

Bruno Frazão Gribel

**CONVERSÃO DE NORMAS DE MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS 2D
EM NORMAS PARA MEDIDAS 3D UTILIZANDO TOMOGRAFIAS
COMPUTADORIZADAS POR FEIXE CÔNICO.**

Dissertação apresentada ao programa de Mestrado em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais como requisitos parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Flávio Ricardo Manzi

Belo Horizonte
2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

G846c Gribel, Bruno Frazão
 Conversão de normas de medidas cefalométricas 2D em normas
 para medidas 3D utilizando tomografias computadorizadas por feixe
 cônico / Bruno Frazão Gribel. Belo Horizonte, 2009.
 114f. : il.

 Orientador: Flávio Ricardo Manzi
 Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de
Minas Gerais,
 Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

 1. Medidas. 2. Circunferência craniana. 3. Normas. 4.
Tomografia computadorizada por raios X. I. Manzi, Flávio Ricardo.
II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de
Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 615.849

FOLHA DE APROVAÇÃO

Á **Deus**, que como em todos os momentos da minha vida, se mostrou presente e tornou possível a realização de mais uma etapa;

Ao meu pai, parceiro e amigo, **Marcos Nadler Gribel**, obrigado, por TUDO, por acreditar em mim, pelo carinho, amor, compreensão, paciência e por estar sempre presente;

À minha mãe, companheira e amiga, **Mônica Frazão Gribel**, agradeço, à sua incansável dedicação como mãe, paciência, carinho, compreensão.

Às minhas irmãs, **Gabriela Frazão Gribel** e **Paula Frazão Gribel**, obrigado pela compreensão, paciência, carinho, amizade.

Ao primo e parceiro, **Diogo Campos Frazão**, obrigado pelo apoio, compreensão, paciência, carinho e amizade.

Á **Tatiana de Lima Pires**, que esteve sempre presente ao meu lado, durante toda essa jornada, com seu carinho, apoio, conforto e amor.

Ao meu avô, **Dr. José de Arimatéia de Araujo Gribel**, pelos ensinamentos e por desbravar os caminhos da ortodontia quando tudo ainda não existia.

Dedico e agradeço à realização deste trabalho.

Agradecimento Especial

Ao meu orientador, **Dr. Flávio Ricardo Manzi**, pelo carinho, dedicação e confiança em mim e nesse trabalho.

Ao **Dr. James McNamara Jr.**, pela incrível oportunidade de conviver durante um ano com todos no departamento de Odontopediatria e Ortodontia da Universidade de Michigan, como aluno da pós-graduação.

Ao **Dra. Sharon Linn Brooks**, pelos ensinamentos, paciência e apoio para realização de parte desse trabalho.

À **Kavo do Brasil**, que custeou as despesas para transporte e instalação do equipamento necessário para realização de parte desse trabalho.

Ao colega, **Vinicius Carvalho Machado**, pela grade amizade, companheirismo e apoio transmitidos, durante toda a elaboração desse estudo.

Ao amigo **Sydney Palhares**, responsável pelo Museu do Homem do Sambaqui, que viabilizou a realização de parte desse trabalho.

Aos pacientes, que respeitaram cada passo de meus aprendizados, com paciência.

AGRADEÇO, TAMBÉM:

Ao Magnífico Reitor da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais,
Professor **Dom Joaquim Giovani Mol Guimarães**;

Ao Professor **Dr. Tarcísio Junqueira Pereira**, Digníssimo Diretor da Faculdade de Odontologia da PUC-Minas, por sua incansável dedicação e competência;

Ao Professor **Dr. Roberval de Almeida Cruz**, Coordenador Geral dos Programas de Mestrado em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, por seu constante empenho, carinho e devoção;

Ao Professor **Dr. Dauro Douglas Oliveira**, Coordenador do Curso de Mestrado em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da PUC-Minas;

À congregação dessa Faculdade, composta por dignos professores, alunos e
Aos Professores **Hélio Henrique Araújo Brito, Heloísio Resende Leite, Tarcísio Junqueira Pereira, Ênio Mazzeiro Armando Lima, Flávio Almeida, José Maurício Barros Vieira, José Eymard Bicalho, Júlio Brant** pela amizade e conhecimento transmitidos durante o curso; que devido à competência e sabedoria, dignificam o Centro de Odontologia e Pesquisa da PUC-Minas;

Ao Professor **Wellington Pacheco**, pelo incentivo, carinho e sabedoria;

Ao Professor **Eustáquio Araujo**, pelo exemplo, amizade e carinho.

Aos meus amigos e companheiros:

Bruno Fonseca, por me ensinar a ouvir,

Rafael Araugio, por me ensinar a pensar calmamente,

Maria Rita Danelon, pela amizade, carinho, compreensão e convivência

Sarah Marina, pela amizade, apoio, carinho e sabedoria,

Paula e Ana Paula, pela amizade e carinho,

Aos meus amigos e colegas do 1° ano: **Lucas, Adriana, Cybelle, Tatiana, Larissa e Flávia** que possibilitaram uma convivência extremamente agradável.

À **Euzébia**, pela amizade, disponibilidade, carinho e atenção.

Aos funcionários da Administração do COP: **Alcides, Diego, Ana Paula, Angélica, Roberto, Silvânia e Vitória**, pela paciência e empenho na resolução de nossas necessidades;

Às funcionárias da Clínica de Ortodontia, **Isis, Lohaine, Andreza, Antônia, Cida, Luzia, Mariângela**, pela compreensão e carinho, durante todo o curso;

À todos os funcionários do **Colégio Catarinense** que fizeram minha permanência em Florianópolis a mais prazerosa possível.

Ao **Padre João Alfredo Horr**, pelo incrível trabalho realizado, escavando e catalogando parte da história de todos nós brasileiros.

À todas as pessoas que de uma certa forma concorreram para a realização e elaboração desta trabalho, meus sinceros agradecimentos.

Resumo

Introdução: O uso das tomografias computadorizadas por feixe cônico tem se tornado um valioso método auxiliar de diagnóstico na ortodontia. **Objetivo:** Avaliar a acuidade e reprodutibilidade de medidas tridimensionais, realizadas em exames tomográficos de feixe cônico e de medidas bidimensionais, realizadas em telerradiografias. Este trabalho visa ainda, validar um algoritmo que permite converter as medidas bidimensionais (2D) realizadas em telerradiografias em medidas tridimensionais (3D) realizadas em exames tomográficos. **Material e Método:** Foram utilizados 25 crânios secos com boa estabilidade oclusal e ótimo estado de conservação, nos quais foram colados 10 marcadores indelévelis em pontos craniométricos previamente definidos. Foram realizadas telerradiografias e tomografias de todos os crânios. As medidas realizadas diretamente nos crânios, nas telerradiografias, nas tomografias foram comparadas estatisticamente utilizando o teste ANOVA para medidas repetidas com nível de significância de $p < 0,05$. Em seguida, 13 pacientes que possuíam telerradiografias e tomografias foram selecionados e as medidas realizadas nas telerradiografias foram corrigidas pelo grau de magnificação no plano sagital mediano bem como por meio de um algoritmo desenvolvido a partir de conhecimentos sobre trigonometria básica. Os quatro grupos: 1) Grupo de Medidas no TCFC; 2) Grupo de Medidas nas Telerradiografias; 3) Grupo Medidas no TCFC Corrigidas pelo Grau de Magnificação; 4) Grupo de Medidas no TCFC Corrigidas pelo Algoritmo; foram comparados estatisticamente. Foi utilizado o teste ANOVA para medidas repetidas com nível de significância de $p < 0,05$. **Resultados:** As medidas realizadas nas tomografias não diferem das medidas feitas diretamente nos crânios, o contrário ocorre com as medidas realizadas nas telerradiografias onde essa diferença é clinica e estatisticamente significativa. A correção da magnificação é eficaz apenas para as medidas de estruturas localizadas no plano sagital mediano. Medidas nas telerradiografias fora do plano sagital mediano corrigidas pelo grau de magnificação são ainda mais imprecisas. Não houve diferença entre as medidas realizadas nas telerradiografias e aquelas corrigidas utilizando o algoritmo proposto.

Conclusão: As medidas craniométricas realizadas nos exames tomográficos por feixe cônico são precisas. É possível se obter valores normais para medidas tridimensionais utilizando um algoritmo para correção das distorções causadas quando da tomada de uma telerradiografia. Dessa forma pode ser possível também, obter grupos controle para pesquisas futuras realizadas em tomografias, baseando-se nas medidas realizadas em telerradiografias realizadas no passado, após terem sido corrigidas por meio do algoritmo proposto.

Palavras-chave: Acuidade, Craniometria, Cefalometria, Normas,

ABSTRACT

Introduction: Cone Beam Computerized Tomography (CBCT) is becoming a valuable diagnostic tool in orthodontics. CBCT allows a three-dimensional assessment of the patient's cranio-facial complex. The accuracy and reproducibility of measurements made on CBCT exams have been shown to be superior to the bi-dimensional cephalometric method. However, there are no normal values for measurements made on the CBCT images from which a quantitative diagnosis could be reached. The development of 3D normal values would require both: tremendous financial investment and years to gather the longitudinal data. Furthermore, the exposure of subjects to radiation has profound ethical implications. An alternative to the development of new 3D standards is developing mathematical equations (algorithms) to translate the current bi-dimensional standards to this new method. **Objectives:** To assess both: the accuracy and reliability of the 3D measurements made on CBCT images and the accuracy and reliability of the 2D measurements made on lateral head films. The aim of this study is to validate an algorithm that translates the current 2D cephalometric Standards into 3D Standards for 3D measurements made on CT images. **Material and Methods:** 25 dry skulls with good occlusal stability were used to test the accuracy and reliability of 3D and 2D measurements. 10 fiducial markers were placed on each skull at known craniometric landmarks. CBCT scans and lateral head films were taken from each skull. Measurements from each examination were compared statistically to direct craniometric measurements made using a digital caliper. On a second study, 13 subjects who had had their CBCT scan and lateral head films taken previously were selected and the measurements made on the lateral ceph were corrected to the known magnification at the midsagittal plane and also corrected using the proposed algorithm based on basic trigonometry. The four groups: 1) CBCT Measurement Group; 2) CEPH Measurement Group; 3) Magnification Correction Group and 4) the Algorithm Correction Group; were compared statistically using the Repeated Measures ANOVA test. **Results:** There was no statistically significant difference between the CBCT measurements and the direct craniometric measurements, on the other hand the measurements made on the lateral head films were both clinically and statistically different from the direct craniometric measurements.

Correcting for the magnification is only effective for those measurements made on structures laying on the mid sagittal plane. Measurements made off the midsagittal plane are even more inaccurate. There was no statically significant difference between the measurements made on the lateral ceph corrected by the proposed algorithm and those made on the CBCT scans. **Conclusion:** The craniometric measurements made on the CBCT scans are accurate and reliable. It is possible to correct the 2D cephalometric standards to derive 3D Standards for 3D measurements made on CBCT exams using the proposed algorithm. It may be possible to derive control groups for future research made using CT scans based on previous measurements made on lateral head films from cephalometric growth studies.

Key-words: Accuracy. Anthropometry. Cephalometry. Standards. CBCT. Cone Beam. Computed Tomography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Crânios selecionados para realização do estudo.....	31
Figura 2: Crânio seco com marcadores metálicos colados.....	33
Figura 3: Crânio posicionado no cefalostato.....	34
Figura 4: Telerradiografias Lateral, com marcadores colados.	36
Figura 5. Tomógrafo: iCAT New Generation.....	37
Figura 6: Cefalograma 3D: COP3D.....	39
Figura 7: Cefalograma 3D: MICHIGAN3D.....	46
Figura 8: Descrição do algoritmo.....	48

SUMÁRIO

RESUMO	7
1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 MÉTODO CEFALOMÉTRICO	16
2.2 ANÁLISES CEFALOMÉTRICAS	18
2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	21
2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO	22
2.5 RADIAÇÃO	23
2.6 PRODUÇÃO DE IMAGENS 3D	24
2.7 PRECISÃO E ACUIDADE DE MEDIDAS TRIDIMENSIONAIS	26
2.8 ANÁLISES CEFALOMÉTRICAS 3D	29
2.9 ALGORITMO	30
3 PROPOSIÇÃO	32
4 HIPÓTESE	33
4.1 HIPÓTESE – ESTUDO 1	33
4.2 HIPÓTESE – ESTUDO 2	33
5 MATERIAL E MÉTODO	34
5.1 MATERIAL E MÉTODO – ESTUDO 1	34
5.1.1 MATERIAL – ESTUDO 1	34
5.1.2 AMOSTRA – ESTUDO 1	35
5.1.3 CRANIOMETRIA	36
5.1.3.1 LOCALIZAÇÃO DOS PONTOS CRANIOMÉTRICOS	36
5.1.3.2 DESCRIÇÃO DAS MEDIDAS CRANIOMÉTRICAS	37
5.1.4 RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS	38
5.1.4.1 DESCRIÇÃO DOS PONTOS CEFALOMÉTRICOS	39
5.1.4.2 MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS LINEARES	39
5.1.5 TOMOGRAFIA POR FEIXE CÔNICO	40
5.1.5.1 ANÁLISE CEFALOMÉTRICA 3D	41
5.1.5.2 DESCRIÇÃO DOS PONTOS EM 3D	41
5.1.5.3 DESCRIÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES EM 3D	44

5.1.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	45
5.1.7 ERRO DO MÉTODO – ESTUDO 1	45
5.2 MATERIAL E MÉTODO – ESTUDO 2.....	46
5.2.1 MATERIAL – ESTUDO 2	46
5.2.2 AMOSTRA – ESTUDO 2.....	46
5.2.3 TELERRADIOGRAFIAS.....	47
5.2.3.1 ANÁLISE CEFALOMÉTRICA 2D.....	47
5.2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO	47
5.2.4.1 ANÁLISE CEFALOMÉTRICA 3D.....	48
5.2.4.2 DESCRIÇÃO DOS PONTOS EM 3D.....	48
5.2.4.3 DESCRIÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES EM 3D.....	50
5.2.5 MAGNIFICAÇÃO.....	51
5.2.6 ALGORITMO.....	51
5.2.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA – ESTUDO 2	53
5.2.8 ERRO DO MÉTODO – ESTUDO 2.....	53
6 RESULTADOS.....	54
6.1 RESULTADOS – ESTUDO 1.....	54
6.2 RESULTADOS – ESTUDO 2.....	57
7. ARTIGO 1.....	61
8. ARTIGO 2.....	87
9.REFERÊNCIAS.....	108

1 INTRODUÇÃO

As telerradiografias têm sido utilizadas como importante método auxiliar no diagnóstico ortodôntico nas últimas décadas. Contudo, as imagens radiográficas possuem limitações inerentes à técnica, dentre as quais se destacam as sobreposições de imagens, a magnificação e a distorção das diversas estruturas do complexo crânio-facial. (Baumrind e Frantz, 1971a) Diversos autores sugerem que as imagens tomográficas produzidas por tomógrafos de feixe cônico podem substituir as imagens radiográficas convencionais, uma vez que eliminam, em grande parte, tais limitações. (Baumrind, Carlson *et al.*, 2003; Korbmacher, Kahl-Nieke *et al.*, 2007)

Apesar das inúmeras vantagens dos exames tomográficos, a ausência de valores de referência para as medições realizadas nesse tipo de exame, limita o seu valor diagnóstico e aplicação em pesquisa. É improvável que em um curto espaço de tempo sejam publicadas normas para medições tridimensionais realizadas em tomógrafos, uma vez que seria necessário um grande grupo de voluntários considerados “normais” dispostos a serem expostos longitudinalmente à radiação desnecessária, além do alto custo envolvido na aquisição dessas imagens.

