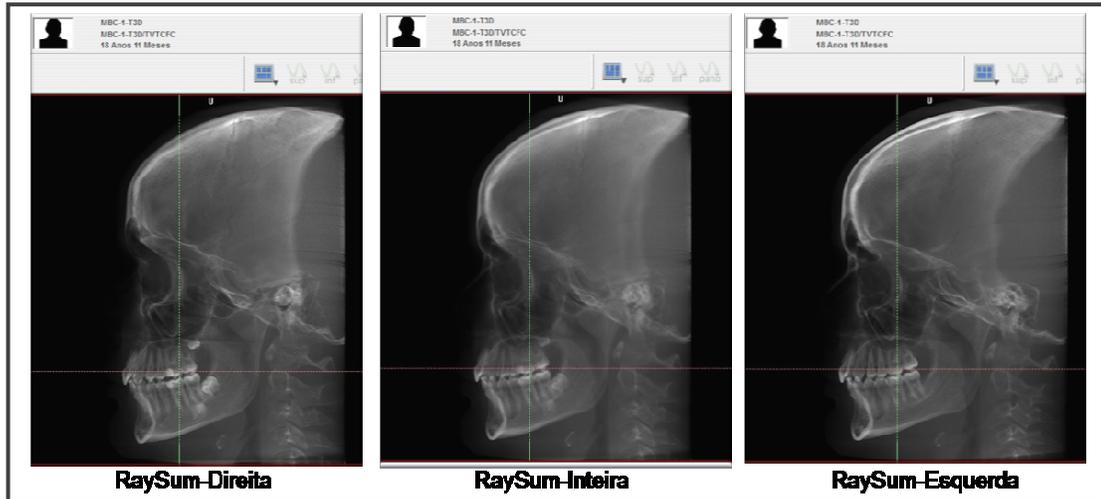


Figura 7 - Projeções *RaySum* criadas a partir do volume da TCFC com o Módulo Nemoceph 3D do *Software*.

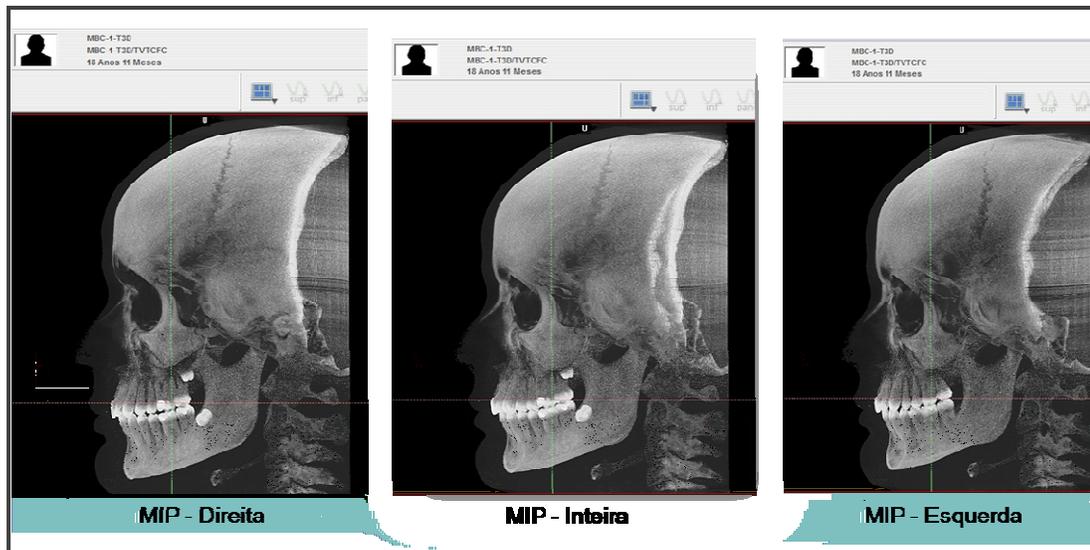


Figura 8 – Projeções MIP criadas a partir do volume da TCFC, com o Módulo Nemoceph 3D do *Software*.

Com todas essas imagens foram geradas três modalidades de telerradiografias virtuais chamadas:

I. Telerradiografia virtual em 2D (TV2D):

- Projeção *RaySum* inteira.

II. Telerradiografia virtual em 2D de máxima intensidade (TV2DMI):

- Projeção *RaySum* inteira;
- Projeção de máxima intensidade (MIP), inteira.

III. Telerradiografias por cortes tomográficos em 3D (TCT3D):

III.1 Lado direito:

- Corte sagital mediano;
- Corte da borda incisal do incisivo central superior direito;
- Corte do ápice do incisivo central superior direito;
- Corte da borda incisal do incisivo central inferior direito;
- Corte do ápice do incisivo central inferior direito;
- Corte da entrada do conduto auricular externo do lado direito;
- Projeção *RaySum* do lado direito;
- Projeção de máxima intensidade do lado direito;

III.2 Lado esquerdo:

- Corte sagital mediano;
- Corte da borda incisal do incisivo central esquerdo;
- Corte do ápice do incisivo central esquerdo;
- Corte da borda incisal do incisivo central inferior esquerdo;
- Corte do ápice do incisivo central inferior esquerdo;
- Corte da entrada do conduto auricular externo do lado esquerdo;
- Projeção *RaySum* do lado esquerdo;
- Projeção de máxima intensidade do lado esquerdo.

Sendo assim, cada indivíduo apresentou as três modalidades de imagem, as quais foram avaliadas e comparadas com as telerradiografias em norma lateral (padrão-ouro) (figura 9).

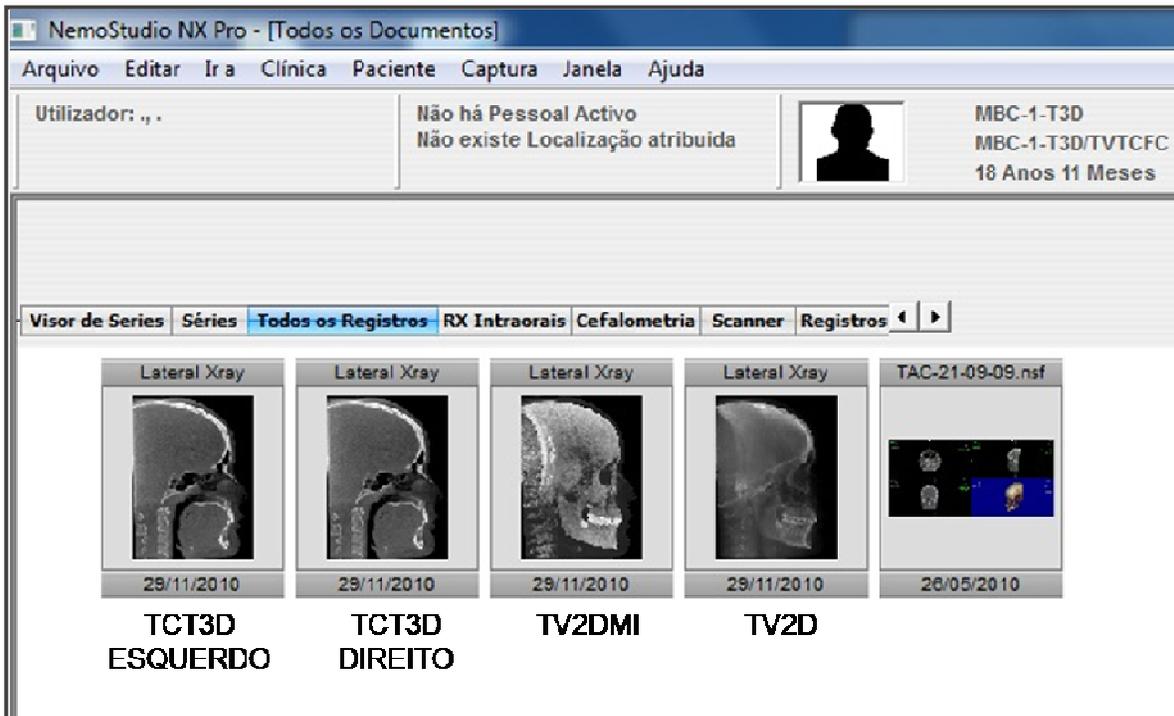


Figura 9 – Modalidades de imagens 2D e 3D derivadas da reconstrução da TCFC.

4.4.6. Método para a obtenção das grandezas cefalométricas angulares nas três modalidades das imagens de tomografias computadorizadas de feixe cônico

Para a avaliação e obtenção das medidas, foi utilizado módulo Nemoceph 2D do *Software* Nemotec; para isso, inicialmente foi programada a utilização da “Análise-LR” da pesquisa.

A avaliação das modalidades de imagem testadas foi feita por três examinadores experientes, os quais foram também calibrados previamente, tanto na identificação dos pontos de referência utilizados para as medidas, em cada uma das modalidades, quanto na manipulação do módulo Nemoceph 2D do *Software* Nemotec. Esses examinadores avaliaram a amostra, em cada uma das modalidades, em um mesmo monitor, sob condições ideais de iluminação, localizando os pontos de referência, em seguida, os valores das

medidas das grandezas cefalométricas angulares foram calculados pelo software, automaticamente e copiados para o ExcelTM 2007.

O procedimento foi realizado de forma independente, dividindo-se as 58 imagens de cada modalidade, em 5 subgrupos, contendo os três primeiros 12 imagens e os outros dois com 11 imagens cada, para evitar o erro de medida por fadiga visual do avaliador, com intervalo de 2 dias entre as avaliações. A escolha da modalidade avaliada a cada vez foi feita de forma aleatória para cada um dos examinadores e, dentro de cada modalidade a avaliação das imagens dos indivíduos foi feita também de forma aleatória, sendo que cada um dos examinadores escolhia por sorteio, a modalidade e a imagem do indivíduo para ser avaliada em cada subgrupo. Finalmente, foi feita a repetição das avaliações para cada modalidade com um intervalo de 15 dias, para toda a amostra.

A demarcação dos pontos foi realizada por meio da seguinte metodologia:

I. Telerradiografia virtual em 2D (TV2D).

Nessa modalidade, os examinadores unicamente contaram com o auxílio das ferramentas de brilho, contraste ou ampliação das imagens disponíveis no próprio *software*.

II. Telerradiografia virtual em 2D de máxima intensidade (TV2DMI).

Nessa modalidade os examinadores contaram com ambas as imagens *RaySum* e *MIP*, para a localização dos pontos, podendo mudar entre uma e outra imagem segundo o ponto de referência a localizar. Exemplo: para o ponto S foi escolhida a imagem *MIP* e para o ponto Pt a imagem *RaySum*; e assim sucessivamente, para cada ponto, com o único auxílio das ferramentas de brilho, contraste e aproximação, em cada uma das imagens disponíveis do *software*.

III. Telerradiografias por cortes tomográficos em 3D (TCT3D).

Nessa modalidade os examinadores contaram com as oito imagens anteriormente descritas para cada um dos lados, para a localização dos pontos; os avaliadores mudavam entre uma e outra imagem segundo o ponto de referência a localizar. Exemplos: para os

pontos localizados no plano sagital mediano, foram escolhidas as imagens correspondentes ao corte sagital mediano para ambos os lados, assim sucessivamente para cada ponto, segundo a imagem que correspondia, com o único auxílio das ferramentas de brilho, contraste e aproximação, em cada uma das imagens disponíveis do software.

Em seguida os valores das medidas angulares foram calculados pelo software e copiados para o ExcelTM 2007. A média das duas medidas foi considerada como a medida definitiva para cada examinador, para posteriormente ser extraída a média das médias de todos os avaliadores, resultando assim na medida definitiva para cada modalidade radiográfica (Baumrind & Frantz, 1971b), que finalmente foi comparada com a do “padrão-ouro”.

As medidas da telerradiografias por cortes tomográficos em 3D, do lado direito e do lado esquerdo foram avaliadas de forma isolada para ambos os lados. Os valores obtidos a partir de cada uma das modalidades foram tabulados e analisados (figura 10).

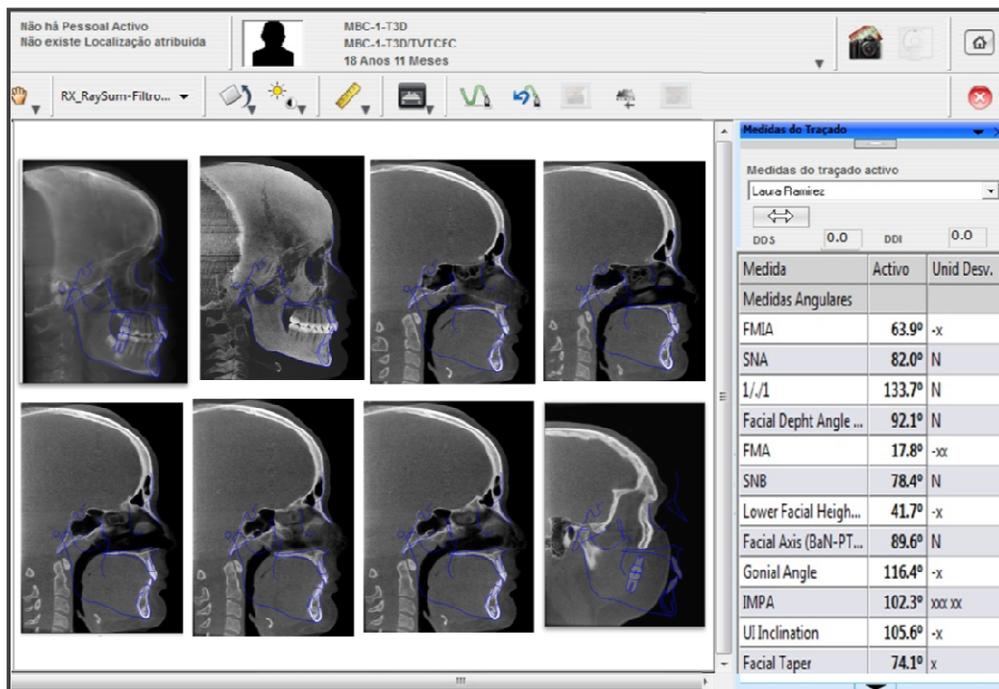


Figura 10 - Obtenção das grandezas cefalométricas angulares em imagens derivadas da reconstrução da TCFC.

4.5 Metodologia Estatística

Para a análise dos dados da pesquisa foram utilizados os programas Excel[®] 2000, o pacote estatístico SPSS[®] (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 17.0 para Windows e o SAS[®] (*Statistical Analysis Software*) versão 9.2 para Windows.

Como a pesquisa obteve várias medidas, repetidas duas vezes em um intervalo de 15 dias, foi necessário, portanto, avaliar a reprodutibilidade inter e intraexaminador dos métodos de obtenção dessas medidas. Para isso foi calculado o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) e respectivo intervalo de confiança (IC) de 95%.

Para calcular as diferenças estatísticas entre as modalidades testadas e o padrão ouro, foram realizadas análises descritivas para cada medida angular, em cada modalidade, com a análise de variância para medidas repetidas (ANOVA) com teste de Dunnett, com o nível de significância de 5%.

Finalmente foi analisada a validade das medidas, para cada medida angular, nas imagens de telerradiografias reconstruídas da TCFC, comparando-as com as medidas das telerradiografias em norma lateral (padrão-ouro), por meio da análise da diferença ou erro absoluto das médias com o respectivo desvio padrão, bem como o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) entre essas medidas com o intervalo de confiança do 95%.

5. RESULTADOS

As tabelas com os dados originais das mensurações realizadas nas telerradiografias em norma lateral, telerradiografias virtual em 2D (TV2D), telerradiografias virtual em 2D de máxima intensidade (TV2DMI), bem como nas telerradiografias por cortes tomográficos em 3D (TCT3D) de ambos os lados, reconstruídas a partir do volume da tomografia computadorizada de feixe cônico, estão a seguir:

5.1 Análise da reprodutibilidade das medidas nas TV2D, TV2DMI, e TCT3D

Os resultados demonstram a análise das medidas realizadas nas (TV2D), (TV2DMI), e nas (TCT3D), em que foi verificada a reprodutibilidade, das medidas, intraexaminador e interexaminador, sendo que para isto foi calculado o coeficiente de correlação intraclassa (CCI) e respectivo limite de intervalo de confiança (IC) de 95%.

5.1.1 Reprodutibilidade Intraexaminador

As tabelas 1, 2, 3 e 4 apresentam os resultados das correlações intraclassa das modalidades TV2D, TV2DMI e TCT3D do lado direito e esquerdo, respectivamente. Foram observados valores próximos de “1”, para todas as modalidades para os três examinadores, o que representa uma correlação excelente, segundo a interpretação do CCI de Szklo & Nieto (2000). Além disso, para todas as modalidades o intervalo de confiança foi estreito para os três examinadores.

As especificações da análise para cada modalidade são abaixo apresentadas com as respectivas tabelas.

Tabela 1: Reprodutibilidade intraexaminador para as telerradiografias virtual em 2D (TV2D), considerando as medidas angulares.

Medida Angular	Examinador					
	01		02		03	
	CCI*	IC 95%	CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%
FMIA	0,941	(0,901 – 0,965)	0,970	(0,949 – 0,982)	0,972	(0,952 – 0,983)
SNA	0,934	(0,888 – 0,961)	0,953	(0,920 – 0,972)	0,949	(0,914 – 0,970)
Ângulo Interincisivo	0,960	(0,932 – 0,976)	0,975	(0,957 – 0,985)	0,962	(0,935 – 0,977)
Ângulo da Profundidade Facial	0,934	(0,889 – 0,961)	0,975	(0,957 – 0,985)	0,974	(0,956 – 0,984)
FMA	0,960	(0,933 – 0,977)	0,927	(0,953 – 0,984)	0,984	(0,973 – 0,991)
SNB	0,960	(0,932 – 0,976)	0,986	(0,976 – 0,992)	0,970	(0,949 – 0,982)
Altura Facial Inferior	0,953	(0,921 – 0,972)	0,959	(0,931 – 0,976)	0,961	(0,934 – 0,977)
Ângulo do Eixo Facial	0,964	(0,939 – 0,979)	0,973	(0,954 – 0,984)	0,960	(0,933 – 0,977)
Ângulo Goníaco	0,954	(0,923 – 0,973)	0,978	(0,964 – 0,987)	0,931	(0,983 – 0,959)
IMPA	0,948	(0,912 – 0,969)	0,970	(0,949 – 0,982)	0,970	(0,959 – 0,982)
Inclinação IS	0,965	(0,941 – 0,979)	0,972	(0,953 – 0,983)	0,964	(0,939 – 0,979)
Cone Facial	0,984	(0,973 – 0,991)	0,988	(0,979 – 0,993)	0,992	(0,987 – 0,995)

CCI=Coeficiente de correlação intraclasse

IC= Intervalo de confiança

Na tabela 1, observa-se que o CCI variou de 0,992 (Cone Facial) a 0,931 (Ângulo Goníaco).

Tabela 2: Reprodutibilidade intraexaminador para as telerradiografias virtual em 2D de máxima intensidade (TV2DMI), considerando as medidas angulares.