O objetivo desse trabalho é validar um algoritmo para converter as normas cefalométricas bidimensionais, em normas tridimensionais para medições em imagens tomográficas, utilizando conceitos básicos da trigonometria associado a um entendimento da metodologia empregada por Broadbent (Broadbent, 1931) para obtenção de telerradiografias.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Diagnóstico pode ser definido como o conhecimento ou determinação de uma doença pela observação dos sinais e sintomas, sendo este conceito tão antigo quanto as ciências da saúde. O diagnóstico visa facilitar a comunicação entre os profissionais e a determinação de protocolos de tratamento. Para se determinar uma doença é necessário primeiro que se conheça o que é saúde. Através do estudo de indivíduos saudáveis, padrões médios podem ser estipulados com o objetivo de se estabelecer os limites entre saúde e doença. Dessa forma, são criados valores de referência ou “normas”.

Em 1899, Eduard H. Angle, considerado por muitos profissionais como o pai da ortodontia, sistematizou o diagnóstico ortodôntico categorizando as más oclusões de acordo com a relação entre os molares superiores e inferiores.(Angle, 1899)

O estudo do crescimento e desenvolvimento craniofacial sofreu uma dramática revolução com a descoberta dos raios X por Roëntegen em 1895. (Brailsford, 1894) Anteriormente à utilização das imagens radiográficas, o estudo se limitava, em grande parte, à análise do tecido mole o que mascarava as condições esqueléticas, mostrando-se impreciso. Os raios X permitiram visualizar pela primeira vez o sistema esquelético e analisar o crescimento e desenvolvimento do tecido ósseo que era realizado por meio de estudos transversais de crânios secos, que de acordo com Todd Wincate, em 1931, quando aplicados em crianças em desenvolvimento, apresentavam limitações ainda maiores, uma vez que muitas destas crianças apresentam algum tipo de anomalia.(Wingate Todd, 1931)

No entanto, uma radiografia é uma imagem bidimensional de um objeto tridimensional demonstrada em um filme radiográfico com variado grau de magnificação e distorção entre suas estruturas. A distorção se deve ao fato de que a magnificação acontece de forma diferente dependendo das distâncias entre o objeto do exame, a película radiográfica e a fonte de raios X.(Broadbent,

1931; Baumrind e Frantz, 1971b; a)

2.1 Método Cefalométrico

Em 1931, Broadbent inspirado por estudos de antropometria, introduziu o método cefalométrico como um meio de se medir as mudanças no relacionamento entre os componentes esqueléticos do crânio e da face, em telerradiografias. Esse método foi fruto de inúmeras tentativas para se obter exames precisos e reprodutíveis. Para isso, o autor padronizou a posição da cabeça nos três planos do espaço por meio de um dispositivo denominado cefalostato. Nesse dispositivo o plano axial é determinado pelos planos horizontal de *Frankfort*, obtido pela união do *Pórrion Direito* e o ponto mais inferior da órbita direita; o coronal, determinado pelos dois *Pórrions*, o qual deve permanecer perpendicular ao plano de Frankfort; e o sagital mediano, perpendicular aos outros dois planos, passando pelo ponto craniométrico *Nasion*. O mesmo autor observou que devido à forma cônica do feixe de raios X, quanto menor a distância entre o objeto e a fonte de raios X, maior seria a distorção das imagens sendo que o mesmo acontecia quando a distância entre o objeto e o filme era aumentada. Foi verificado, ainda, que as melhores imagens eram produzidas quando o feixe central dos raios X passava por ambos os *Pórrions* com uma distância de 152 centímetros (5 pés) entre o objeto e a fonte de raios X e 13 centímetros entre o objeto e o filme. Os mesmos parâmetros foram utilizados para padronizar também o método para obtenção de telerradiografias frontais Pósterio-Anteriores (PA). Porém, nesses casos, os raios centrais passam pelo plano sagital mediano na altura dos *Pórrions*. Em seguida, as duas telerradiografias (lateral e frontal) eram colocadas lado a lado, onde era traçado em ambas o plano horizontal de Frankfort como uma linha contínua. Com esse sistema foi possível projetar pontos de uma vista sobre a outra dando origem, assim, à primeira análise cefalométrica tridimensional. Com essa

metodologia Broadbent conseguiu produzir imagens semelhantes dos crânios radiografados, mesmo após desmontar e remontar todo o aparato. O cefalostato permitiu a comparação de exames de um mesmo indivíduo em momentos diferentes para análise dos efeitos do tratamento ortodôntico e/ou crescimento crânio-facial. (Broadbent, 1931)

Um dos primeiros empregos do método cefalométrico foi no desenvolvimento dos “Estudos de Crescimento” dentre eles o “Bolton Brush Growth Study” e o “The University of Michigan Growth Study”(Broadbent, Broadbent *et al.*, 1975). Além destes, outras iniciativas públicas e privadas, associadas a centros de estudo e pesquisa em todo o mundo financiaram enormes estudos longitudinais com o intuito de se compreender melhor o crescimento e desenvolvimento crânio-facial. (Dean, Hans *et al.*, 2000)

Os estudos longitudinais de pacientes sem tratamento produziram, ainda, grupos controle para pesquisa clínica. Tais grupos permitem avaliar isoladamente o crescimento e os efeitos das diversas modalidades de tratamento. O crescimento pode mascarar ou exacerbar os resultados de determinadas modalidades de tratamento. Sendo assim, isolá-lo é fundamental para se estabelecer uma conduta mais eficaz e eficiente na clínica ortodôntica. A partir dos dados coletados pelos “estudos de crescimento”, valores médios para medidas lineares e angulares de uma dada população foram determinados. (Broadbent, Broadbent *et al.*, 1975; Dean, Hans *et al.*, 2000)

Entretanto, a cefalometria não se transformou imediatamente em uma realidade na clínica ortodôntica e foi, por algum tempo, considerada um instrumento para pesquisa laboratorial com limitada influência sobre o plano de tratamento, devido à sua complexidade e seu alto custo. Percebeu-se que as medições realizadas não eram tão precisas e reprodutíveis clinicamente como originalmente sugeridas no estudo em crânios secos. Com o passar dos anos, os ortodontistas se familiarizaram com o método ao mesmo tempo em que pesquisas forneciam mais informações aplicáveis diretamente na clínica ortodôntica, tornando a cefalometria um exame de rotina e de grande valia nos diagnósticos ortodônticos. (Steiner, 1953)

Baumirind e Frantz, em 1972, descreveu vários erros que podem ocorrer durante a utilização clínica do método cefalométrico, como o posicionamento incorreto do paciente no cefalostato, no processamento radiográfico e até mesmo um ambiente inadequado para sua interpretação. O mesmo autor testou a reprodutibilidade das medições lineares e angulares realizadas em telerradiografias laterais. Vinte telerradiografias foram traçadas por 5 estudantes de ortodontia, previamente calibrados. A distribuição da marcação dos pontos foi analisada em um plano cartesiano. Os resultados demonstraram que o erro cefalométrico existe e é maior em alguns pontos. Para reduzir o erro, o autor sugere que o protocolo seja rigidamente seguido e que as medições sejam realizadas múltiplas vezes e sua média seja utilizada. (Baumrind e Frantz, 1971b; a)

Trpkova *et al.*, em 1997 realizaram uma meta-análise da literatura, e selecionaram seis trabalhos que satisfizeram os critérios de inclusão. Neste estudo, concluiu-se que o erro médio das medições em telerradiografias é de 0.59 mm no eixo X e 0.56 mm no eixo Y. Os autores relataram ainda que os pontos *Sela*, *Ptm*, *Ponto-A* e *Ponto-B* foram os mais reprodutíveis, com uma margem de erro considerado insignificante. (Trpkova, Major *et al.*, 1997)

2.2 Análises Cefalométricas

Inúmeras análises cefalométricas foram propostas desde a introdução do método cefalométrico. Estas representam um conjunto de medidas lineares e angulares que buscam relacionar os dentes, a mandíbula e a maxila entre si bem como com a base do crânio. O grande número de análises existentes demonstra claramente que nenhuma foi capaz de responder a todas as dúvidas clínicas levantadas. Apesar disso, todo conhecimento acumulado por décadas acompanhando o crescimento de crianças e desenvolvendo valores de referência para a normalidade, compilou em uma enorme quantidade de

informação de valor inestimável para a especialidade. (Ricketts, 1976; 1978)

Steiner em 1953, fundamentado nas observações de Broadbent, Brodie, Björk e Riedel de que a base do crânio é uma das estruturas mais estáveis e facilmente avaliadas em uma telerradiografia lateral, baseou também sua análise no plano *Sela-Nasion*. (Steiner, 1953) Por outro lado, Downs em 1948, utilizou o plano horizontal de Frankfort como referência e justificou sua escolha por este estar mais próximo do plano oclusal, onde os ortodontistas têm maior controle e podem proporcionar as maiores alterações. Este autor ainda sugeriu a determinação de um eixo de crescimento craniofacial (eixo Y) por meio do qual se pode avaliar a tendência de crescimento e o prognóstico do caso. (Downs, 1948)

Tweed em 1946, 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 acreditava-se que, com o seu correto posicionamento nas bases ósseas se conseguiria uma maior estabilidade dos casos. (Tweed, 1946; 1954; 1969)

McNamara, em 1984, publicou uma análise baseada nos trabalhos de Ricketts e Harvold. Essa análise utiliza o plano horizontal de Frankfort e um plano perpendicular a este passando por *Nasion*. A análise consiste de medidas lineares que favorecem a avaliação das alterações ortopédicas causadas por cirurgia ou mesmo aparelhos ortopédicos. Entre estas medidas, três merecem destaque, *Condilion-Gnácio*, *Condilion-Ponto-A* e *Espinha Nasal Anterior-Mento*. Os valores médios destas medidas (baseados no estudo longitudinal de 200 indivíduos com faces harmônicas e oclusão ideal) foram agrupados em uma tabela que relaciona de forma linear as proporções entre a mandíbula, a maxila e a altura facial anterior. Nessa tabela, conhecida como “Normas Compostas”, as medidas são dispostas em três colunas com escalas e espaços diferentes entre suas linhas, de forma a gerar uma relação linear entre as medidas. É importante ressaltar que as linhas na tabela representam uma relação geométrica e uma proporção entre estas estruturas, e independem da idade ou do gênero do indivíduo. (McNamara, 1984; McNamara e Ellis, 1988)

O conceito de harmonia é um dos conceitos mais importantes quando se analisa medidas cefalométricas. Não se pode cometer com a cefalometria 3D os mesmos erros ocorridos na cefalometria 2D, como utilizar normas *Procrustianas* para estabelecer valores fixos à estruturas que são interdependentes e suas relações variam conforme a idade e o gênero do indivíduo. (Ricketts, 1982; Treil, Borianne *et al.*, 2001)

Tollaro *et al.*, em 1996, utilizaram o mesmo conceito de harmonia e proporções entre as estruturas, e criaram as “Normas Flutuantes” para medições realizadas em crianças na dentição decídua. A tabela produzida contém os valores das medidas angulares SNA, SNB, Ba.S.N., bem como as medidas dos ângulos formados entre o plano palatino e mandibular com a linha *Sela-Nasion*. Uma “régua” foi desenvolvida, de modo que ao movimentá-la para cima ou para baixo na tabela, as medidas capazes de produzir uma face harmônica estariam contidas no interior da mesma. (Tollaro, Baccetti *et al.*, 1996)

De acordo com Sarver *et al.* em 2000, mais importante que determinar valores médios para medidas é determinar a relação entre essas medidas capazes de produzirem faces harmônicas. Após quase um século buscando entender como o tratamento ortodôntico pode influenciar o tecido duro, a ortodontia parece estar cada vez mais consciente de que o objetivo do tratamento ortodôntico é, além de se estabelecer uma oclusão normal, guiar o crescimento do indivíduo para que sua face seja a mais estética, simétrica e harmônica possível. (Sarver e Ackerman, 2000)

Compreender toda a complexidade da estética facial é uma tarefa difícil utilizando apenas de uma telerradiografia lateral, necessitando, assim, de uma visão mais ampla, em todas as suas dimensões. (Hounsfield, 1973; Sarver e Ackerman, 2000) Exames tomográficos e fotografias tridimensionais vêm se tornando cada vez mais comuns e representam uma nova fronteira a ser explorada em busca de um melhor diagnóstico. (Lee, Han *et al.*, 2004; Kim, Ruprecht *et al.*, 2005)