Medida Angular	Examinador					
	01		02		03	
	CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%
FMIA	0,931	(0,883 – 0,959)	0,974	(0,955 – 0,984)	0,967	(0,944 – 0,980)
SNA	0,939	(0,896 – 0,964)	0,939	(0,896 – 0,964)	0,957	(0,927 – 0,974)
Ângulo Interincisivo	0,940	(0,899 – 0,965)	0,971	(0,951 – 0,983)	0,956	(0,962 – 0,974)
Ângulo da Profundidade Facial	0,929	(0,880 – 0,958)	0,977	(0,961 – 0,986)	0,977	(0,960 – 0,986)
FMA	0,945	(0,907 – 0,967)	0,977	(0,961 – 0,986)	0,977	(0,961 – 0,986)
SNB	0,932	(0,885 – 0,960)	0,989	(0,982 – 0,994)	0,968	(0,945 – 0,981)
Altura Facial Inferior	0,975	(0,957 – 0,985)	0,972	(0,952 – 0,983)	0,983	(0,972 – 0,990)
Ângulo do Eixo Facial	0,943	(0,904 – 0,966)	0,986	(0,977 – 0,992)	0,983	(0,971 – 0,990)
Ângulo Goníaco	0,900	(0,831 – 0,941)	0,974	(0,955 – 0,984)	0,930	(0,881 – 0,958)
IMPA	0,942	(0,901 – 0,965)	0,970	(0,949 – 0,982)	0,960	(0,939 – 0,979)
Inclinação IS	0,942	(0,930 – 0,966)	0,970	(0,949 – 0,982)	0,972	(0,953 – 0,984)
Cone Facial	0,974	(0,956 – 0,985)	0,989	(0,981 – 0,993)	0,991	(0,985 – 0,995)

CCI=Coeficiente de correlação intraclassa

IC= Intervalo de confiança

Na tabela 2, observa-se que o CCI variou de 0,991 (Cone Facial) a 0,900 (Ângulo Goníaco).

Tabela 3: Reprodutibilidade intraexaminador para as telerradiografias por cortes tomográficos em 3D (TCT3D) do lado direito, considerando as medidas angulares.

Medida Angular	Examinador					
	01		02		03	
	CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%
FMIA	0,984	(0,974 – 0,991)	0,978	(0,963 – 0,987)	0,984	(0,973 – 0,991)
SNA	0,944	(0,906 – 0,967)	0,965	(0,940 – 0,979)	0,987	(0,978 – 0,992)
Ângulo Interincisivo	0,987	(0,978 – 0,992)	0,982	(0,970 – 0,990)	0,983	(0,971 – 0,990)
Ângulo da Profundidade Facial	0,984	(0,973 – 0,991)	0,984	(0,973 – 0,991)	0,983	(0,970 – 0,982)
FMA	0,984	(0,973 – 0,991)	0,977	(0,967 – 0,986)	0,986	(0,976 – 0,992)
SNB	0,971	(0,951 – 0,983)	0,973	(0,954 – 0,984)	0,990	(0,983 – 0,994)
Altura Facial Inferior	0,978	(0,964 – 0,987)	0,968	(0,946 – 0,981)	0,983	(0,971 – 0,990)
Ângulo do Eixo Facial	0,982	(0,970 – 0,990)	0,982	(0,970 – 0,990)	0,989	(0,981 – 0,994)
Ângulo Goníaco	0,954	(0,922 – 0,973)	0,990	(0,983 – 0,994)	0,979	(0,965 – 0,988)
IMPA	0,975	(0,957 – 0,985)	0,975	(0,958 – 0,985)	0,986	(0,976 – 0,991)
Inclinação IS	0,987	(0,977 – 0,992)	0,987	(0,978 – 0,992)	0,986	(0,976 – 0,992)
Cone Facial	0,990	(0,984 – 0,994)	0,993	(0,988 – 0,996)	0,993	(0,988 – 0,996)

CCI=Coefficiente de correlação intraclasse

IC= Intervalo de confiança

Na tabela 3, observa-se que o CCI variou de 0,993 (Cone Facial) a 0,944 (SNA).

Tabela 4: Reprodutibilidade intraexaminador para as telerradiografias por cortes tomográficos em 3D (TCT3D) do lado esquerdo, considerando as medidas angulares.

Medida Angular	Examinador					
	01		02		03	
	CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%
FMIA	0,981	(0,986 – 0,989)	0,982	(0,970 – 0,989)	0,987	(0,978 – 0,992)
SNA	0,971	(0,951 – 0,983)	0,955	(0,924 – 0,973)	0,987	(0,978 – 0,992)
Ângulo Interincisivo	0,984	(0,974 – 0,991)	0,984	(0,973 – 0,990)	0,987	(0,978 – 0,992)
Ângulo da Profundidade Facial	0,978	(0,963 – 0,987)	0,950	(0,916 – 0,970)	0,982	(0,970 – 0,990)
FMA	0,981	(0,968 – 0,989)	0,981	(0,968 – 0,989)	0,976	(0,960 – 0,986)
SNB	0,956	(0,926 – 0,974)	0,966	(0,943 – 0,980)	0,986	(0,976 – 0,992)
Altura Facial Inferior	0,983	(0,971 – 0,990)	0,973	(0,954 – 0,984)	0,975	(0,958 – 0,985)
Ângulo do Eixo Facial	0,985	(0,975 – 0,991)	0,989	(0,981 – 0,993)	0,992	(0,986 – 0,995)
Ângulo Goníaco	0,964	(0,940 – 0,979)	0,970	(0,949 – 0,982)	0,981	(0,967 – 0,988)
IMPA	0,982	(0,969 – 0,989)	0,979	(0,964 – 0,987)	0,985	(0,975 – 0,991)
Inclinação IS	0,946	(0,909 – 0,968)	0,991	(0,984 – 0,995)	0,990	(0,982 – 0,994)
Cone Facial	0,984	(0,974 – 0,991)	0,990	(0,983 – 0,994)	0,983	(0,972 – 0,990)

CCI=Coeficiente de correlação intraclassa

IC= Intervalo de confiança

Na tabela 4, observa-se que o CCI variou de 0,992 (Ângulo do Eixo Facial) a 0,950 (Ângulo da Profundidade Facial).

5.1.2 Reprodutibilidade Interexaminador

As tabelas 5, 6, 7 e 8 apresentam os resultados das correlações intraclasse das modalidades TV2D, TV2DMI e TCT3D do lado direito e esquerdo respectivamente. Foram observados também valores próximos de “1”, para todas as modalidades entre os três examinadores, o que representa uma correlação excelente, segundo a interpretação do CCI de Szklo & Nieto (2000). Além disso, para todas as modalidades, o intervalo de confiança foi estreito para os três examinadores.

As especificações da análise para cada modalidade são a seguir apresentadas com as respectivas tabelas.

Tabela 5: Reprodutibilidade interexaminador para a telerradiografia virtual em 2D (TV2D), considerando as medidas angulares.

Medida Angular	Exa.	02		03	
		CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%
FMIA	01	0,975	(0,958-0,985)	0,974	(0,956-0,985)
	02	----	----	0,985	(0,975-0,991)
SNA	01	0,931	(0,884-0,959)	0,918	(0,861-0,951)
	02	----	----	0,960	(0,933-0,977)
Ângulo Interincisivo	01	0,978	(0,963-0,987)	0,978	(0,962-0,987)
	02	----	----	0,985	(0,974-0,991)
Ângulo da Profundidade Facial	01	0,939	(0,897-0,964)	0,955	(0,924-0,973)
	02	----	----	0,985	(0,975-0,991)
FMA	01	0,971	(0,950-0,983)	0,979	(0,965-0,988)
	02	----	----	0,989	(0,981-0,993)
SNB	01	0,959	(0,931-0,976)	0,958	(0,929-0,975)
	02	----	----	0,984	(0,973-0,991)
Altura Facial Inferior	01	0,983	(0,971-0,990)	0,976	(0,959-0,986)
	02	----	----	0,974	(0,955-0,984)
Ângulo do Eixo Facial	01	0,974	(0,957-0,985)	0,970	(0,950-0,982)
	02	----	----	0,980	(0,966-0,988)
Ângulo Goníaco	01	0,922	(0,869-0,954)	0,949	(0,914-0,970)
	02	----	----	0,952	(0,919-0,972)
IMPA	01	0,975	(0,958-0,985)	0,971	(0,952-0,983)
	02	----	----	0,980	(0,966-0,988)
Inclinação IS	01	0,976	(0,959-0,986)	0,964	(0,939-0,979)
	02	----	----	0,977	(0,960-0,986)
Cone Facial	01	0,993	(0,988-0,996)	0,990	(0,984-0,994)
	02	----	----	0,992	(0,986-0,995)

CCI=Coeficiente de correlação intraclasse

IC= Intervalo de confiança

Na tabela 5, observa-se que o CCI variou de 0,989 (FMA) a 0,918 (SNA).

Tabela 6: Reprodutibilidade interexaminador para a telerradiografia virtual em 2D de máxima intensidade (TV2DMI), considerando as medidas angulares.

Medida Angular	Exa.	02		03	
		CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%
FMIA	01	0,976	(0,959-0,986)	0,980	(0,967-0,988)
	02	----	----	0,982	(0,970-0,989)
SNA	01	0,981	(0,968-0,989)	0,973	(0,954-0,984)
	02	----	----	0,965	(0,940-0,979)
Ângulo Interincisivo	01	0,975	(0,958-0,985)	0,974	(0,956-0,984)
	02	----	----	0,981	(0,968-0,989)
Ângulo da Profundidade Facial	01	0,968	(0,946-0,981)	0,963	(0,938-0,978)
	02	----	----	0,983	(0,972-0,990)
FMA	01	0,983	(0,971-0,990)	0,984	(0,972-0,990)
	02	----	----	0,984	(0,973-0,990)
SNB	01	0,978	(0,963-0,987)	0,974	(0,957-0,985)
	02	----	----	0,981	(0,968-0,989)
Altura Facial Inferior	01	0,998	(0,997-0,999)	0,998	(0,998-0,999)
	02	----	----	0,998	(0,998-0,999)
Ângulo do Eixo Facial	01	0,999	(0,998-0,999)	0,999	(0,999-0,999)
	02	----	----	0,999	(0,998-0,999)
Ângulo Goníaco	01	0,999	(0,999-1,000)	1,000	(0,999-1,000)
	02	----	----	1,000	(0,999-1,000)
IMPA	01	0,998	(0,997-0,999)	0,998	(0,997-0,999)
	02	----	----	0,999	(0,998-0,999)
Inclinação IS	01	0,999	(0,998-0,999)	0,999	(0,998-0,999)
	02	----	----	0,999	(0,999-0,999)
Cone Facial	01	0,998	(0,998-0,999)	0,998	(0,997-0,999)
	02	----	----	0,999	(0,998-0,999)

CCI=Coeficiente de correlação intraclasse

IC= Intervalo de confiança

Na tabela 6, observa-se que o CCI variou de 1,000 (ângulo Goníaco) a 0,963 (Ângulo da Profundidade Facial).