2.3 Tomografia Computadorizada

Ambrose e Hounsfield, em 1973, desenvolveram o primeiro aparelho de tomografia computadorizada. (Hounsfield, 1973) As imagens geradas a partir do mesmo, eram como fatias em um objeto que podem ser avaliadas sem a sobreposição das demais fatias adjacentes. Uma outra característica das imagens por tomografia computadorizada é a acuidade de medições realizadas em imagens geradas a partir desse tipo de exame. Diversas gerações de tomógrafos evoluíram a partir do protótipo construído por Hounsfield, trazendo melhorias a cada geração. Hoje, os tomógrafos do tipo multi-slice (TC) produzem imagens de alta resolução em um tempo de aquisição extremamente reduzido. (Halazonetis, 2005)

As imagens adquiridas em TC possuem algumas vantagens, como a possibilidade de determinar o tipo de tecido (janela de aquisição), mole ou duro, que será examinado adequando as escalas de tons de cinza (unidades Hounsfield). Por outro lado, os altos custos, bem como as altas doses de radiação, limitam o uso desse tipo de exame na clínica ortodôntica. (Halazonetis, 2005)

Apesar das limitações dos equipamentos de TC, Chidiac *et al.* em 2001, numa tentativa de utilizar imagens preliminares (*scout views*) de tomógrafos multi-slice, compararam as medidas lineares e angulares obtidas em telerradiografias (laterais e frontais) convencionais com aquelas obtidas nas imagens preliminares de tomógrafos e concluíram que havia grande correlação entre as medições, especialmente naquelas realizadas em estruturas situadas no plano sagital mediano (*Nasio-Mento*) e nas medidas do comprimento mandibular (*Condilion-Gnátio*). Os resultados demonstraram uma grande reprodutibilidade na medição realizada em cefalometrias convencionais ($r < 0.99$), bem como nas medições realizadas em imagens preliminares de tomógrafos ($r < 0.97$). Os autores concluíram que existem pequenas diferenças entre as duas imagens e que o menor custo e menor radiação favorecem o uso

das telerradiografias na clínica ortodôntica. (Chidiac, Shofer *et al.*, 2002; Kau, Richmond *et al.*, 2005) Contudo, sabe-se que as imagens preliminares são imagens bi-dimensionais, como uma radiografia e, jamais seria utilizado um TC com finalidade de se obter imagens radiográficas bidimensionais.

2.4 Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico

Uma alternativa ao alto custo e exposição de radiação dos TC surgiu quando em 1999 foi desenvolvido o tomógrafo computadorizado de feixe cônico (CBCT). Esse tipo de tomógrafo, projetado especificamente para a região de cabeça e pescoço, otimiza a utilização do feixe de raios X por meio de um painel detector digital. Os exames podem ser realizados em poucos segundos com uma única rotação do conjunto detector/emissor ao redor da cabeça do paciente. A quantidade de radiação absorvida é extremamente reduzida quando comparada aos exames feitos em TC e comparável aos níveis a que pacientes ortodônticos são expostos para se obter uma documentação ortodôntica completa contendo telerradiografias, panorâmica e radiografias intra-orais. (Kau, Richmond *et al.*, 2005)

Os CBCT também vêm se aprimorando e há um esforço dos fabricantes, recentemente, para tornar o campo de visão (FOV), ou área do sensor digital maior, de forma a visualizar todo o crânio em uma única imagem. Um campo de visão estendido se faz necessário principalmente, em pacientes de maior estatura nos quais um FOV de 9 polegadas pode não ser suficiente para se obter uma imagem que inclua o *Nasion* e *Mento*. Contudo, quanto menor o FOV maior a resolução da imagem. (Kau, Richmond *et al.*, 2005)

A qualidade das imagens é determinada pelo tamanho do VOXEL, um cubo que representa a menor unidade formadora das imagens tri-dimensionais. Os CBCT possuem uma miliamperagem (mA) que varia de 2 a 15 mA, dependendo do tomógrafo, e uma kilovoltagem que varia de 100 a 120 Kv. A

miliamperagem determina a quantidade de raios X que são liberados pela ampola, enquanto o kV determina o poder de penetração dos raios X. Uma combinação de baixa mA e kV médio confere aos tomógrafos de feixe cônico uma alta qualidade de imagem com baixa exposição à radiação. (Halazonetis, 2005) Contudo, uma mA mais alta permite uma maior diferenciação entre os tecidos moles e duros, o que representa uma limitação das imagens obtidas em CBCT. (Ballanti, Lione *et al.*, 2008; Palomo, Rao *et al.*, 2008)

Atualmente os tomógrafos de feixe cônico são capazes de reconstruir cortes axiais com espessura de até 0.1 mm, gerando imagens com nitidez. Entretanto, assim como acontece com as fotografias digitais, uma relação ideal de custo-benefício entre resolução e tamanho do arquivo ainda precisa ser determinada. (Palomo, Rao *et al.*, 2008) A maioria dos softwares e hardwares ainda não estão preparados para trabalhar com o volume de dados produzidos por exames com tamanha resolução, e dentre os protocolos de aquisição hoje existentes cortes com 0.3 mm parecem ser suficientes para diagnósticos ortodônticos. Mais estudos precisam ser feitos para elucidar essa questão. (Ballanti, Lione *et al.*, 2008; Kwong, Palomo *et al.*, 2008)

2.5 Radiação

Silva *et al.*, em 2008, realizaram um estudo comparando a dose de radiação absorvida entre as tomografias computadorizadas, CBCT e CT, telerradiografia lateral e radiografia panorâmica. Utilizando dosímetros posicionados em um boneco de borracha, observou-se que a radiação absorvida durante um exame em um CBCT é cerca de 4 a 10 vezes menor do que a radiação absorvida num exame realizado por um TC. Entretanto, a radiação absorvida por um exame CBCT é cerca de 5 a 10 vezes maior do que aquela absorvida durante a realização de uma telerradiografia e uma panorâmica. (Silva, Wolf *et al.*, 2008)

Por outro lado, a dose efetiva absorvida durante uma série de radiografias intra-orais, demonstrada por Gibbs *et al.*, em 2000, (Gibbs, 2000) é muito semelhante àquela absorvida durante exames em CBCT.

Dykhouse *et al.*, em 2007, anunciaram que o ABO (American Board of Orthodontics) passou a exigir radiografias periapicais de todos os dentes, bem como radiografias inter-proximais dos pacientes a todos os ortodontistas que submeterem seus casos para avaliação. (Dykhouse, Moffitt *et al.*, 2007) Tal medida, proposta pelo maior órgão regulador da especialidade nos Estados Unidos da América, demonstra claramente que os níveis de radiação absorvida durante as radiografias intra-orais (que são muito próximos dos níveis absorvidos durante exames em CBCT) são pequenos o suficiente para justificar seu uso rotineiro na clínica ortodôntica.

2.6 Produção de Imagens 3D

Os tomógrafos geram imagens cruas (RAW DATA) que podem ser exportadas em formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) e lidas em softwares específicos. As imagens em formato DICOM representam cortes axiais do volume adquirido e podem ser visualizadas na maioria dos softwares voltados para esse fim, existentes na área médica. Em seguida, a partir dessas imagens, são reconstruídas imagens nos três planos do espaço (axial, sagital e coronal), que são conhecidas como imagens reconstruídas multiplanares (MPR). (Halazonetis, 2005)

A partir das MPR pode-se ainda reconstruir outras imagens (MPR secundárias) como as orto-radiais (também conhecida como: parasagitais ou cross-seccionais) que permitem a visualização da espessura vestibulo lingual do alvéolo e a implantação dos dentes nas bases ósseas. Um outro tipo de MPR secundário são as imagens geradas (sintetizadas) que possuem características e limitações semelhantes à aquelas das radiografias convencionais, como as

telerradiografias panorâmicas, Pósterio-Anteriores e Submento-Vértex, além de radiografias peri-apicais, inter-proximais, oclusais, entre outras. (Halazonetis, 2005)

Kumar *et al.*, em 2008, compararam 31 telerradiografias convencionais e 31 tomografias se feixe cônico dos mesmos indivíduos utilizando o tomógrafo New Tom 3G (FOV de 12 polegadas e espessura dos cortes axiais de 0.3 mm). A partir das tomografias foram sintetizadas telerradiografias de cada um dos indivíduos utilizando o software Dolphin 3D. Este software possui um algoritmo que permite que as telerradiografias sejam reconstruídas de duas maneiras: em perspectiva (simulando raios X divergentes) ou ortogonal (simulando raios X paralelos). Ambas as reconstruções foram realizadas para cada um dos 31 indivíduos. Medidas angulares e lineares foram realizadas nas três telerradiografias de cada indivíduo. Nas telerradiografias convencionais, as medidas foram compensadas para a magnificação determinada no momento da tomada radiográfica. Os resultados demonstraram que as telerradiografias reconstruídas por softwares, a partir de exames feitos em CBCT, não são estatisticamente diferentes daquelas produzidas de maneira convencional. (Kumar, Ludlow *et al.*, 2008) Diversos grupos pesquisaram a acuidade dessas imagens com resultados semelhantes. (Kumar, Ludlow *et al.*, 2007; De Oliveira, Cevidanes *et al.*, 2009; Van Vlijmen, Berge *et al.*, 2009)

A partir das MPR pode-se também selecionar determinados tons de cinza para se reconstruir objetos virtuais em 3D. Esse processo é conhecido como *segmentação* e cria modelos tri-dimensionais nos quais se podem avaliar propriedades tais como volume (cm^3) e o centro de massa do objeto. Esses modelos podem ser editados de forma a exibir camadas internas ocultas por camadas mais externas removendo-as ou tornando os objetos transparentes. (Cevidanes, Styner *et al.*, 2006)

2.7 Precisão e Acuidade de medidas tridimensionais

A precisão de um instrumento de medida se refere à capacidade deste reproduzir medições de uma mesma quantidade, enquanto a acuidade se refere à proximidade das médias das medidas, do valor real.

Lascale *et al.*, em 2002, realizaram um estudo para avaliar a acuidade das medidas realizadas em exames tomográficos de feixe cônico. Foram utilizados 8 crânios secos, e as medidas craniométricas foram comparada com aquelas obtida a partir de escaneamento com cortes de 2mm de espessura, utilizando um dos primeiros tomógrafos de feixe cônico disponível comercialmente (NewTom 9000). Contudo a qualidade dessas imagens é muito inferior àquelas obtidas com os equipamentos atuais. Além disso, não foram utilizados marcadores indelévelis o que compromete a metodologia do estudo.

Hilgers *et al.*, em 2005, realizaram medições diretamente em mandíbulas utilizando um paquímetro digital e em imagens MPR secundárias obtidas em um tomógrafo de feixe cônico (iCAT, Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) com cortes axiais com 0.4 mm de espessura. Nesse estudo os autores ainda compararam as medidas realizadas nas imagens tomográficas com as medições realizadas em telerradiografias convencionais (lateral, frontal e submento-vértex). Os autores observaram que as medidas realizadas nas MPR secundárias são muito mais precisas do que as medições realizadas em telerradiografias laterais convencionais. (Hilgers, Scarfe *et al.*, 2005)

Pinsky *et al.*, em 2006, comparou as medições de defeitos ósseos causados em mandíbulas e medições em cubos de acrílico com as medições dos mesmos defeitos realizadas em imagens tomográficas (iCAT espessura do corte axial 0.2 mm). O estudo comparou as medidas volumétricas geradas a partir de renderização automática e renderização manual com as obtidas diretamente no objeto. O erro da renderização automática foi de 6.9 cm³ e 2.3 cm³ para as renderizações manuais. O estudo demonstrou ainda que existe uma diferença de 0.07 mm nas medições horizontais e 0.27 mm nas medidas

verticais feitas nas MPR, demonstrando que as medições nas imagens MPR são extremamente precisas. (Pinsky, Dyda *et al.*, 2006) Entretanto, o processo de segmentação acrescenta uma nova fonte de erros à essas medições uma vez que é operador-dependente.