Tabela 7: Reprodutibilidade interexaminador para as telerradiografias por cortes tomográficos em 3D (TCT3D) do lado direito, considerando as medidas angulares.

Medida Angular	Exa.	02		03	
		CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%
FMIA	01	0,988	(0,979-0,993)	0,993	(0,989-0,996)
	02	----	----	0,990	(0,982-0,994)
SNA	01	0,985	(0,975-0,991)	0,979	(0,964-0,987)
	02	----	----	0,976	(0,960-0,986)
Ângulo Interincisivo	01	0,991	(0,985-0,995)	0,995	(0,991-0,997)
	02	----	----	0,990	(0,984-0,994)
Ângulo da Profundidade Facial	01	0,983	(0,971-0,990)	0,994	(0,990-0,996)
	02	----	----	0,984	(0,972-0,990)
FMA	01	0,985	(0,975-0,991)	0,992	(0,987-0,995)
	02	----	----	0,988	(0,980-0,993)
SNB	01	0,984	(0,973-0,990)	0,987	(0,978-0,992)
	02	----	----	0,980	(0,966-0,988)
Altura Facial Inferior	01	0,989	(0,981-0,993)	0,983	(0,971-0,990)
	02	----	----	0,988	(0,980-0,993)
Ângulo do Eixo Facial	01	0,984	(0,974-0,991)	0,991	(0,985-0,995)
	02	----	----	0,993	(0,987-0,996)
Ângulo Goníaco	01	0,984	(0,973-0,990)	0,982	(0,969-0,989)
	02	----	----	0,990	(0,984-0,994)
IMPA	01	0,988	(0,980-0,993)	0,991	(0,984-0,994)
	02	----	----	0,990	(0,983-0,994)
Inclinação IS	01	0,995	(0,991-0,997)	0,995	(0,992-0,997)
	02	----	----	0,993	(0,988-0,996)
Cone Facial	01	0,994	(0,989-0,996)	0,992	(0,987-0,995)
	02	----	----	0,992	(0,987-0,996)

CCI=Coeficiente de correlação intraclasse

IC= Intervalo de confiança

Na tabela 7, observa-se que o CCI variou de 0,995 (Inclinação IS) a 0,976 (SNA).

Tabela 8: Reprodutibilidade interexaminador para as telerradiografias por cortes tomográficos em 3D (TCT3D) do lado esquerdo, considerando as medidas angulares.

Medida Angular	Exa.	02		03	
		CCI *	IC 95%	CCI *	IC 95%
FMIA	01	0,985	(0,974-0,991)	0,992	(0,986-0,995)
	02	----	----	0,991	(0,984-0,994)
SNA	01	0,980	(0,966-0,988)	0,987	(0,978-0,992)
	02	----	----	0,984	(0,972-0,990)
Ângulo Interincisivo	01	0,991	(0,985-0,995)	0,994	(0,991-0,997)
	02	----	----	0,993	(0,988-0,996)
Ângulo da Profundidade Facial	01	0,972	(0,952-0,983)	0,991	(0,986-0,995)
	02	----	----	0,979	(0,964-0,987)
FMA	01	0,986	(0,977-0,992)	0,992	(0,987-0,996)
	02	----	----	0,986	(0,977-0,992)
SNB	01	0,985	(0,974-0,991)	0,984	(0,973-0,990)
	02	----	----	0,979	(0,965-0,988)
Altura Facial Inferior	01	0,986	(0,976-0,992)	0,990	(0,983-0,994)
	02	----	----	0,991	(0,985-0,995)
Ângulo do Eixo Facial	01	0,990	(0,982-0,998)	0,993	(0,988-0,996)
	02	----	----	0,994	(0,990-0,996)
Ângulo Goníaco	01	0,976	(0,960-0,986)	0,982	(0,969-0,989)
	02	----	----	0,989	(0,982-0,994)
IMPA	01	0,986	(0,977-0,992)	0,989	(0,982-0,994)
	02	----	----	0,991	(0,984-0,994)
Inclinação IS	01	0,987	(0,977-0,992)	0,992	(0,987-0,995)
	02	----	----	0,991	(0,984-0,995)
Cone Facial	01	0,993	(0,988-0,969)	0,995	(0,992-0,997)
	02	----	----	0,990	(0,984-0,994)

CCI=Coeficiente de correlação intraclasse

IC= Intervalo de confiança

Na tabela 8, observa-se que o CCI variou de 0,995 (Cone Facial) a 0,972 (Ângulo da Profundidade Facial).

5.2 Análise da validade das medidas nas TV2D, TV2DMI, e TCT3D

5.2.1 Análise Descritiva e ANOVA

Tabela 9: Estatística descritiva das medidas médias e desvio padrão nas médias das TNL, e as três modalidades de telerradiografias, considerando as medidas angulares.

Medida	TNL		TV2D		TV2DMI		TCT3D DIREITO		TCT3D ESQUERDO	
	Media(°)	DP(°)	Media(°)	DP(°)	Media(°)	DP(°)	Media(°)	DP(°)	Media(°)	DP(°)
FMIA	59.6	7.7	61.8*	7.3	62.1*	7.6	61.9*	7.7	62.1*	8.4
SNA	81.4	4.4	82.4*	3.9	82.3	3.7	82.6*	3.8	82.1	3.7
Ângulo Interincisivo	127.1	9.9	128.2*	9.6	128.9*	9.8	128.5*	10.5	129.3*	10.7
Ângulo da Profundidade Facial	88.5	3.3	89.2*	3.2	89.0*	3.4	90.1*	3.4	89.7*	3.4
FMA	25.5	4.5	24.9*	4.7	24.9*	4.8	24.0*	4.9	24.0*	4.7
SNB	79.5	4.0	79.7	3.7	79.3	3.7	79.8*	3.7	79.6	3.8
Altura Facial Inferior	43.0	4.0	43.0	3.8	43.8*	3.9	43.5*	3.9	43.8*	3.8
Ângulo do Eixo Facial	90.1	4.2	90.4	4.4	90.3	4.4	90.2	4.5	90.0	4.4
Ângulo Goníaco	121.6	6.3	123.0*	6.5	122.3*	6.2	120.4*	6.4	120.8*	6.5
IMPA	96.7	7.2	95.1*	6.6	94.9*	7.0	96.3	7.3	96.1	7.9
Inclinação IS	112.1	7.6	113.*	8.0	112.3	7.8	112.0	8.6	111.4	7.7
Cone Facial	67.9	3.9	67.9	3.8	68.1	3.8	68.2*	3.9	68.5*	3.9

DP=Desvio Padrão

(*) Diferem estatisticamente do padrão ouro pelo teste de Dunnet ($P \leq 0,05$).

5.2.2 Validade

As tabelas 10, 11, 12 e 13 apresentam as diferenças das médias, em valores absolutos e os resultados das correlações intraclasse, na comparação entre a TV2D, TV2DMI, TCT3D do lado direito e esquerdo e a TNL (padrão-ouro), respectivamente.

Para o CCI foram observados valores próximos de “1”, entre cada modalidade comparada com a TNL (padrão-ouro), o que representa uma correlação excelente, segundo a interpretação do CCI de Szklo & Nieto (2000). Além disso, o intervalo de confiança foi estreito para cada modalidade comparada com a TNL.

As especificações da análise para cada modalidade foram apresentadas com a respectiva tabela.

Tabela 10: Validade das médias das medidas das TV2D, em relação ao padrão-ouro (TNL), considerando as medidas angulares.

Medida	TNL – TV2D			
	Erro absoluto (Graus)	DP	CCI	Intervalo de confiança 95%
FMIA	2.41	(1.19)	0,979	(0,964 – 0,988)
SNA	1.23	(1.13)	0,962	(0,936 – 0,978)
Ângulo Interincisivo	2.27	(1.95)	0,979	(0,964 – 0,987)
Ângulo da Profundidade Facial	1.04	(0.94)	0,964	(0,938 – 0,978)
FMA	0.97	(0.83)	0,985	(0,975 – 0,991)
SNB	0.81	(0.80)	0,979	(0,964 – 0,987)
Altura Facial Inferior	0.77	(0.70)	0,982	(0,969 – 0,989)
Ângulo do Eixo Facial	1.03	(0.81)	0,977	(0,961 – 0,986)
Ângulo Goníaco	1.87	(1.98)	0,964	(0,940 – 0,979)
IMPA	1.73	(1.72)	0,982	(0,970 – 0,989)
Inclinação IS	2.23	(1.66)	0,972	(0,952 – 0,983)
Cone Facial	0.43	(0.37)	0,955	(0,991 – 0,997)

CCI=Coeficiente de correlação intraclasse

IC= Intervalo de confiança

Baseado na tabela 9 observa-se, que as grandezas FMIA, SNA, Ângulo Interincisivo, Ângulo da Profundidade Facial, FMA, Ângulo Goníaco, IMPA e Inclinação IS apresentaram diferença estatisticamente significativa ($P \leq 0,05$), porém, com relação ao erro médio absoluto, apenas as grandezas FMIA, Ângulo Interincisivo e Inclinação IS excederam em 2° as medidas da TNL. O CCI variou de 0,985 (FMA) a 0,955 (Cone Facial).

Tabela 11: Validade das médias das medidas das TV2DMI, em relação ao padrão-ouro (TNL), considerando as medidas angulares.

Medida	TNL – TV2DMI			
	Erro absoluto (Graus)	DP	CCI	Intervalo de confiança 95%
FMIA	2.63	(1.89)	0,982	(0,969 – 0,989)
SNA	1.18	(1.19)	0,995	(0,991 – 0,997)
Ângulo Interincisivo	2.71	(1.98)	0,978	(0,964 – 0,987)
Ângulo da Profundidade Facial	1.07	(0.87)	0,961	(0,934 – 0,977)
FMA	1.07	(0.77)	0,984	(0,973 – 0,990)
SNB	0.76	(0.94)	0,975	(0,957 – 0,985)
Altura Facial Inferior	1.01	(0.72)	0,986	(0,976 – 0,992)
Ângulo do Eixo Facial	0.20	(1.23)	0,979	(0,964 – 0,987)
Ângulo Goníaco	1.15	(0.90)	0,989	(0,981 – 0,993)
IMPA	2.03	(1.45)	0,986	(0,977 – 0,992)
Inclinação IS	1.99	(1.39)	0,974	(0,956 – 0,985)
Cone Facial	0.49	(0.34)	0,995	(0,991 – 0,997)

CCI=Coeficiente de correlação intraclasse

IC= Intervalo de confiança

Baseado na tabela 9 observa-se, que as grandezas FMIA, Ângulo Interincisivo, Ângulo da Profundidade Facial, FMA, Altura Facial Inferior, Ângulo Goníaco e IMPA apresentaram diferença estatisticamente significativa ($P \leq 0,05$), porém, com relação ao erro médio absoluto entre essas, apenas FMIA, Ângulo Interincisivo e IMPA excederam em 2° as medidas da TNL. O CCI variou de 0,995 (SNA, Cone Facial) a 0,961 (Ângulo da Profundidade Facial).

Tabela 12: Validade das médias das medidas das TCT3D do lado direito, em relação ao padrão-ouro (TNL), considerando as medidas angulares.

Medida	TNL – TCT3D DIREITO			
	Erro absoluto (Graus)	DP	CCI	Intervalo de confiança 95%
FMIA	2.79	(1.82)	0,967	(0,945 – 0,981)
SNA	1.63	(1.50)	0,942	(0,902 – 0,966)
Ângulo Interincisivo	3.12	(2.67)	0,962	(0,936 – 0,978)
Ângulo da Profundidade Facial	1.71	(1.11)	0,965	(0,940 – 0,979)
FMA	1.82	(1.10)	0,975	(0,958 – 0,985)
SNB	1.01	(0.98)	0,967	(0,945 – 0,981)
Altura Facial Inferior	1.03	(0.82)	0,977	(0,960 – 0,986)
Ângulo do Eixo Facial	1.06	(1.08)	0,968	(0,947 – 0,981)
Ângulo Goníaco	1.89	(1.58)	0,970	(0,949 – 0,982)
IMPA	1.73	(1.47)	0,976	(0,959 – 0,986)
Inclinação IS	1.37	(1.88)	0,964	(0,939 – 0,978)
Cone Facial	0.79	(0.53)	0,986	(0,977 – 0,996)

CCI=Coeficiente de correlação intraclasse

IC= Intervalo de confiança

Baseado na tabela 9 observa-se, que as grandezas FMIA, SNA, Ângulo Interincisivo, Ângulo da Profundidade Facial, FMA, SNB, Altura Facial Inferior, Ângulo Goníaco e Cone Facial apresentaram diferença estatisticamente significativa ($P \leq 0,05$), porém, com relação ao erro médio absoluto entre essas grandezas, apenas Ângulo Interincisivo e FMIA excederam em 3° e 2° respectivamente, as medidas da TNL. O CCI variou de 0,986 (Cone Facial) a 0,942 (SNA).

Tabela 13: Validade das médias das medidas das TCT3D do lado esquerdo, em relação ao padrão-ouro (TNL), considerando as medidas angulares

Medida	TNL – TCT3D ESQUERDO			
	Erro absoluto (Graus)	DP	CCI	Intervalo de confiança 95%
FMIA	3.02	(2.47)	0,964	(0,938 – 0,978)
SNA	1.49	(1.31)	0,937	(0,984 – 0,963)
Ângulo Interincisivo	3.74	(2.88)	0,957	(0,927 – 0,974)
Ângulo da Profundidade Facial	1.41	(1.00)	0,965	(0,940 – 0,979)
FMA	1.68	(1.11)	0,980	(0,966 – 0,988)
SNB	0.88	(0.89)	0,973	(0,955 – 0,988)
Altura Facial Inferior	1.29	(1.08)	0,965	(0,941 – 0,979)
Ângulo do Eixo Facial	1.02	(0.98)	0,971	(0,952 – 0,983)
Ângulo Goníaco	1.71	(1.30)	0,974	(0,956 – 0,985)
IMPA	1.31	(2.09)	0,958	(0,929 – 0,975)
Inclinação IS	1.03	(1.82)	0,969	(0,947 – 0,981)
Cone Facial	0.83	(0.65)	0,988	(0,980 – 0,993)

CCI=Coeficiente de correlação intraclasse

IC= Intervalo de confiança

Baseado na tabela 9 observa-se, que as grandezas FMIA, Ângulo Interincisivo, Ângulo da Profundidade Facial, FMA, Altura Facial Inferior, Ângulo Goníaco, Cone Facial apresentaram diferença estatisticamente significativa ($P \leq 0,05$), porém, com relação ao erro médio absoluto entre essas grandezas, apenas FMIA e Ângulo Interincisivo excederam em 3° as medidas da TNL. O CCI variou de 0,988 (Cone Facial) a 0,937 (SNA).

6. DISCUSSÃO

Desde o desenvolvimento do cefalostato, a telerradiografia cefalométrica em norma lateral ou anteroposterior é um método padrão utilizado para avaliar as relações dentárias, esqueléticas e faciais. Nesse contexto, no passado, deu-se ênfase à importância de associar radiografias cefalométricas laterais e anteroposteriores para que fosse obtida uma condição diagnóstica tridimensional do paciente, chegando-se a uma definição sem distorção do esqueleto craniofacial por meio da localização do mesmo ponto em ambas as imagens e fazendo-se o uso da geometria, calculava-se a real localização tridimensional, como citou Halazonetis em 2005. Porém esse método apresentava limitações na exatidão, já que dependia da correta correspondência entre as localizações dos pontos nas duas radiografias e além disso, pontos não visíveis não podiam ser utilizados. Além disso, essa abordagem baseava-se em imagens 2D usadas para a análise de objetos 3D, inviabilizando esta abordagem como uma avaliação verdadeiramente tridimensional. Ainda soma-se o fato de que nas imagens em 2D havia perda de informação devido a limitações inerentes, erros de projeção e identificação.

Apesar das limitações inerentes das TNLs convencionais 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.

Para esta pesquisa, foram utilizados pontos de referências anatômicos localizados no plano horizontal, vertical e oblíquo para determinar as medidas das grandezas cefalométricas angulares, já que segundo Dibbets & Nolte em 2002a, Nolte *et al.* em 2003, Swennen *et al.* em 2004 e Van Vlijmen *et al.* em 2009a, nas imagens de TNL convencional, esses planos apresentam ampliação proporcional, o que justifica o uso de medidas angulares, sem necessidade da correção da magnificação na TNL para ser usados como medidas padrão-ouro e utilizá-las para testar novas ferramentas baseadas em imagens geradas a partir do volume da TCFC.

Para Yoon *et al.* em 2001, as medidas angulares das TNL são mais úteis quando se trata de minimizar os erros de projeção associado à rotação da cabeça num eixo vertical, e que a utilização de referências localizadas no plano sagital mediano para mensurações angulares apresentam ainda menos distorção. No presente trabalho, as imagens de TNL não apresentavam evidência de rotação da cabeça. Já as imagens tomográficas são livres da influência da posição da cabeça do paciente durante a sua aquisição, devido à possibilidade de reorientar o volume logo após a aquisição da imagem.

Existem estruturas deslocadas vertical e horizontalmente em proporções cefalométricas que por sua vez criam estruturas e pontos cefalométricos que não existem no paciente, tais como: a sínfise mandibular, a fossa pterigomaxilar, o ponto articular como cita Van Vlijmen *et al.* em 2010 e a literatura descreve que é impossível determinar a importância da perda dessa informações no diagnóstico e planejamento do tratamento. Assim, as modalidades de imagens testadas no presente estudo representaram projeções 2D, semelhantes a uma TNL também estudadas por Kumar *et al.* em 2007 e 2008, Cattaneo *et al.* em 2008, VanVlijmen *et al.* em 2010, Couceiro & Vilella em 2010, para utilizá-las como ponte de transição para a avaliação 3D enquanto novas pesquisas são realizadas para definir pontos de referência próprios para essa avaliação.

A TCFC introduzida na Odontologia desde 1998, segundo Sukovic em 2003, teve um significativo desenvolvimento tecnológico, que resultou em maior rapidez para sua obtenção e melhor resolução espacial da imagem, que melhoram a habilidade de identificação de pontos anatômicos de referência, aumentando a precisão e a confiabilidade do diagnóstico e do planejamento ortodôntico.

O conjunto de dados da TCFC pode fornecer uma morfologia sem distorções, tornando possível identificar estruturas craniofaciais mais naturalmente. No entanto, a identificação dos pontos de referência em 3D não é simples; recentemente, a confiabilidade e a utilidade dos pontos anatômicos utilizados para análise em 3D vêm sendo discutidas, devido a inexistência de padrões propostos e aceitos baseados em pesquisas longitudinais

como a de Lagravère *et al.* em 2008. Assim, a avaliação de pontos de referência em 3D ainda está sendo desenvolvida, e a transição do 2D para a análise em 3D pode ser conseguida através de cefalogramas sintetizados ou gerados a partir dos dados da TCFC.