Ludlow *et al.*, em 2007, compararam em 25 crânios secos a acuidade de medidas lineares de fios ortodônticos colados no corpo mandibular bem como da anatomia mandibular em radiografias panorâmicas e em imagens panorâmicas reconstruídas à partir de CBCT (New Tom cortes axiais com 0.5 mm espessura). O estudo da medição dos fios ortodônticos, demonstrou diferenças de 1.2% para medidas em radiografias panorâmicas e 0.6% para medidas realizadas em imagens panorâmicas reconstruídas a partir de CBCT. Por outro lado, o erro das medidas da anatomia mandibular, por serem mais complexas e utilizarem pontos de difícil definição, obtiveram resultados piores: o erro médio foi de 2.8% para as radiografias panorâmicas e 2.5% para as imagens panorâmicas reconstruídas a partir das tomografias. O erro inter-examinador foi de 0.9 mm e o intra-examinador de 0.1 mm. O estudo concluiu que a definição elaborada dos pontos a serem marcados é fundamental para se realizar as medições com precisão. (Ludlow, Laster *et al.*, 2007) No entanto, ainda hoje, a maioria dos pontos cefalométricos não foram descritos de maneira precisa nos três planos do espaço para a utilização em exames tridimensionais. (De Oliveira, Cevitanes *et al.*, 2009)

Periago *et al.*, em 2008, avaliaram a acuidade da medição em volumes tri-dimensionais gerados por CBCT em 23 crânios secos. Para isso, foram realizadas 20 medidas lineares entre pontos anatômicos diretamente nos crânios com um paquímetro digital e as mesmas foram comparadas com as medidas realizadas nas reconstruções volumétricas geradas a partir de um exame feito em CBCT(iCAT FOV 12"). As medições foram realizadas três vezes para cada medida. A média das medidas foi comparada para se avaliar a correlação entre as mesmas, a diferença entre as médias e o percentual dessas diferenças. Os resultados demonstraram que existe uma grande correlação entre as medidas. O erro médio para medidas repetidas foi de 2.3% ($\pm 2.11\%$) para as medidas no

CBCT e 0.63% ($\pm 0.51\%$) para as medidas feitas diretamente no crânio. A média do percentual de diferença entre as medições no crânio e no volume 3D foi de 1.13% ($\pm 1.47\%$). Noventa por cento das medidas tiveram diferenças menores que 2 mm. Os autores concluíram que, apesar da diferença média entre todas as medidas lineares localizadas no plano sagital mediano e para 6 das 12 medidas bilaterais realizadas no CBCT serem estatisticamente diferentes daquelas medidas diretamente no crânio, as diferenças não eram clinicamente significantes. (Periago, Scarfe *et al.*, 2008)

Os exames utilizando o CBCT não foram desenvolvidos para avaliação de tecido mole, e sua principal indicação é para avaliação dos tecidos duros. Contudo, os programas de computador mais modernos são capazes de usar protocolos de segmentação para gerar volumes 3D automaticamente de dentes, tecido ósseo, tegumento e vias aéreas. (Kim, Ruprecht *et al.*, 2005)

Baumgartel et al, em 2009 testaram a acuidade das medidas realizadas na região dento-alveolar de crânios secos. Os autores observaram que não houve diferença estatística entre as medias realizadas nos exames tomográficos e aquelas realizadas diretamente no crânio seco. Contudo houve diferença estatística entre medidas compostas. Os autores concluíram que isso se deve provavelmente ao acúmulo de erros do software na marcação dos pontos e realização das medidas, ou devido a dificuldade de se delimitar o limite do esmalte dentário nas imagens tomográficas. (Baumgaertel, Palomo *et al.*, 2009)

Recentemente, em 2009, Berco et al. publicaram um artigo onde medidas realizadas em um crânio seco foram comparadas com aquelas obtidas em imagens tomográficas. Nesse estudo, marcadores indelévels foram utilizados e não foram detectadas diferenças estatísticas entre as medidas, demonstrando a acuidade das medidas realizadas em tomógrafos de feixe cônico. Nesse estudo Berco demonstrou também que as medidas não são alteradas quando um crânio mal posicionado tem seu posicionamento corrigido por meio de um software. (Berco, Rigali *et al.*, 2009) Contudo, estudos com uma amostras maiores, avaliando a precisão de medições craniométricas realizadas em MPR são necessários.

2.8 Análises Cefalométricas 3D

Atualmente, diversos autores vêm publicando suas “análises” em 3D. Jacobson em 2006, publicou dados relativos à média de medições de 40 indivíduos adultos, de ambos os gêneros, com boa harmonia facial dos quais valores médios foram extraídos. (Jacobson e Jacobson, 2006)

Swennen *et al.* propuseram em 2006, uma análise tridimensional baseada em um sistema cartesiano de planos de referência. Para validar sua análise, realizaram medições em tomografias (CT multi-slice 120 kVp, 100 mAs e espessura dos cortes axiais de 1.25 mm) de 20 indivíduos com uma relação esquelética normal. As medições foram repetidas 2 vezes por 2 examinadores e, a diferença entre as medidas, foi usada para se determinar a precisão do método e reprodutibilidade intra e inter examinador. Todas as medições apresentaram diferenças menores de que 1 mm além de um alto coeficiente de correlação intra e inter-examinador. (Swennen e Schutyser, 2006)

Treil *et al.*, em 2001, propuseram uma análise baseada em simetria e harmonia da face, rejeitando os conceitos de valores fixos e medidas lineares e angulares para se alcançar uma face estética. Comparando medidas lineares e angulares entre os forames mentonianos, infra-orbitários e supra-orbitários e os meatos acústicos externos de ambos os lados, é possível detectar desvios na simetria da face. (Treil, Borianne *et al.*, 2001)

Cho, em 2009, apresentou uma análise para avaliação de problemas esqueléticos e dentários utilizando imagens tomográficas. Apresentaram a utilização de um software (InVIVO dental) que possui ferramentas que permitem tal análise. Contudo, esse módulo do referido software ainda não se encontra disponível comercialmente. (Cho, 2009)

A TC e o CBCT têm em comum a possibilidade de se avaliar tridimensionalmente o paciente e realizar marcações mais precisas sem distorções ou magnificações, uma vez que não possuem sobreposição de estruturas. Entretanto, não existem valores médios para as medidas realizadas

em 3D, uma vez que as normas para cefalometria 2D não são as mesmas para cefalometria 3D.

2.9 Algoritmo

O valor de diagnóstico das medidas realizadas em tomografias é limitado, uma vez que não existem valores de referência para essas medições. As pesquisas com seres humanos, para formação de grupos controle, têm um custo elevado e são cada vez mais difíceis de serem justificadas junto aos comitês de ética. O desenvolvimento de um algoritmo para corrigir as alterações causadas nas medições realizadas em telerradiografias quando comparadas às medições realizadas em tomografias, permite a adaptação de normas cefalométricas já existentes para medições tridimensionais realizadas em tomografias.

Dean *et al.* em 2000, publicaram uma tentativa de se criar padrões tridimensionais unindo as medidas feitas em telerradiografias frontais e laterais do “Bolton Brush Growth Study” para produzir um modelo tridimensional de como o crânio e a mandíbula crescem dos 8 aos 18 anos. (Dean, Hans *et al.*, 2000) Entretanto, como não utilizaram nenhum fator de correção, e as medidas nas telerradiografias sofreram alterações diferentes, dependendo do plano que as estruturas a serem medidas se encontram.

Hsiao *et al.*, em 1997 testaram a validade de uma forma simples de se corrigir os erros das medidas realizadas em telerradiografias pósterio-anterior. O algoritmo proposto era baseado na semelhança de triângulos e foi validado utilizando um crânio seco com marcadores indelévels. (Hsiao, Chang *et al.*, 1997)

Kusnoto *et al.* em 1999, compararam as medições lineares e angulares feitas diretamente em 1 (um) crânio seco com medições realizadas somando informações de diferentes projeções de telerradiografias do mesmo crânio (frontal, lateral e submento-vértex) corrigidas por 4 algoritmos distintos e

medições em 3D feitas em TC (120 kV; 120 mA; e espessura de cortes axiais de 3.0 mm). Após corrigidas pelo algoritmo nº 3 não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as medições lineares (1.1 ± 0.7 mm) e angulares ($2.8^\circ \pm 1.9^\circ$) corrigidas pelos algoritmos e as medições feitas em TC. (Kusnoto, Evans *et al.*, 1999)

De maneira semelhante, Rousset et al, em 2003, propuseram uma forma complexa para se reduzir os erros nas medidas em telerradiografias laterais, PA e submento vértex. O algoritmo se baseava na obtenção de medidas em pelo menos duas telerradiografias, perpendiculares uma à outra. Para validar o algoritmo, utilizaram 1 (um) crânio seco com marcadores indelévels. (Rousset, Simonek *et al.*, 2003)

Todas as alternativas apresentadas na literatura até o momento dependem de um conjunto de exames 2D para se deduzir medidas 3D. Entretanto a maioria dos estudos de crescimento e das amostras que originaram os valores de referencia para a cefalometria 2D são compostas de apenas uma telerradiografia lateral.

3 PROPOSIÇÃO

O Presente estudo pretende:

- 1. Avaliar a acuidade das medidas craniométricas tridimensionais realizadas em exames tomográficos de feixe cônico bem como a acuidade de medidas bidimensionais realizadas em teleradiografias em norma lateral.
- 2. Avaliar a acuidade de um algoritmo desenvolvido para converter as normas de medições craniométricas bidimensionais realizadas em telerradiografias laterais em normas para medições craniométricas tridimensionais realizadas em um tomógrafo de feixe cônico.

4 HIPÓTESE

4.1 Hipótese – Estudo 1

H_0 : Não existe diferença entre as medições craniométricas realizadas em crânios secos e aquelas realizadas em tomografias de feixe cônico.

H_1 : Existem diferenças entre as medições craniométricas realizadas em crânios secos e aquelas realizadas em tomografias de feixe cônico.

4.2 Hipótese – Estudo 2

H_0 : Não existe diferença entre as medições realizadas em telerradiografias e medidas análogas realizadas em tomografias de feixe cônico corrigidas por meio de um algoritmo.

H_1 : Existem diferenças entre as medições realizadas em telerradiografias e medidas análogas realizadas em tomografias de feixe cônico corrigidas por meio de um algoritmo.

5 MATERIAL E MÉTODO

5.1 Material e Método – Estudo 1

5.1.1 Material – Estudo 1

25 Crânios com suas respectivas mandíbulas e um complemento de dentes que permitam estabilidade

25 Filmes radiográficos (18 x 24 cm, Kodak)

25 Tomografias CBCT

250 miçangas com orifício de 0,5 mm de diâmetro interno

25 Folhas de acetato

1 Paquímetro digital

1 SimPlant Ortho versão 2.0 (Materialise Dental, Lueven , Bélgica)

1 Pistola de cola quente

1 Lapiseira 0.3 mm

1 Borracha macia

1 Laptop (2 GB de memória RAM, 512 MB de memória de vídeo, 10 GB livres no HD, Windows XP, Microsoft Office 2007)

1 Rolo de fita adesiva

1 Negatoscópio

1 iCat New Generation (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa)

1 Software iCAT VISION

1 Máquina fotográfica (CANON REBEL XTi)

1 Lente para máquina fotográfica (CANON 15-38 mm)

5.1.2 Amostra – Estudo 1

A amostra do presente estudo consta de 25 crânios secos em bom estado de conservação, com estabilidade oclusal e mandíbulas articuladas. Os crânios foram selecionados a partir de uma coleção de 500 esqueletos de indígenas brasileiros escavados pelo Padre João Alfredo Horr durante a década de 1960, em diversos sítios arqueológicos nos arredores de Florianópolis. (Fig.1)

Os crânios foram higienizados e identificados previamente ao estudo. Uma fina camada de cola quente de aproximadamente 1 mm de espessura, foi injetada na fossa mandibular para simular o espaço articular e a mandíbula foi fixada ao crânio com cola quente entre os dentes maxilares e mandibulares ocluídos.



Fig.1: Crânios selecionados para realização do estudo.

5.1.3 Craniometria

Foram utilizados 10 pontos craniométricos comumente utilizados em estudos cefalométricos. Os pontos foram identificados por consenso por dois examinadores. Em seguida miçangas de plástico com furo de 0,5 mm de diâmetro, foram fixadas nos crânios na região assinalada. (Fig.2)

Medidas lineares foram realizadas com o auxílio de um paquímetro digital com precisão de centésimos de milímetro. As medidas foram realizadas inserindo as pontas do paquímetro nos orifícios das miçangas coladas nos crânios secos. Os valores obtidos foram registrados e analisados.

5.1.3.1 Localização dos pontos craniométricos

1. Glabela – Gl: Ponto central mais protuberante na região supra-ciliar
2. Espinha Nasal Anterior – ENA: Ponto mediano mais anterior da ENA
3. Espinha Nasal Posterior – ENP: Ponto mediano mais posterior da ENP
4. Gnátion – Gn: Ponto mediano mais ântero-inferior do Mento Mandibular.
5. Mentoniano – Me: Ponto mediano mais inferior do Mento Mandibular
6. Ponto A – A: Ponto mediano, mais profundo na concavidade anterior da Maxila.
7. Condílion Direito – Co(D): Ponto mediano, pósterio-superior do côndilo direita.
8. Condílion Esquerdo – Co(E): Ponto mediano, pósterio-superior do côndilo esquerda.
9. Gônio Direito – Go(D): Ponto lateral, pósterio-inferior na região goníaca direita.
10. Gônio Esquerdo – Go(E): Ponto lateral, pósterio-inferior na região goníaca esquerdo.

5.1.3.2 Descrição das medidas craniométricas

1. Altura Facial Anterior: GI-Me
2. Altura Facial Anterior Superior: GI-ANS
3. Altura Facial Anterior Inferior - ANS-ME
4. Comprimento do palato duro: ANS-PNS
5. Comprimento da Face Média Lado Direito: Co(D) -A
6. Comprimento da Face Média Lado Esquerdo: Co(E)-A
7. Comprimento Mandibular do Lado Direito: Co(D)-Gn
8. Comprimento Mandibular Lado Esquerdo: Co(E)-Gn
9. Comprimento do Corpo Mandibular Lado Direito: Go(D)-Me
10. Comprimento do Corpo Mandibular Lado Esquerdo: Go(E)-Me
11. Altura do Ramo Mandibular Lado Direito: Co(D)-Go(D)
12. Altura do Ramo Mandibular Lado Esquerdo: Co(E)-Go(E)



Figura 2: Crânio seco com marcadores colados.

5.1.4 Radiografias Convencionais

Marcadores foram colados com cola quente nos pontos craniométricos ímpares *Gl*, *ENA*, *ENP*, *Me*, *Gn A*, e bilaterais *Co*, *Go*. Os crânios foram posicionados no cefalostato de acordo com o método descrito por Broadbent e radiografados em um aparelho de raios X, Orthophos 3C (SIEMENS, Erlagen, Alemanha) capaz de produzir telerradiografias laterais. As telerradiografias foram realizadas utilizando um filtro atenuador de alumínio e configurada para 66 kVp e 60mA por 0.16 segundos. Para determinar o grau de magnificação no plano sagital mediano, uma régua de 10 mm com marcadores radiopacos foi posicionada no apoio para *Nasion*. Foram utilizados filmes radiográficos extra-buciais de 18 x 24 centímetros (Kodak). Os filmes foram processados em uma processadora automática A/T 2000 (Kodak) de acordo com as recomendações do fabricante. As telerradiografias foram etiquetadas de acordo com a identificação do crânio radiografado.

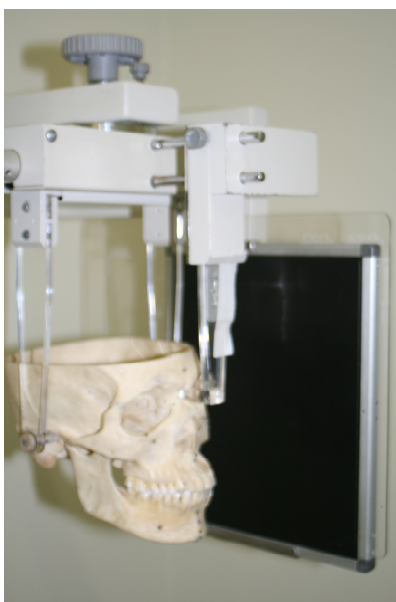


Figura 3: Crânio posicionado no cefalostato para tomada da telerradiografia lateral

5.1.4.1 Descrição dos pontos cefalométricos

1. Glabela – Gl: Ponto mais proeminente da região da Glabela.
2. Espinha Nasal Anterior – ENA: Ponto mais anterior da espinha nasal anterior.
3. Espinha Nasal Posterior – ENP: Ponto mais posterior da espinha nasal posterior.
4. Ponto A - A: Ponto mais interno da concavidade anterior da Maxila,
5. Gnátion – Gn: Ponto mais ântero-inferior no mento mandibular.
6. Mentoniano – Me: Ponto mais inferior do mento mandibular.
7. Condílion – Co: Ponto mais posterior e superior da cabeça da mandíbula.
8. Gônio – Go: Ponto mais posterior e inferior da região goníaca na Mandíbula.

5.1.4.2 Medidas cefalométricas lineares

Os filmes foram traçados em um papel de acetato (GAC) com uma lapiseira de grafite 0.3 mm onde os pontos foram identificados. As médias entre os pontos bilaterais foram utilizadas. Em seguida, as distâncias lineares foram medidas utilizando-se um paquímetro digital. Os valores obtidos a partir das medidas foram tabulados e analisados.

1. Altura Facial Anterior- GI-Me
2. Altura Facial Anterior Superior: GI-ANS
3. Altura Facial Anterior Inferior - ANS-ME
4. Comprimento do Palato Duro: ANS-PNS
5. Comprimento da Face Média: Co-A
6. Comprimento Mandibular: Co-Gn
7. Comprimento do Corpo Mandibular: Go-Me
8. Altura do Ramo Mandibular: Co-Go



Figura 4: Telerradiografias Lateral, com marcadores colados.

5.1.5 Tomografia por Feixe Cônico

Miçangas com orifícios internos com 0,5 mm de raio foram coladas com cola quente nos pontos craniométricos ímpares *Gl*, *ENA*, *ENP*, *Me*, *Gn* e *Ponto A*; bem como nos pontos bilaterais *Co(D)*, *Co(E)*, *Gn(D)*, *Gn(E)*, *Go(D)*, *Go(E)*, *InfOr(D)*, *InfOr(E)*, *Or(D)*, *Or(E)*, *MeF(D)*, *MeF(E)*. Os crânios foram posicionados com o auxílio de uma coluna feita de PVC, com base em gesso, inserida no *Forame Magno* na unidade de tomografia (i-CAT New Generation™, Imaging Sciences International, Hatfield, PA. 120 kVp, 18.66 mAs). (Fig.6) O campo de visão utilizado foi de 17 x 23 cm, a espessura dos cortes axiais foi determinada em 0.3 mm e o intervalo de reconstrução em 0.1 mm. Imagens preliminares (scout-views) foram adquiridas e o posicionamento do crânio corrigido até que o plano horizontal de Frankfort estivesse paralelo ao solo e toda área de interesse estivesse dentro do cilindro de aquisição. As imagens cruas (RAW DATA) foram convertidas em imagens DICOM utilizando o software nativo iCAT Vision™.



Figura 5. Tomógrafo: iCAT New Generation

5.1.5.1 Análise Cefalométrica 3D

As imagens DICOM foram abertas em um software específico (SimPlant Ortho 2.0) para realização das medições tri-dimensionais. Uma relação de pontos e uma rotina de medidas lineares foram criadas no software para produzir uma análise que chamamos COP3D. Os pontos foram marcados no centro dos orifícios dos marcadores radiopacos. Em seguida, os valores das medições foram calculados pelo software e copiados para o software Excel™ 2007.

5.1.5.2 Descrição dos pontos em 3D

Após a marcação, os pontos ímpares e bilaterais nas MPR, estes foram descritos de acordo com sua relação com as estruturas anatômicas circundantes em cada plano do espaço (axial, sagital e coronal), bem como nos volumes 3D gerados a partir de segmentação manual. Conforme o quadro 1:

Quadro 1. Descrição dos pontos nas imagens multi-planares reconstruídas e no volume 3D

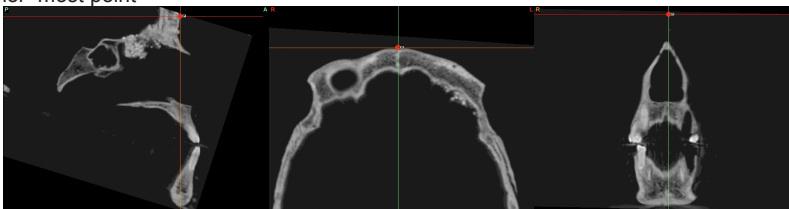
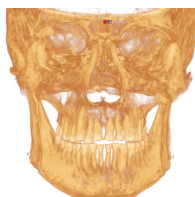
Landmark name: Glabela (Gl)

Anatomic region: Contour of the bony forehead

Lateral view: Anterior–most point at the supraciliary level

Axial view: Middle–anterior–most point

Coronal view: Middle–anterior–most point



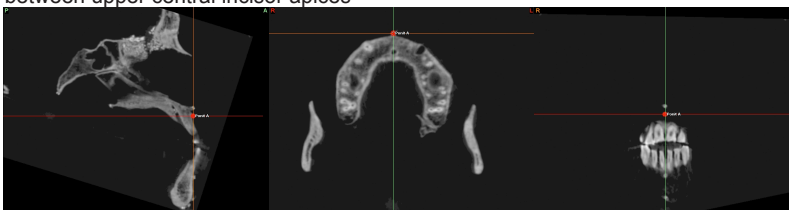
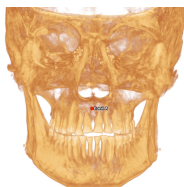
Landmark name: A point (A)

Anatomic region: Pre-maxilla

Lateral view: Posterior–most point on the curve of the maxilla between the anterior nasal spine and supradentale

Axial view: Middle–anterior–most point on the tip of the pre-maxilla

Coronal view: Middle point between upper central incisor apices



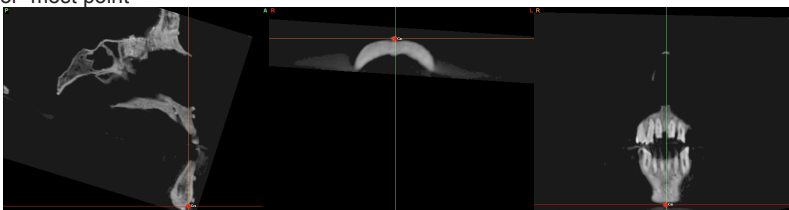
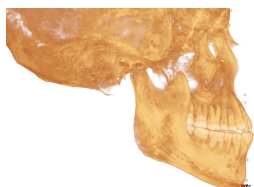
Landmark name: Gnathion (Gn)

Anatomic region: Contour of the bony chin

Lateral view: Anterior–inferior–most point

Axial view: Middle–anterior–most point

Coronal view: Middle–inferior–most point



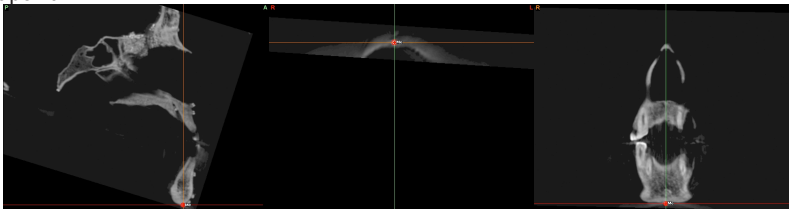
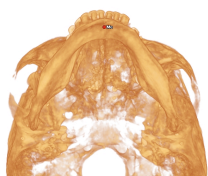
Landmark name: Menton (Me)

Anatomic region: Lower border of the mandible

Lateral view: Inferior–most point

Axial view: Middle–most point

Coronal view: Inferior–most point



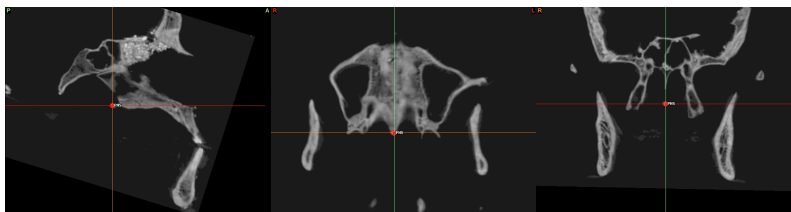
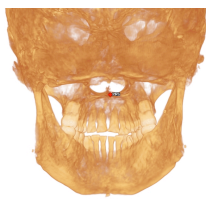
Landmark name: Posterior nasal spine (PNS)

Anatomic region: Median–posterior, sharp bony process of the maxilla

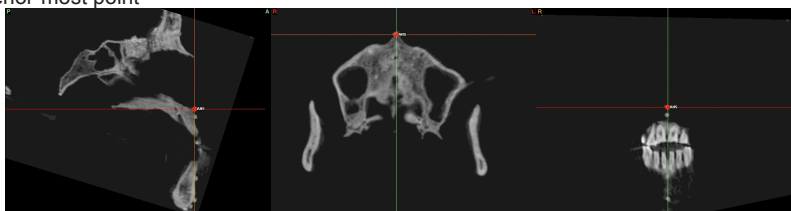
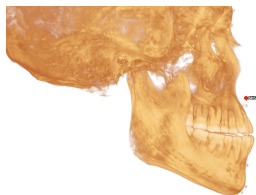
Lateral view: Point on the posterior tip of the maxilla

Axial view: Middle–posterior–most point

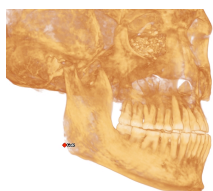
Coronal view: Middle–posterior–most point between the pterigid processes of the sphenoid bone



Landmark name: Anterior nasal spine (ANS)
Anatomic region: Median, sharp bony process of the maxilla
Lateral view: Point on the anterior tip of the maxilla
Axial view: Anterior-most point
Coronal view: Middle- anterior-most point



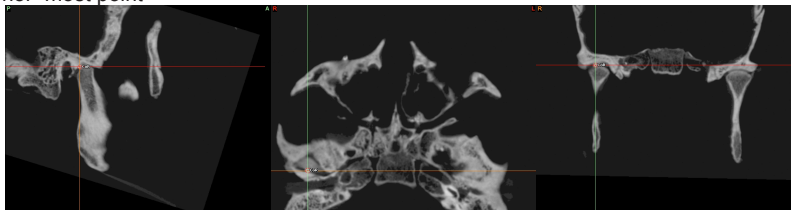
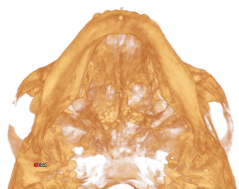
Landmark name: Right mandibular gonion (Go-R)
Anatomic region: Angle of the right mandibular body
Lateral view: Lateral-most point along the angle
Axial view: Posterior-most point
Coronal view: Inferior-most point



Landmark name: Left mandibular gonion (Go-L)
Anatomic region: Angle of the left mandibular body
Lateral view: Lateral-most point along the angle
Axial view: Lateral-posterior-most point
Coronal view: Lateral-inferior-most point



Landmark name: Right Condylion (Co-R)
Anatomic region: Right condyle
Lateral view: Superior-posterior-most point
Axial view: Middle point between lateral poles of the condilar head
Coronal view: Middle-superior-most point



Landmark name: Left condylion (Co-L)
Anatomic region: Left condyle
Lateral view: Superior-posterior-most point
Axial view: Middle point between lateral poles of the condilar head
Coronal view: Middle-superior-most point

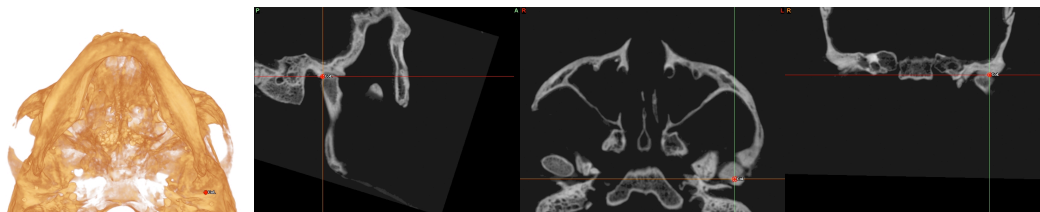


Tabela1. Descrição de pontos em 3D nos três planos do espaço. Fotografias dos MPR e 3D

5.1.5.3 Descrição das medidas lineares em 3D

1. Altura Facial Anterior: GI-Me
2. Altura Facial Anterior Superior: GI-ANS
3. Altura Facial Anterior Inferior - ANS-ME
4. Comprimento do palato duro: ANS-PNS
5. Comprimento da Face Média Lado Direito: Co(D) -A
6. Comprimento da Face Média Lado Esquerdo: Co(E)-A
7. Comprimento Mandibular do Lado Direito: Co(D)-Gn
8. Comprimento Mandibular Lado Esquerdo: Co(E)-Gn
9. Comprimento do Corpo Mandibular Lado Direito: Go(D)-Me
10. Comprimento do Corpo Mandibular Lado Esquerdo: Go(E)-Me
11. Altura do Ramo Mandibular Lado Direito: Co(D)-Go(D)
12. Altura do Ramo Mandibular Lado Esquerdo: Co(E)-Go(E)

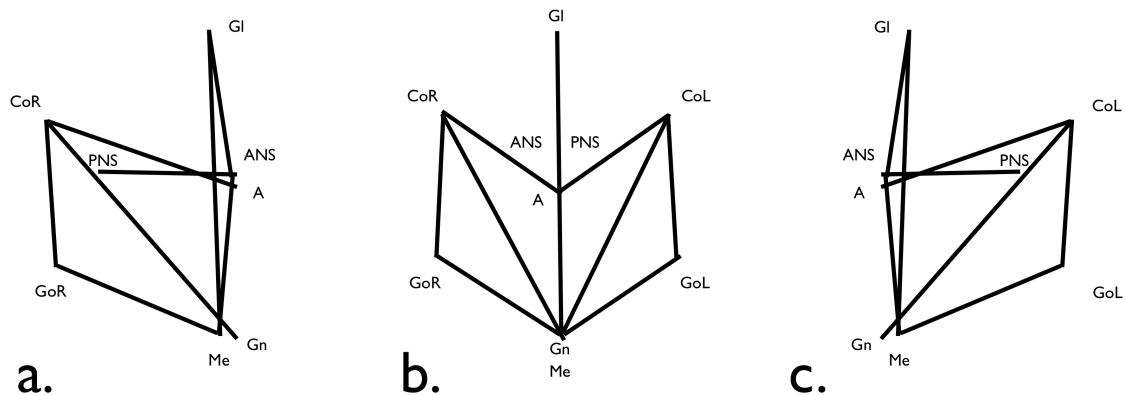


Figura 6: Cefalograma 3D: COP 3D. Fig.5a. vista lateral, perfil direito; Fig.5b. vista frontal; Fig.5c. vista lateral, perfil esquerdo.