As imagens de TCFC apresentam uma ampliação uniforme por tanto não apresentam magnificação entre estruturas do lado direito e esquerdo devido ao tamanho de voxel isotrópico e isto pode influenciar na exatidão de medidas cefalométricas lineares e angulares como citam Chidiac *et al.* em 2002. Além disso, é possível apresentar a face direita e esquerda do crânio em separado, evitar a sobreposição das estruturas bilaterais, e quantificar as alterações em todos os planos espaciais simultaneamente.

Na literatura, a exatidão e reprodutibilidade de medidas lineares para diferentes tipos de TCFC, quando comparadas com medidas físicas reais de crânios macerados e/ou com medidas realizadas em TNL, foram reportadas como aceitáveis, como citam os autores Lascala *et al.* (2004) Hilgers *et al.* (2005) Kumar *et al.* (2007) Ludlow *et al.* (2009) Moshiri *et al.* (2007) Berco *et al.* (2009); Brown *et al.* (2009). Somado a esses resultados Hassam *et al.* em 2009, concluíram que a variação na posição da cabeça do paciente não influencia na exatidão de medidas lineares. As afirmações descritas pelos autores supra citados 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 em 3D, que proporcionaram uma indicação muito mais precisa do crescimento e desenvolvimento craniofacial.

No estudo de Hägg *et al.* em 1998 quantificaram a reprodutibilidade intraexaminador de ângulos e distâncias cefalométricas, *in vitro* e compararam os seus resultados com um outro estudo *in vivo*. Observaram que o desvio padrão dos ângulos esqueléticos e dentários eram maiores na presença dos tecidos moles, sendo mais afetadas as medidas que incluíam o ponto násio e espinha nasal anterior. No presente estudo *in vivo*, todas as grandezas que envolviam esses pontos apresentaram diferença significativa, exceto

o ângulo do eixo facial. Essas diferenças podem ter sido devido à interferência na localização dos pontos na presença de fatores como tecidos moles, restaurações metálicas, e/ou movimento do paciente, que reduziram a qualidade das imagens da TCFC.

A identificação dos pontos de referência é fortemente afetada também pela experiência do operador (subjetividade) na localização dos pontos que pode ser tão importante quanto o método de traçado e a manipulação do *software*. Na literatura Sayinsu *et al.* em 2007, encontraram um maior erro interexaminador do que intraexaminador, nas medidas. Na presente pesquisa os resultados de reprodutibilidade intra e interexaminador para todas as grandezas angulares nas modalidades de imagem em 2D e 3D direita e esquerda da TCFC foram reportados como excelentes, isso pode ser devido a que todos os examinadores foram previamente calibrados tanto na padronização para a localização dos pontos quanto na manipulação do *software*.

Nesse estudo, foi utilizado o *software* NemoTec com o módulo Nemoceph 3D, que permite gerar imagens a partir do volume de dados e das imagens multiplanares similares com representações sagitais, entre essas a técnica de reconstrução MIP que é útil na exibição de estruturas de forma sólida, porém tem o inconveniente de impedir a visualização de pontos intracranianos; além de que as estruturas densas tendem a ocultar estruturas menos densas em relação ao plano de projeção. Com isso, pode ser prejudicado o reconhecimento de determinados pontos de referência como por exemplo; sella, porion, pterigóide, espinha nasal posterior, básion, mentoniano, borda do incisivo inferior e ápice dos incisivos superiores e inferiores. No presente estudo, não foram utilizadas apenas imagens MIP para localização dos pontos, já que as modalidades TV2DMI e TCT3D de ambos os lados apresentavam uma combinação de imagens para que o avaliador localizasse os pontos na melhor imagem que fossem observados. O que diferiu dos estudos de Cattaneo *et al.* em 2008, Van Vlijmen *et al.* em 2009a, Couceiro & Vilella em 2010, que utilizaram apenas a imagem MIP para a localização dos pontos; no entanto, essas imagens conforme utilizadas nesses estudo, tiveram que ser manipuladas por *softwares* específicos para permitir a localização dos pontos intracranianos incrementando assim o tempo de trabalho.

Na literatura, Stabrun & Danielsen, em 1982, mostraram que, em 75% da sua amostra, o ápice do incisivo inferior não pôde ser localizado com confiança por parte dos examinadores utilizando TNL; além disso, observaram que para localizar o ponto da borda do incisivo era utilizado o incisivo mais proeminente, podendo haver um erro ao se traçar o longo eixo do incisivo, considerando a possibilidade de se ter o incisivo lateral mais proeminente do que o incisivo central. Num outro estudo, Turner & Weerakone em 2001, também acharam diferenças significativas para o ângulo que abrange o longo eixo do incisivo superior ao plano S-N. No presente trabalho, nas modalidades de imagem da TCFC testadas, quando comparadas com as da TNL observou-se que as modalidades TV2D, TV2DMI, TCT3D direita e esquerda apresentaram diferença estatisticamente significativa para as grandezas FMIA, ângulo interincisivo; já a grandeza IMPA apresentou diferença estatisticamente significativa para as modalidades TV2D e TV2DMI; enquanto que a grandeza inclinação IS apresentou diferença estatisticamente significativa apenas para a modalidade TV2D; todas estas grandezas envolvem pontos de referências de bordas e ápices de incisivos superiores e/ou inferiores, assim estas diferenças encontradas podem ser devido justamente ao fato de que estes pontos são de difícil localização mesmo nas TNL, por causa da dificuldade de distinguir as imagens entre incisivos central e lateral, e do pobre contraste entre a imagem do ápice radicular e a estrutura óssea ao redor. Dessa forma, a localização do ápice torna-se mais subjetiva tendo como base o conhecimento geral do comprimento do dente; isto tem que ser levado em conta para determinar a verdadeira validade na utilidade das medidas nas imagens 2D e 3D da TCFC, principalmente na modalidade TCT3D que apresenta imagens de cortes correspondentes à borda e ápice do incisivo central superior e inferior para a localização dos pontos. Assim, observou-se também que as modalidades que apresentaram maior número de imagens (TV2DMI, TCT3D) para a seleção do ponto apresentaram menos diferenças significativas para as medidas que envolviam pontos de referência dentais.

No entanto, Tng *et al.* em 1994, mostraram que os erros de validade das medidas foram maiores para os ângulos dependentes em quatro pontos de referência, principalmente pontos dentários, em comparação com os que dependem de três. Nos resultados, do

presente trabalho as grandezas que apresentavam essas características também tiveram diferenças significativas, para pelo menos uma das modalidades de imagem 2D e/ou 3D da TCFC, exceto o ângulo do eixo facial para todas as modalidades.

Num outro estudo *in vivo* realizado por Nalçaci *et al.* em 2010 acharam diferenças significativas na TC apenas para as medidas incisivo superior-NA e incisivo superior-SN com um ($P < 0.05$), semelhante aos resultados encontrados para as medidas angulares na presente pesquisa, sendo somente o ângulo do eixo facial que não apresentou diferenças significantes em todas as modalidades de imagem da TCFC.

Na literatura outros autores como Kragstov *et al.* em 1997, que avaliaram a confiabilidade da TC-3D na marcação de pontos de referência anatômicos em crânios macerados com a ajuda de marcadores metálicos, para compará-la com as radiografias convencionais acharam que a TC-3D era menos confiável do que a TNL principalmente para os pontos nasion, mentoniano, pogônio, borda incisal do incisivo superior e inferior, ponto A, B e SNA. Nesse trabalho, foram utilizadas medidas angulares da TNL como padrão-ouro, até porque não podem ser definidos valores angulares certos em crânios. Assim, para todas as modalidades da TCFC testadas as concordâncias das grandezas angulares que envolvem esses mesmos pontos de referência tiveram uma correlação excelente, considerando as medidas precisas. E no que diz respeito à validade, as grandezas FMIA, ângulo interincisivo, ângulo da profundidade facial, FMA e ângulo goníaco apresentaram-se significativamente diferentes, em pelo menos uma das modalidades de imagem 2D e/ou 3D da TCFC, em relação às medidas da TNL. Com isso se tem que grandezas angulares que envolvem pontos localizados no plano sagital mediano não apresentaram melhor validade, mesmo na modalidade TCT3D, que apresentavam imagens no corte sagital mediano, embora não fosse esperado esses resultados por serem pontos que a literatura os descreve como mais estáveis (Yoon *et al.*, 2001). Isto poderia ser explicado pelo fato de que a exatidão na localização dos pontos de referência nas imagens derivadas da TCFC pode ser afetada devido à segmentação dos cortes, principalmente no ponto A e espinha nasal anterior afirmação essa de Cattaneo *et al.* em 2008, com a qual concorda-se.

Num estudo realizado por Chidiac *et al.* em 2002, que compararam medidas angulares em TNL com imagens *Scout* de tomógrafos Multi-Slice *in vitro*, não acharam diferenças significativas para as medidas SNA, SNB, ANB, plano mandibular/palatino, incisivo inferior/NA, incisivo inferior/NB e IMPA ($P>0.05$). Os resultados encontrados nessa pesquisa foram diferentes já que para as grandezas SNA, SNB, e IMPA foram observadas diferenças significativas para pelo menos uma das modalidades em 2D e 3D da TCFC.