5.1.6 Análise Estatística

Todas as medidas craniométricas foram comparadas com as medidas nas imagens tomográficas bem como as medidas feitas nas telerradiografias, utilizando o teste estatístico ANOVA para medidas repetidas e um teste Post-Hoc de Tukey, com nível de significância de 5%.

5.1.7 Erro do Método – Estudo 1

Todas as medições foram repetidas duas vezes em um intervalo de um mês e o erro do método foi avaliado por meio do coeficiente de correlação intra-classe.

5.2 Material e Método – Estudo 2

5.2.1 Material – Estudo 2

- 13 Telerradiografias laterais (OC 100, Instrumentarium)
- 13 Tomografias CBCT (iCAT, Imaging Sciences International, Hatfield, Pa)
- 13 Folhas de acetato
- 1 Paquímetro digital
- 1 Software para medições em 3D (SimPlant Ortho versão 2.0)
- 1 Software para análise estatística dos dados (SPSS 14)
- 1 Lapiseira 0.3 mm
- 1 Borracha macia
- 1 Laptop (2 GB de memória RAM, 512 MB de memória de vídeo, 10 GB livres no HD, Windows XP, Microsoft Office 2007)
- 1 Rolo de fita adesiva
- 1 Negatoscópio
- 1 Tomógrafo iCAT Classic
- 1 Software iCAT VISION

5.2.2 Amostra – Estudo 2

A amostra do estudo 2 consistiu de 13 indivíduos que possuíam telerradiografias laterais de alta qualidade (contraste médio, alta nitidez e brilho médio), bem como tomografia computadorizada de feixe cônico realizadas no departamento de radiologia da Universidade de Michigan.

5.2.3 Telerradiografias

As teleradiografias foram selecionadas a partir do banco de dados de pacientes do Departamento de Radiologia da Universidade de Michigan. Todas as telerradiografias laterais foram realizadas no mesmo aparelho de raios-X (OC 100 – Instrumentarium); o grau de magnificação no plano sagital mediano destas radiografias foi determinado por meio uma régua com marcações radiopacas a cada milímetro posicionada no apoio para o Nasion localizado no plano sagital mediano. A distancia entre 20 mm na régua foi comparada com a mesma medida na telerradiografia para se determinar o grau de magnificação de cada telerradiografia.

5.2.3.1 Análise Cefalométrica 2D

O desenho anatômico da maxila e da mandíbula foi então traçados por um examinador (BFG) e conferido por um segundo (JMC). Os Pontos cefalométricos, Condílion, Gnátion, Ponto A, Mentoniano e Espinha nasal anterior, foram então identificados conforme sua descrição publicada em 1984, por McNamara. As medidas lineares entre os pontos cefalométricos, Comprimento da Face Média, Comprimento Mandibular e Altura Facial, foram calculados (conforme sua descrição publicada em 1984 por McNamara) utilizando um paquímetro digital com precisão centesimal.

5.2.4 Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico

As tomografias foram realizada no tomógrafo iCAT (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa), localizado no Departamento de Radiologia da

Universidade de Michigan. Os pacientes foram posicionados de forma que o plano horizontal de Frankfort ficasse paralelo ao solo e o plano sagital mediano coincidissem com a guia laser do tomógrafo. Imagens preliminares foram adquiridas para se garantir o correto posicionamento do paciente no momento do exame. O protocolo de aquisição utilizado foi de 0.4 mm de espessura nos cortes axiais e tempo de exposição de 20 segundos com o campo de visão (FOV) de 17X 23 cm. Os exames foram exportados utilizando o software iCAT Vision (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) no formato DICOM 3 multi-file e codificados de modo a não permitir a identificação dos pacientes

5.2.4.1 Análise Cefalométrica 3D

As imagens DICOM foram abertas em um software específico (SimPlant Ortho 2.0 – MATERIALISE DENTAL, Lueven, Bélgica) para realização das medições tri-dimensionais. Uma relação de pontos e uma rotina de medidas lineares foram criadas no software para produzir uma análise que chamamos MICHIGAN 3D. Em seguida, os valores das medições foram tabulados e analisados.

5.2.4.2 Descrição dos pontos em 3D

Os pontos craniométricos foram descritos de acordo com sua relação com as estruturas anatômicas circundantes em cada plano do espaço (axial, sagital e coronal), bem como nos volumes 3D gerados a partir de segmentação manual. Conforme a tabela abaixo:

Quadro 1. Descrição dos pontos nas imagens multi-planares reconstruídas e no volume 3D

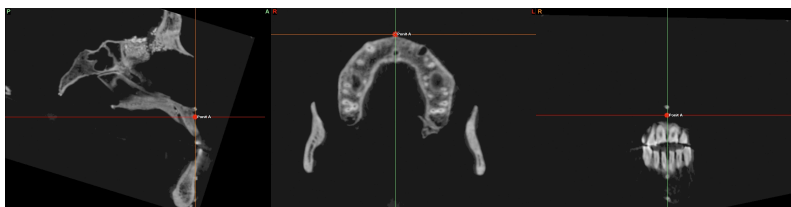
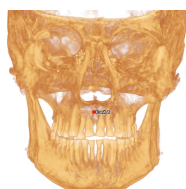
Landmark name: A point (A)

Anatomic region: Pre-maxilla

Lateral view: Posterior-most point on the curve of the maxilla between the anterior nasal spine and supradentale

Axial view: Middle-anterior-most point on the tip of the pre-maxilla

Coronal view: Middle point between upper central incisor apices



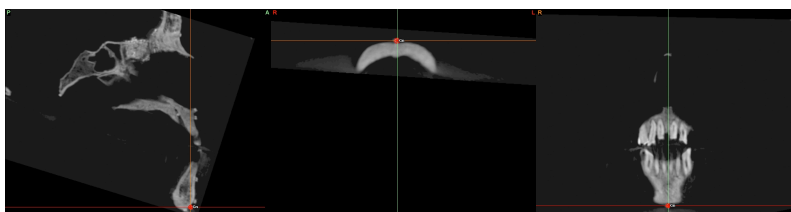
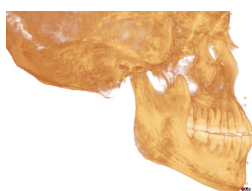
Landmark name: Gnathion (Gn)

Anatomic region: Contour of the bony chin

Lateral view: Anterior-inferior-most point

Axial view: Middle-anterior-most point

Coronal view: Middle-inferior-most point



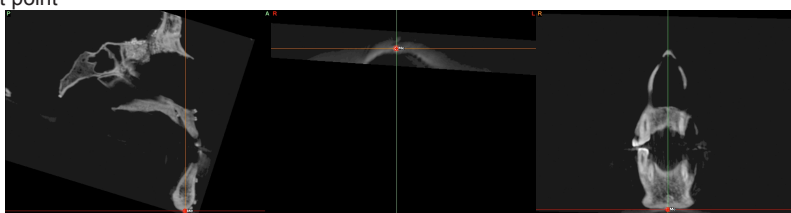
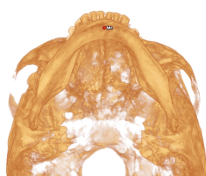
Landmark name: Menton (Me)

Anatomic region: Lower border of the mandible

Lateral view: Inferior-most point

Axial view: Middle-most point

Coronal view: Inferior-most point



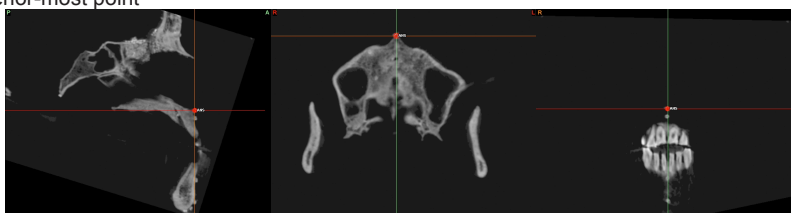
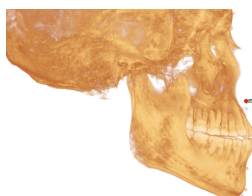
Landmark name: Anterior nasal spine (ANS)

Anatomic region: Median, sharp bony process of the maxilla

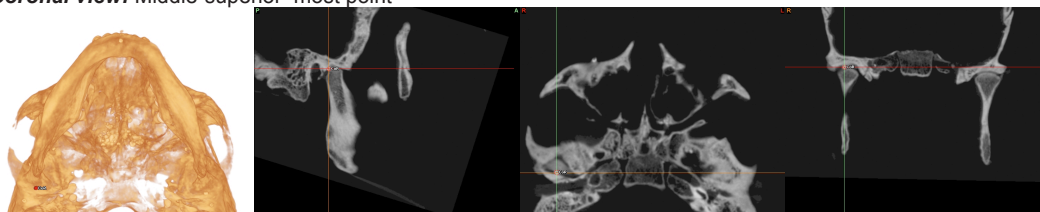
Lateral view: Point on the anterior tip of the maxilla

Axial view: Anterior-most point

Coronal view: Middle- anterior-most point



Landmark name: Right Condylion (Co-R)
Anatomic region: Right condyle
Lateral view: Superior-posterior-most point
Axial view: Middle point between lateral poles of the condilar head
Coronal view: Middle-superior-most point



Landmark name: Left condylion (Co-L)
Anatomic region: Left condyle
Lateral view: Superior-posterior-most point
Axial view: Middle point between lateral poles of the condilar head
Coronal view: Middle-superior-most point

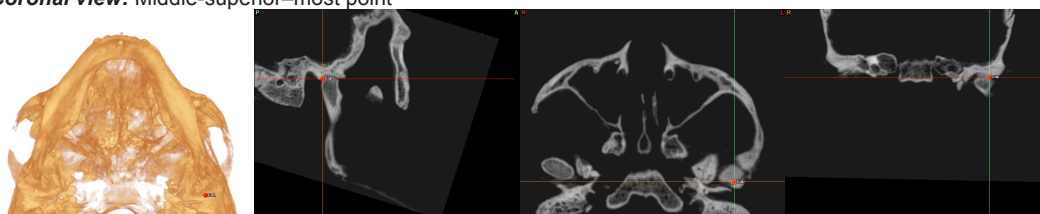


Tabela1. Descrição de pontos em 3D nos três planos do espaço. Fotografias dos MPR e 3D

5.2.4.3 Descrição das medidas lineares em 3D

1. Altura Facial Anterior Inferior - ANS-ME
2. Comprimento da Face Média Lado Direito: Co(D) -A
3. Comprimento da Face Média Lado Esquerdo: Co(E)-A
4. Comprimento Mandibular do Lado Direito: Co(D)-Gn
5. Comprimento Mandibular Lado Esquerdo: Co(E)-Gn

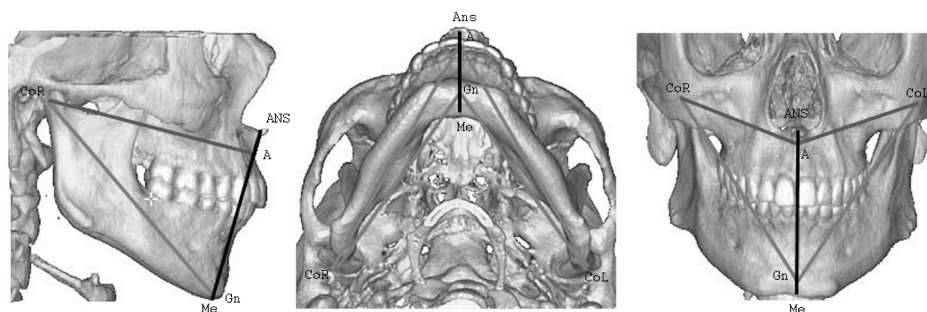


Figura 7: Cefalograma 3D: MICHIGAN 3D.

5.2.5 Magnificação

Um grupo denominado Magnificação foi calculado a partir dos dados obtidos nas medidas 3D. O percentual de magnificação calculado originalmente nas telerradiografias foi adicionado à todas as medidas realizadas nas TCFC com o intuito de se verificar se assim a correlação entre essas medidas seria maior.

5.2.6 Algoritmo

Um algoritmo consiste em uma série de equações que, por meio de algumas condições, determinam um resultado. Nesse caso, as condições ou premissas do algoritmo proposto se referem à padronização do método cefalométrico como proposto por Broadbent e o resultado esperado é a correção do erro causado pela magnificação e distorção das telerradiografias laterais, de modo que as medidas realizadas nesse tipo de exame, tenham significado e valor diagnóstico para medidas tridimensionais realizadas em exames tomográficos.