Kumar *et al.* em 2007 e 2008 demonstraram, em estudos *in vitro* e *in vivo*, respectivamente que para as cinco medidas angulares avaliadas por eles, nos cefalogramas sintetizados a partir da TCFC e nas TNL, não houve diferença significante exceto para a grandeza angular FMA na pesquisa *in vivo*. No presente estudo foi encontrada diferença significante também da grandeza FMA para todas as modalidades. Além disso, esses autores demonstraram que medidas lineares relacionadas com os pontos condilion, goniaco, porion e orbitale não apresentaram diferenças significativas. A esse respeito, as grandezas angulares FMIA, ângulo da profundidade facial, FMA, ângulo facial inferior, ângulo goniaco, IMPA, cone facial, utilizadas no nosso estudo, que envolvem pontos bilaterais, apresentaram-se significativamente diferentes, em pelo menos uma das modalidades de imagem 2D e/ou 3D da TCFC, quando comparadas com as medidas da TNL, padrão ouro. Esses resultados eram esperados por se tratar de pontos bilaterais que estão mais relacionadas com a subjetividade do operador por causa da inevitável presença em algumas duplicidades de imagem devido à anatomia própria de cada indivíduo.

Na presente pesquisa foi utilizada a modalidade TCT3D para ambos os lados; por isso, foram escolhidos diversos cortes sagitais a partir das imagens multiplanares, mas a localização do ponto de referência foi apenas no plano sagital. Nessas imagens, observou-se que apesar de ter havido diferenças significativas, apenas as grandezas FMIA e Inclinação Is mostraram um erro absoluto das médias superior aos 2° e 3°. Concorda-se com Ludlow *et al.* em 2009, que indicaram que os pontos bilaterais apresentam um incremento na precisão quando são identificados nas imagens multiplanares.

Cattaneo *et al.* em 2008 não acharam diferenças significativas entre as modalidades MIP, Ray-Cast e telerradiografia lateral para a reprodutibilidade de 17 medidas angulares avaliadas, exceto para as grandezas N-S-Ar e N-S-Ba na modalidade MIP e N-S-Ba na modalidade Ray-Cast. No presente estudo não comparamos as modalidades de imagem em 2D e 3D da TCFC, porque não foi o objetivo, mas sim cada uma delas com a TNL.

Todas as grandezas angulares utilizadas na presente pesquisa apresentaram uma reprodutibilidade intra e interexaminador excelentes para todas as modalidades de imagem em 2D e 3D da TCFC. Esses resultados assemelham-se aos de Chidiac *et al.* em 2002, que acharam uma reprodutibilidade excelente para as grandezas SNA, SNB e IMPA. Por outro lado, Lopes *et al.* em 2008, que determinaram a precisão e exatidão de outras medidas angulares *in vitro* utilizando a reconstrução de volume da TC-Multislice, acharam reprodutibilidade intra e interexaminador entre pobre e satisfatória para os ângulos násion-mentoniano-gônio e násio-pogônio-alveolare, respectivamente, por eles avaliados. Nalçaci *et al.* em 2010 acharam uma reprodutibilidade intra e interexaminador das grandezas angulares (SNA, SNB, IMPA, FMIA) apenas entre pobre e satisfatória.

Van Vlijmen *et al.*, em 2009a, acharam uma diferença estatisticamente significativa ($P < 0.05$) em imagens reconstruídas da TCFC quando comparadas com TNLs para as seguintes medidas: SNB, inclinação IS, ângulo interincisal; para essas, a diferença média efetiva variou de -1.45° a 1.45° . Nossos resultados apresentaram também diferenças significantes em relação a esses ângulos e entre estes apenas o ângulo interincisivo apresentou diferenças do erro médio absoluto maior para as modalidades de imagem da TCFC.

No presente trabalho, as medidas que apresentaram diferenças significativas tiveram um erro médio absoluto que variou de $0.76^\circ - 3.74^\circ$, segundo Waitzman *et al.* (1992^a) e Hilguers *et al.* (2005) erros iguais ou menores que 3° e 5° respectivamente são clinicamente aceitáveis. Por outro lado, o desvio padrão do erro absoluto para todas as grandezas que foram estatisticamente significantes nas modalidades de 2D e 3D da TCFC foi de $0.53^\circ -$

2.88°. Em relação a isso, autores como Chen *et al.* em 2004, Sayinsu *et al.* em 2007, e Sommer *et al.* em 2009 considera desvios padrões menores ou iguais a 2° dentro do normal aceitável. Nesse trabalho apenas as grandezas ângulo interincisivo e FMIA apresentaram desvio padrão das medidas superior aos 2° na modalidade TCT3D em pelo menos um dos lados.

Couceiro & Vilella em 2010, acharam menor dispersão das medições angulares FMIA, IMPA, FMAm e ângulo interincisal, quando imagens em 3D (MIP) geradas a partir da TCFC eram utilizadas. No presente trabalho, foram observados resultados semelhantes de validade e reprodutibilidade das medidas para ambas as modalidades 2D e 3D de imagens da TCFC utilizadas.

As principais desvantagens da avaliação cefalométrica nas imagens 2D e 3D derivadas da TCFC são alto custo e a dose de radiação. Como a radiação produz um efeito cumulativo sobre o corpo, e a maioria dos pacientes ortodônticos são crianças em crescimento ativo, é preciso avaliar o risco custo-benefício do exame, considerando que o caso clínico do paciente que determinará o número de exames radiográficos a serem solicitados para a avaliação. Assim, o uso de um único exame pode substituir a série de radiografias solicitadas, sabendo-se que qualquer redução na exposição à radiação é benéfica o seu uso mesmo em pacientes que faram cirurgia ortognática pode ser utilizada a imagem de TCFC.

Segundo Meurer *et al.*, em 2006 existem fatores que podem alterar a qualidade da imagem e entre esses a espessura do corte tomográfico e a ampliação do campo de visão (FOV), sendo que este último tem uma influência desfavorável ao produzir até perda de continuidade da estrutura na imagem na reprodução de estruturas finas. Isso foi demonstrado no seu estudo, ao relatarem a dificuldade na reprodução de paredes ósseas finas, como as paredes do seio maxilar e o assoalho de órbita em modelos de prototipagem. Para Silva *et al.* em 2008 a espessura do corte tem maior influência, já que quanto maior a espessura do corte tomográfico, maior a possibilidade da média final dos valores de

atenuação não corresponder às características reais do tecido. Para esses autores, esse fator é chamado de “efeito de volume parcial”, e a principal manifestação do efeito do volume parcial é a falta de reprodução de estruturas ósseas finas, gerando artefatos de depleção óssea e pseudoforaminas, que podem comprometer a qualidade dos protótipos.

Para a presente pesquisa as TCFCs incluíam imagens de 0.3 mm de voxel e um campo de visão de 22 cm baseados no estudo de Gribel *et al.* em 2011. Mesmo assim, foram observadas também essas alterações na imagem do volume a partir do qual foram reconstruídas algumas das modalidades utilizadas. Esses fatores por tanto puderam influenciar na qualidade da imagem das reconstruções de telerradiografias virtuais 2D Ray-Cast e MIP, por perda de estruturas na imagem e conseqüente dificuldade na posterior localização dos pontos de referência. Esse problema não foi observado nas imagens dos cortes criados a partir das reconstruções multiplanares.

Com isso, pode-se recomendar uma diminuição do campo de visão, mesmo que não tenha o tamanho todo da telerradiografia, mas que possa incluir a maior quantidade de pontos de referência. A isso deve se somar um voxel do menor tamanho possível, de acordo com o protocolo de aquisição da imagem permitido segundo o FOV utilizado, com isso tem-se um menor risco de comprometer a qualidade da imagem e perder o escaneamento volumétrico pela presença do efeito do volume parcial, colocando por tanto uma exposição à radiação desnecessária ao paciente.

Num futuro próximo, com a diminuição dos custos, e da exposição à radiação, a cefalometria nas imagens 2D e 3D derivadas da TCFC poderão ser utilizadas rotineiramente durante o diagnóstico ortodôntico, ortopédico e ortognático e poderá, eventualmente, substituir a documentação diagnóstica convencionalmente utilizada até hoje para esses tratamentos.

Enquanto novos métodos de avaliação em 3D estão sendo desenvolvidos, os resultados desse estudo sugerem que imagens em 2D e 3D reconstruídas a partir da TCFC

podem ser usadas como ponte de transição da análise cefalométrica 2D para 3D. Embora tenha havido diferenças estatisticamente significantes entre os valores das modalidades de imagem, essas diferenças eram muito pequenas e não são susceptíveis de ser clinicamente relevante na avaliação cefalométrica como um todo.

7. CONCLUSÃO

Diante dos resultados encontrados na presente pesquisa pode-se concluir:

- ✓ A reprodutibilidade foi excelente para todas as grandezas angulares. Já a validade foi maior para o Ângulo Facial Inferior e menor para as grandezas FMIA e Ângulo Interincisivo, nas três modalidades comparadas com a TNL.
- ✓ As correlações interexaminador e intra-examinador, para todas as medidas das grandezas cefalométricas angulares, foram excelentes para as três imagens 2D e 3D reconstruídas da TCFC.
- ✓ As medidas das grandezas cefalométricas angulares nas imagens 2D e 3D derivadas da reconstrução da TCFC são reproduzíveis e válidas, se comparadas com as medidas obtidas na TNL; porém, mesmo com uma excelente correlação entre elas, existem algumas diferenças estatísticas significativas, que, entretanto, não representam valores clínicos relevantes na avaliação cefalométrica como um todo.

REFERÊNCIAS*

Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *Eur J Orthod.* 1986;8:141–148.

Baumrind S, Frantz RC. The reliability of headfilm measurements. I. Landmark identification. *Am J Orthod.* 1971a;60(2):111-27

Baumrind S, Frantz RC. The reliability of headfilm measurements. II. Conventional angular and linear measures. *Am J Orthod.* 1971b;60(5):505-17.

Berco M, Rigali PH Jr, Miner RM, DeLuca S, Anderson NK, Will LA. Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(1):17.e1-9; discussion 17-8.

Bergersen EO. Enlargement and distortion in cephalometric Radiography: Compensation Tables for linear Measurement. *Angle Orthod.* 1980;50(3):230-44.