Para se desenvolver tal algoritmo é necessário, primeiro, conhecer a magnificação do plano sagital mediano na telerradiografia e, principalmente, entender como o feixe de raio X atinge o objeto antes de projetar sua imagem no filme radiográfico. Os raios divergentes saem da fonte de raios X e atingem a superfície do objeto a uma distância de 152 cm, em seguida, seguem seu trajeto até atingirem o filme radiográfico 10 cm depois. Utilizando uma régua com marcadores radiopacos no plano sagital mediano pode-se calcular a magnificação neste plano.

Por meio de um modelo simples podemos identificar que um triângulo retângulo pode ser desenhado com a *Hipotenusa* representada pela medida 3D, um dos *catetos* pela projeção da medida 3D no plano sagital mediano e um

segundo *cateto* formado pela linha que une o *Pórtion* até o plano sagital mediano.

O *cateto* representado pela projeção da medida 3D no plano sagital mediano também corresponde à medida cefalométrica (na telerradiografia) reduzida de sua magnificação.

Sabendo-se o valor da distância entre o plano sagital mediano e o *Pórtion* pode-se calcular com o *Teorema de Pitágoras a Hipotenusa* (medida 3D) desse triângulo. Uma segunda forma de se calcular a *Hipotenusa* do triângulo retângulo é sabendo o valor do ângulo entre a Hipotenusa e um dos catetos utilizando a regra de senos e cossenos.

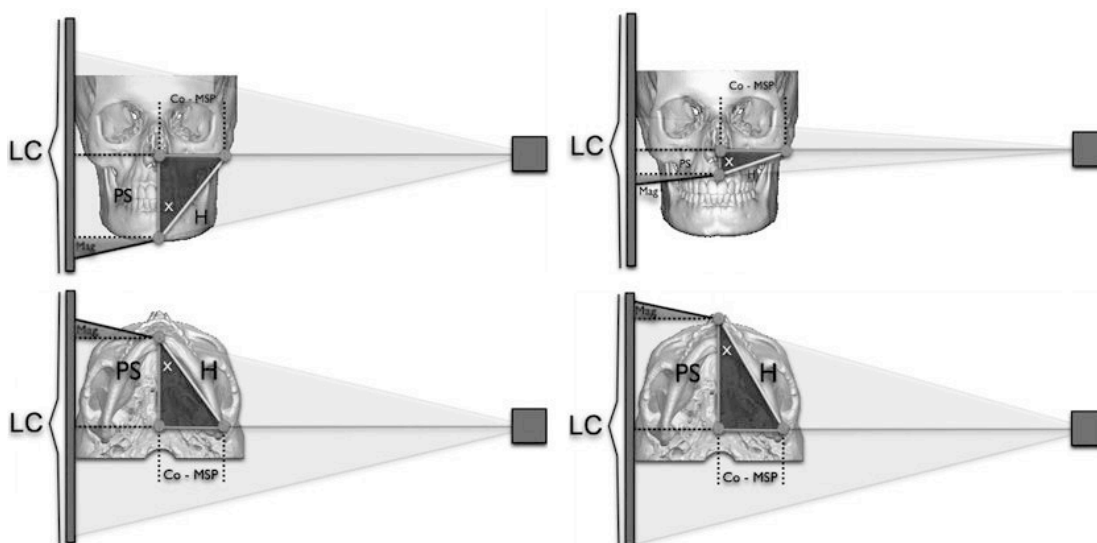


Figura 8: Descrição do algoritmo: Diagrama da formação da imagem radiográfica a partir de um feixe divergente de raios-X. H representa a medida em 3D. PS representa a projeção da medida 3D no plano sagital mediano. A medida 2D em uma telerradiografia (LC) é formada a partir da dessa projeção adicionada a magnificação (Mag.). O ângulo X entre PS e H permite calcular um em função do outro e é a base do algoritmo para conversão de medidas 2D em medidas 3D.

5.2.7 Análise Estatística – Estudo 2

Os dados das medições 3D foram corrigidos através do algoritmo proposto e as médias dos valores encontrados para cada medida nos 4 grupos, Foram analisados estatisticamente utilizando o teste estatístico ANOVA para medidas repetidas e um teste Post-Hoc de Bonferroni, por meio de um software específico (SPSS 15).

5.2.8 Erro do Método – Estudo 2

Todas as medidas foram repetidas em um intervalo de 30 dias e o erro do método foi calculado utilizando-se a fórmula de Dalberg.

6 RESULTADOS

6.1 Resultados – Estudo 1

Não houve diferença estatística entre as medidas realizadas nas imagens tomográficas e as medidas craniométricas realizadas diretamente nos crânios secos (ANOVA – $P > 0,05$). A média da diferenças foi de 0,01 mm sendo que em todos as medições essa diferença não foi maior do que 0,3 mm. (Tabela 5)

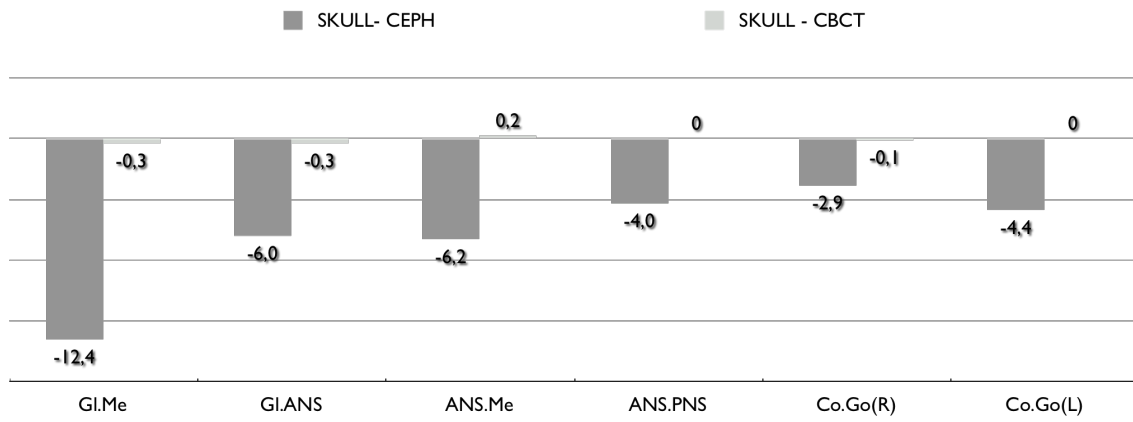
A diferença entre as medidas craniométricas e as medidas cefalométricas foram estatisticamente significantes (Tukey test – $p < 0,05$). Entretanto, houve grande variação entre as diversas medidas. Algumas medidas eram maiores nas telerradiografias enquanto outras eram menores. Medidas realizadas no plano sagittal mediano foram magnificada de maneira uniforme. A distancia entre Condílion e Gnátion foram as que sofreram menores alterações. Por outro lado, a distancia entre Condílion e Ponto A eram menores nas telerradiografias quando comparada com a mesma medida realizada nos crânios secos. (Gráfico 1 e 2)

Tabela 5. Diferença média entre os grupos. Análise estatística utilizando ANOVA para medidas repetidas ($p > 0.05$) corrigido por meio do teste Tukey.

Medida	Crânio		TCFC		TELE	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Gl.Me	129,9 ^A	8,9	130,2 ^A	8,9	142,7 ^B	9,7
Gl.ANS	65,1 ^A	3,7	65,5 ^A	3,6	71,6 ^B	3,9
ANS.Me	65,9 ^A	6,9	65,7 ^A	7,0	72,2 ^B	7,7
ANS.PNS	52,4 ^A	3,9	52,4 ^A	3,7	56,5 ^B	4,1
Co.Gn(Right)	128,1 ^A	5,1	128,0 ^A	5,1	128,0 ^B	5,7
Co.Gn(Left)	128,3 ^A	5,3	128,2 ^A	5,2	128,0 ^B	5,7
Co.A(Right)	101,6 ^A	3,9	101,4 ^A	4,0	95,5 ^B	4,1
Co.A(Left)	101,8 ^A	3,8	101,5 ^A	3,7	95,5 ^B	4,1
Co.Go(Right)	61,5 ^A	5,0	61,6 ^A	5,0	64,9 ^B	5,7
Co.Go(Left)	59,5 ^A	7,5	59,5 ^A	7,7	64,9 ^B	5,7
Go.Me(Right)	88,8 ^A	4,6	88,8 ^A	4,6	82,3 ^B	4,8
Go.Me(Left)	90,7 ^A	4,1	90,7 ^A	4,2	82,3 ^B	4,8

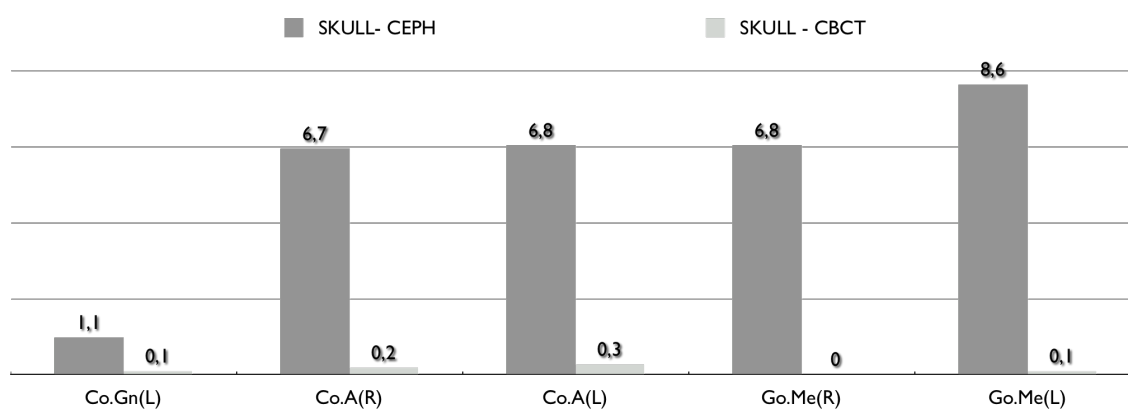
(DP = desvio padrão; Crânio = medidas realizadas diretamente nos crânios; TCFC = medidas realizadas nas tomografias computadorizadas de feixe cônico; Tele = medidas realizadas nas A= as diferenças entre as medidas realizadas nos crânios e TCFC. B= as diferenças entre as medidas realizadas nos crânios e nas telerradiografias são estatisticamente significantes)

Chart 1. Mean difference between 3 groups in millimeters. Measurements where lateral headfilm dimensions were smaller than direct and CBCT measurements



(SKULL = direct craniometric measurements; CEPH = lateral ceph measurements, CBCT = CBCT measurements).

Chart 2. Mean difference between 3 groups in millimeters. Measurements where lateral headfilm dimensios were greater than direct and CBCT measurements



(SKULL = direct craniometric measurements; CEPH = lateral ceph measurements, CBCT = CBCT measurements).

(DP = desvio padrão; Crânio = medidas realizadas diretamente nos crânios; TCFC = medidas realizadas nas tomografias computadorizadas de feixe cônico; Tele = medidas realizadas nas telerradiografias).

6.2 Resultados – Estudo 2

Os resultados são baseados na comparação dois a dois das médias (Tabela 4) utilizando o teste estatístico ANOVA (Tabela 5) para medidas repetidas com a correção de Bonferroni com o nível de significância determinado em $P < 0.05$.

Todas as medidas foram estatisticamente diferentes entre o grupo TCFC e o grupo. A diferença aumentou quando as medidas foram corrigidas para a magnificação (MAG), com exceção à AFAI que não apresentou uma diferença estatisticamente significativa ($p > 0,99$).

Houve uma grande redução na diferença entre as medidas quando o algoritmo foi aplicado. Não houve diferença estatística entre o grupo ALGORITMO e o grupo TELE. Ainda, os intervalos de confiança foram bastante curtos e incluíram zero, o que significa que a possibilidade de ambos os grupos serem idênticos existe.

Houve uma grande correlação ($R^2 = 0.97$) entre as medidas realizadas nas telerradiografias e as medidas realizadas nas TCFC; esta correlação foi levemente reduzida quando a magnificação foi corrigida ($R^2 = 0.96$). Por outro lado a correlação foi ainda maior quando o algoritmo foi utilizado ($R^2 = 0.99$).

Tabela 4. Estatística Descritiva. Valores médios e desvio padrão.

N=13 Medida	CBCT		Algoritmo		TELE		MAG.	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
AFAI	67.4	5.1	74.1	5.6	74.2	5.6	74.1	5.6
Co- Ponto A	127.0	5.9	127.8	5.9	128.2	5.9	139.7	6.5
Co-Gn	103.0	2.8	98.2	3.0	98.7	3.2	113.3	3.1

(CBCT = Medidas feitas no TCFC, Algoritmo = Medidas corrigidas por meio do algoritmo; TELE = Medidas feitas na telerradiografia; Mag. = Medidas corrigidas para a magnificação; DP = Desvio Padrao; AFAI = Altura Facial Anterior Inferior).

Tabela 5. Diferença média entre os grupos. Análise estatística utilizando ANOVA para medidas repetidas ($p>0.05$) corrigido por meio do teste Bonferroni.

Group Comparisons	Measurement	Dif. Media	EP	Sig.	Min.	Max.
TELE vs. TCFC	AFAI	6.8	0.2	<0.01	6.1	7.5
TELE vs. TCFC	Co.Gn	1.2	0.2	<0.01	0.5	1.9
TELE vs. TCFC	Co.Ponto A	-4.3	0.4	<0.01	-5.5	-3.1
MAG vs. TELE	AFAI	6.7	0.1	<0.01	6.3	7.2
MAG vs. TELE	Mandibular Length	12.7	0.2	<0.01	12.2	13.2
MAG vs. TELE	Midfacial Length	10.3	0.1	<0.01	10.1	10.5
Magnificação vs. TCFC *	AFAI	-0.1	0.2	>0.99	-0.6	0.5
Magnificação vs. TCFC	Mandibular Length	11.5	0.3	<0.01	10.6	12.4
Magnificação vs. TCFC	Midfacial Length	14.6	0.4	<0.01	13.4	15.8
Algoritmo vs. TELE	AFAI	6.7	0.1	<0.01	6.3	7.2
Algoritmo vs. TELE	Mandibular Length	0.8	0.1	<0.01	0.4	1.3
Algoritmo vs. TELE	Midfacial Length	-4.8	0.2	<0.01	-5.5	-4.1
Algoritmo vs. TCFC *	AFAI	-0.1	0.2	>0.99	-0.6	0.5
Algoritmo vs. TCFC *	Mandibular Length	-0.4	0.2	>0.50	-1.0	0.3
Algoritmo vs. TCFC *	Midfacial Length	-0.5	0.2	>0.16	-1.2	0.1

(* a diferença não é estatisticamente significante; Mean Diff. = Mean difference; EP = Erro Padrão; Sig. = significância; Min. = menor diferença; Max. = maior diferença).