Broadbent BH. A new X-Ray Technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod.* 1931; 1(2):45-65.

Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod.* 2009;79(1):150-7.

Cattaneo PM, Borgkvist Bloch C, Calmar D, Hjortshoj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography–generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(6):798-802.

Cavalcanti MGP, Vannier MW. Quantitative analysis of spiral computed tomography for craniofacial clinical applications. *Dentomaxillofac Radiol.* 1998;27(6):344-50.

Cevidanes LH, Styner MA, Proffit WR. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(5):611-8.

Couceiro CP, Vilella OV. Imagens em 2D e 3D geradas pela TC Cone-Beam e radiografias convencionais: qual a mais confiável?. *Dental Press J. Orthod.* 2010;15(5):1-10.

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

Chen YJ, Chen SK, Yao JC, Chang HF. The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthod.* 2004;74(2):155-61.

Chen YJ, Chen SK, Huang HW, Yao CC, Chang HF. Reliability of landmark identification in cephalometric radiography acquired by a storage phosphor imaging system. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33(5):301-6.

Chidiac JJ, Shofer FS, Al-Kutoub A, Laster LL, Ghafari J. Comparison of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res.* 2002;5(2):104-13.

Chien PC, Parks ET, Eraso F, Hartsfield JK, Roberts WE, 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.* 2009;38(5):262-73.

De Oliveira AEF, Cevidanes LHS, Phillips C, Motta A, Burke B, Tyndall D. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(2):256-65.

De Olivério MAA. Comparação de grandezas cefalométricas obtidas por meio de teleradiografias e tomografias computadorizadas multislice em crânios secos humanos. São Paulo, Faculdade de Odontologia da USP 2007.

Dibbets JMH, Nolte K. Effect of the magnification on lateral cephalometric studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002a;122(2):196-201.

Dibbets JMH, Nolte K. Comparison of linear Cephalometric dimensions in Americans of European Descent (Ann Arbor, Cleveland, Philadelphia) and Americans of African descent (Nashville). *Angle Orthod.* 2002b;72(4):324-30.

Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(2):257-65.

Geelen W, Wenzel A, Gotfredsen E, Kruger M, Hansson LG. Reproducibility of cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy, and monitor-displayed images obtained by the storage phosphor technique. *Eur J Orthod.* 1998 Jun;20(3):331-40.

Greiner M, Greiner A, Hirschfelder U. Variance of landmarks in digital evaluations: comparison between CT-based and conventional digital lateral cephalometric radiographs. *J Orofac Orthop.* 2007;68(4):290-8.

Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara JA Jr, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod.* 2011;81(1):28-37.

Hägg U, Cooke MS, Chan TC, Tng TT, Lau PY. The reproducibility of cephalometric landmarks: an experimental study on skulls. *Aust Orthod J.* 1998;15(3):177-85.

Hans MG. Three-dimensional imaging: the case western reserve university method. *Semin Orthod.* 2001; 7(4):233-43.

Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(5):627-37.

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.* 2009;31(2):129-34.

Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(6):803-11.

Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics: Benefits and Limitations. *J Orofac Orthop.* 2005;66(6):434-44.

Huang J, Bumann A, Mah J. Three-dimensional radiographic analysis in orthodontics. *J Clin Orthod.* 2005;39(7):421-8.

Kamoen A, Dermaut L, Verbeeck R. The clinical significance of error measurement in the interpretation of treatment results. *Eur J Orthod.* 2001;23(5):569-78.

Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod.* 2005;32(4):282-93.

Kragsskov J, Bosch C, Gyldensted C, Sindet-Pedersen S. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate Craniofac J.* 1997;34(2):111-6.

Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized Cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007;36(5):263-9.

Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. In Vivo Comparison of Conventional and Cone Beam CT Synthesized Cephalograms. *Angle Orthod.* 2008;78(5):873-9.

Lagravère MO, Carey J, Toogood RW, Major PW. Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(1):112-6.

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

Lopes PML, Moreira CR, Perrella A, Antunes JL, Cavalcanti MGP. 3-D volume rendering maxillofacial analysis of angular measurements by multislice CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105(2):224-30.

Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106: 106–114.

Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes L, Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(3):312.e1-10; discussion 312-3.

- Mah J, Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(3):308-9.
- Midtgard J, Bjork G, Linder-Aronson S. Reproducibility landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. *Angle Orthod.* 1974;44(1):56-61.
- Meurer MI, Souza KP, Abdala DD, Wangenheim AV, Meurer E. Nobre LFS. Efeitos da variação da espessura do corte tomográfico e da Amplitude do campo de visão (fov) na reprodução de estruturas Ósseas finas, com a finalidade de prototipagem rápida - estudo in Vitro. 2006; Anais da 58ª Reunião Anual da SBPC - Florianópolis, SC.
- Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(4):550-60.
- Nalçacı R, Oztürk F, Sökücü O. A comparison of two-dimensional radiography and three-dimensional computed tomography in angular cephalometric measurements. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39(2):100-6.
- Naoumova J, Lindman R. A comparison of manual traced images and corresponding scanned radiographs digitally traced. *Eur J Orthod.* 2009;31(3):247-53.
- Nolte K, Müller B, Dibbets J. Comparison of Linear Measurements in Cephalometric studies. *J Orofac Orthop.* 2003;64(4):265-74.
- Olszewski R, Zech F, Cosnard G, Nicolas V, Macq B, Reychler H. Three dimensional computed tomography cephalometric cranio facial análise: experimental validation in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 36(9):828-33.
- Sandler PJ. Reproducibility of cephalometric measurements. *Br J Orthod.* 1988;15(2): 105-10.
- 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.* 2007;29(1):105-8.

Shulze RK, Gloede MB, Doll GM. Landmark identification on direct digital versus film-based cephalometric radiographs: a human skull study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(6):635-42.

Silva MAG, Wolf AU, Heinicke BF, Bumann CA, Visser DH, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: A radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(5):640.e1-5.

Sommer T, Ciesielski R, Erbersdobler J, Orthuber W, Fischer-Brandies H. Precision of cephalometric analysis via fully and semiautomatic evaluation of digital lateral cephalographs. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009;38(6):401-6.

Stabrun AE, Danielsen K. Precision in cephalometric landmark identification. *Eur J Orthod.* 1982;4(3):185-96.

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6 Suppl 1:31-6; discussion 179-82.

Swennen GRJ, Grimaldi H, Berten JL, Kramer FJ, Dempf R, schwestka-Polly R, Hausamen JE. Reliability and validity of a modified lateral cephalometric analysis for evaluation of craniofacial morphology and growth in patients with clefts. *J Craniofac Surg.* 2004;15(3):399-412; discussion 413-4.

Swennen GRJ, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: Spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(3):410-6.

Tng TT, Chan TC, Hägg U, Cooke MS. Validity of cephalometric landmarks. An experimental study on human skulls. *Eur J Orthod.* 1994;16(2):110-20.

Togashi K, Kitaura H, Yonetsu K, Yoshida N, Nakamura T. Three-dimensional cephalometry using helical computer tomography: measurement error caused by head inclination. *Angle Orthod.* 2002;72(6):513-20.

Trpkova B, Major P, Prasad N, Nebbe B. Cephalometric landmarks identification and reproducibility: a meta analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(2):165-70.

Turner PJ, Weerakone S. An evaluation of the reproducibility of landmark identification using scanned cephalometric images. *J Orthod.* 2001;28(3):221-9.

Uysal T, Baysal A, Yagci A. Evaluation of speed, repeatability, and reproducibility of digital radiography with manual versus computer-assisted cephalometric analyses. *Eur J Orthod.* 2009;31(5):523-8.

Van Vlijmen OJC, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. Comparison of Cephalometric Radiographs Obtained From Cone-Beam Computed Tomography Scans and Conventional Radiographs. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009a;67(1):92-7.

Van Vlijmen OJ, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Swennen GRJ, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison of frontal radiographs obtained from cone beam CT scans and conventional radiographs of human skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009c;38(7):773-8.

Van Vlijmen OJ, Maal T, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison between 2D and 3D cephalometry on CBCT scans of human skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(2):156-60.

Vedovello-Filho *et al.* Cefalometria: Técnicas de Diagnóstico e Procedimentos. Nova Odessa: Napoleão; 2007.

Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 7: Facial analysis before the advent of the cephalometer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(2):293-8.

Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE. Craniofacial Skeletal Measurements Based on Computed tomography: Part I. Accuracy and Reproducibility. *Cleft Palate Craniofac J.* 1992a;29(2):112-7.

Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE. Craniofacial Skeletal Measurements Based on Computed tomography: Part II. Normal Values and Growth Trends. *Cleft Palate Craniofac J.* 1992b; 29(2):118-28. Verificar si no esta en la discucion hay que sacarlo

Yoon YJ, Kim KS, Hwang MS, Kim HJ, Choi EH, Kim KW. Effect of head rotation on lateral cephalometric radiographs. *Angle Orthod.* 2001;71(5):396-403.

Yu SH, Nahm DS, Baek SH. Reliability of landmark identification on monitor-displayed lateral cephalometric images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 ;133(6):790.e1-6; discussion e1.

ANEXO



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa **"Validade e reprodutibilidade das medições cefalométricas das imagens 2D e 3D derivadas da reconstrução da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico"**, protocolo nº 179/2009, dos pesquisadores Laura Ricardina Ramírez Sotelo e Frab Norberto Bóscolo, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 11/12/2009.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project: **"Reproducibility and validity of cephalometric measurements from imaging 2D and 3D derived from Computed Tomography Cone Beam's reconstruction"**, register number 179/2009, of Laura Ricardina Ramírez Sotelo and Frab Norberto Bóscolo, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 12/11/2009.



Prof. Dr. Pablo Agustin Vargas
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP



Prof. Dr. Jacks Jorge Junior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores. sem qualquer edição.
Notice: The title of the project appears as provided by the authors. without editing.