7. Artigo 1

Submetido para publicação no
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics
em 13 de Março de 2010

Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans.

By

Bruno Frazão Gribel, DDS, MS^a

Marcos Nadler Gribel, DDS^b

Diogo Campos Frazão, DDS^c

Flavio Ricardo Manzi, DDS, MS, PHD^d

James A. McNamara, Jr., DDS, PHD^f

Ann Arbor, Michigan and Belo Horizonte, Brazil

^a Post-Doctoral Scholar, Department of Orthodontics and Pediatric Dentistry, The University of Michigan, Ann Arbor; Private practice, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil. Orthodontic resident, Department of Orthodontics, Pontificia Universidade Católica de Minas Gerais, Brazil.

^b Private practice of Orthodontics, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

^c Private practice of Orthodontics, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

^d Professor of Radiology, Department of Radiology, School of Dentistry, Pontificia Universidade Católica de Minas Gerais, Brazil.

^e Thomas M. and Doris Graber Endowed Professor of Dentistry, Department of Orthodontics and Pediatric Dentistry, School of Dentistry; Professor of Cell and Developmental Biology, School of Medicine; and Research Professor, Center of Human Growth and Development, The University of Michigan, Ann Arbor. Private practice of Orthodontics, Ann Arbor, Michigan, USA.

Address all correspondence to:

Dr. Bruno Frazão Gribel
Rua: Piemonte 176, Bairro: Bandeirantes
Belo Horizonte, Minas Gerais – Brazil
CEP 31 340 580
Fax/Phone: 55 31 3221- 7711
Email: bgribel@hotmail.com

Abstract

Introduction: Cone Beam Computer Tomography (CBCT) is becoming increasingly of interest to the orthodontic community. Many applications of this technology have been proposed; from impacted tooth localization to orthognathic surgery planning. Few studies have tested the accuracy of craniometric measurements made on CBCT images and its potential use as a quantitative orthodontic diagnostic tool. **Materials and Methods:** Ten fiducial markers were placed on known craniometric landmarks of 25 dry skulls with stable occlusions. CBCT scans and conventional lateral headfilms subsequently were taken of each skull. Direct craniometric measurements were compared to CBCT measurements and to cephalometric measurements using Repeated Measures ANOVA. All measurements were repeated within a one-month interval and intra-class correlations were calculated. **Results:** There was no statistically significant difference between CBCT measurements and direct craniometric measurements (mean difference 0.1 mm). All cephalometric measurements were significantly different statistically from direct craniometric measurements (mean difference 5 mm). Significant variations among measurements were noted. Some measurements were larger on the lateral cephalogram while some were smaller, but a pattern could be observed: midsagittal measurements are enlarged uniformly, while Co-Gn is changed only slightly and Co-A always was smaller. **Conclusion:** CBCT craniometric measurements are accurate to a sub-voxel size and potentially can be used as a quantitative orthodontic diagnostic tool. Lateral cephalograms have intrinsic limiting factors that result in distorted images, enlarged in some areas and reduced in others and therefore are not accurate. 2D cephalometric norms cannot be readily used for 3D measurements. Understanding how the image is distorted at each measurement may help us develop ways to correct these distortions and derive normal values for 3D measurements based on previously existing cephalometric norms.

Key Words: CBCT, Accuracy, Cephalometry, 3D, Quantitative, Diagnosis.

Introduction

Craniometric measurements have been used to aid orthodontic diagnosis over the last century. Direct craniometric and anthropometric measurements were used before the discovery of the x-ray and the introduction of the cephalometric method. The cephalostat, a modified version of the craniostat used for measuring skulls, was introduced by Broadbent in 1931.¹ Since then, cephalometry has become a commonly used diagnostic tool in orthodontics. Many studies have looked at the reliability of lateral cephalograms and found them to be reproducible. Few studies, however, have attempted to assess the accuracy of cephalometric measurements as applied 3-dimensionally, due to the known intrinsic limitations of these images such as distortion and magnification.²⁻⁷

Recently a new technology is catching the attention of the orthodontic community—conebeam computerized tomography (CBCT). According to a systematic review of this technology,⁸ before 2007 only 14 articles had been published that were related to CBCT and orthodontics; this number is closer to 300 today. CBCT is an evolution of the original CT proposed by Hounsfield and Comark.⁹ CBCT scans allow the orthodontist to assess the patient's hard and soft tissue in three dimensions (3D).¹⁰ The accuracy and reliability of such images have been tested and found to be adequate for implant planning, periodontal disease quantification, and the assessment of tumor/lesion volumes.¹¹⁻¹⁴

CBCT application as a craniofacial diagnostic tool often has been underutilized, with the orthodontist gathering 3-dimensional data and then synthesizing conventional two-dimensional films with which he or she is more familiar (e.g., lateral headfilms, panoramic radiographs). These reconstructed images are accurate and reliable and simulate the way lateral cephs or panoramics are magnified and distorted. This so-called "bridge" from 3D to 2D images helped orthodontists take the advantages of CT scans without having to add a lateral cephalometric exposure for craniofacial diagnosis.¹⁵⁻¹⁸

Today, existing software allows us to take full advantage of the CT scans, performing 3D measurements and developing 3D craniofacial analysis. These 3D measurements, made on CT images, can be more accurate and reproducible and have the

potential to aid in the craniofacial diagnosis of facial asymmetries, functional shifts, and canted occlusal planes.¹⁹⁻²³

Few studies have looked at the accuracy of 3D craniometric CBCT measurements and the potential use of CBCT as a quantitative orthodontic diagnostic tool.²⁴⁻²⁸ The aim of this study is to assess the accuracy and reliability of craniometric measurements made on CBCT scans and lateral cephalograms using dry skulls and fiducial markers.

Materials and Methods

The Ethics Committee of the Colegio Catarinense approved this *ex-vivo*, self-controlled, unblinded experiment. Twenty-five skulls were selected from an overall sample of 500 specimens. To fit the inclusion criteria, the skulls and mandibles had to be well preserved and have a stable occlusion. The skulls were number coded in order to identify each specimen.

Ten fiducial markers (plastic beads each with a hole of 0.5 mm in diameter) were placed on commonly used craniometric landmarks (Table 1). The skull and mandible were articulated in presumed centric occlusion to achieve maximum tooth contact. The mandible was stabilized using hot glue between the mandibular fossa and the condyles to simulate the articular space and secured in place using hot glue between the maxillary and mandibular teeth in three areas of the dentition.

Twelve direct craniometric measurements (Table 2) were made using a digital caliper (27-500-90, GAC, Bohemia, NY) and recorded on Excel 2007™ (Microsoft, Redmond, Wash) spreadsheets specifically designed for this study.

CT scans were made using the iCAT Next Generation (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa), CBCT unit. A standardized protocol of the iCAT for the extended (17 X 23 cm) field of view (FOV) with 0.3 mm slice thickness, 26.9 seconds acquisition time was used (Table 3). The raw images were exported using the iCAT native software (iCAT Vision) into DICOM 3 multi-files. Each file was identified with the specific skull descriptor.

The DICOM images were loaded into the SimPlant Ortho™ 2.0 (Materialise Dental, Lueven, Belgium) software. A custom analysis was created using the dedicated

“3D Ceph” software module. The custom 3D analysis (COP 3D) was saved to be used in all CT scans. Twelve points were created and identified on the multi-planar reconstructed (MPR) images that were generated by the software (i.e., axial, sagittal and coronal slices). Image enhancing tools and maximum zoom were used to make sure each point was marked precisely at the center of the plastic beads, in all three planes of space. (Fig. 1)

Based on these twelve points, reference lines were determined and displayed as a “3D Cephalogram” (Fig. 2). Ten linear measurements between points were determined and calculated by the software. The results were output automatically by the software into “.CSV” file and copied to the customized spreadsheets.

The same skulls subsequently were placed on a specially developed stand and positioned on the cephalostat of the X-ray unit, Orthophos 3C (Siemens, Erlagen, Germany) to facilitate obtaining lateral cephalograms of each specimen. The X-ray unit was calibrated optimally at 60 kV, 66 mA and 0.16 seconds to achieve the best quality images and still allow the markers to be identified. The headfilms were processed according to the manufacturer’s recommendations using a film processor. Each film was labeled with the reference skull number and machine setting.

The films were traced on acetate paper in a darkened room with the aid of a custom black mask to enhance visualization, and the contours of the beads were outlined. Bilateral structures were averaged (the distance between the center of the two bilateral beads was divided in two in order to determine where the cephalometric landmark would be located) and measured on the lateral cephalogram. Eight (8) linear distances between the cephalometric points were measured using a digital caliper (27-500-90, GAC, Bohemia, NY) with measurements made to the nearest 0.01 millimeter. The results were input into a custom spreadsheet.

Method Error

To quantify the method error, all measurements were repeated within a one-month interval, and intraclass correlations (ICC) were calculated for each measurement method.

The CBCT ICC was excellent $r = 0.99$ (0.01 mm mean difference between measurements; 0.04 mm standard deviation). The direct craniometric measurement ICC also was excellent $r = 0.98$ (0.1 mm difference between measurements; 0.5 mm standard deviation). The ICC for the lateral cephalogram also was very high $r = 0.98$ (0.1 mm difference between measurements; 0.5 standard deviation).

Results

There was no statistically significant difference between the CBCT measurements and the direct craniometric measurements (ANOVA – $P > 0.05$). The mean difference was 0.01 mm; all measurements were under 0.3 mm different from the craniometric gold standard. (Table 4)

The difference between all the craniometric and cephalometric measurements was statistically significant (Tukey test – $p < 0.05$). There was, however, a wide variation among different measurements. Some measurements were larger (Fig. 3) on the lateral cephalogram, while some were smaller (Fig. 4). Measurements between midsagittal points were magnified uniformly. The distance between Condylion and Gnathion seemed to be the least affected by the cephalometric magnification and distortion. On the other hand, the distance between Condylion and Point A was smaller on the lateral cephalogram than that determined by direct measurement of the skull. (Table 4)

Discussion

CBCT is becoming exceedingly popular among orthodontist worldwide. Its applications vary from impacted and supernumerary tooth location to orthognathic surgery planning and surgical splint prototyping.^{29,30} Although few software systems currently have a 3D cephalometric module, none of the existing modules have been tested or validated.

In 2002, Lascala and co-workers²⁴ compared 13 direct caliper measurements on 8 human skulls to those made on a CBCT scan using multi-planar reconstruction (MPR) images (i.e., axial, sagittal and coronal sections). They found that the CBCT images were

systematically smaller than those made directly on the skull; these differences, however, were not statistically or clinically significant. It should be noted that this 2002 study used one of the first CBCT units (New Tom QR DVT 9000) with a very low resolution and 2 mm slice thickness.

In 2008, Periago and co-workers²⁷ conducted a study of 23 dry skulls using Dolphin 3D (Dolphin Imaging, Chatsworth CA) and found that most measurements were statistically different from direct measurements of the same distances. Sixty percent of the measurements varied by over 1 mm, and 10% varied by 2 mm. The investigators, however, stated that this difference was not clinically significant, concluding that measurements derived from the CBCT scans were sufficiently accurate for craniofacial analysis.

In the Periago study,²⁷ no fiducial markers were used, and all measurements were performed on the 3D rendered volumes (i.e., the virtual 3D images that can be rotated by the operator), not from the three MPR images that allow for precise landmark location in all three planes of space. Generating measurements in 3D volumetric images rather than simultaneously in sets of 2-dimensional MPR images introduces error because of the difficulty in locating landmarks in 3-dimensional space and inaccuracies during the segmentation process. Grauer and co-workers¹⁰ defined the segmentation process as the construction of 3D virtual surface models (called segmentations) to best match the volumetric data. In the same paper, the authors recommend that landmarks be located using a stack of 2D slices rather than in a 3D rendered volume.

More recently Baumgaertel et al³¹ compared ten direct dental measurements made with a digital caliper on 30 dry skulls to those made on 3D rendered volumes from CBCT scans. They also found that the CBCT measurements underestimated direct measurements and that this difference became statistically significant only when compound measurements were used.

In the same study, Baumgaertel et al,³¹ suggested that perhaps the reason why their measurements were consistently smaller than those made using a digital caliper was that the software was measuring the border of the voxel instead of the center; or that perhaps the limit between the object and air was not very well delineated in the images. This phenomenon is known as *pixel summation* and is defined as the way a pixel is

formed depending on the quantity of hyperdense material being represented by a given pixel. If more than 50% is a *hypodense* material such as air, the pixel should become dark; if on the other hand more than 50% of the material being represented on that pixel is *hyperdense*, the pixel should become whiter. This phenomenon happens simultaneously in all three planes of space in a voxel.^{26,32}

Measuring on the 3D volumes might seem easier, because the object is readily available compared to MPR measurements that the operator has to scroll through; however, measurements made on 3D volumes are unreliable because 3D volumes is a result of a user-entered threshold. Rendered objects may be adequate for qualitative assessment. On the other hand accurate quantitative assessment should be performed on the MPR images.¹⁰

A more reliable methodology was that published by Hilgers and co-workers in 2005.³³ They used 25 skulls and compared direct measurements of the temporomandibular joint regions to those made on the MPR images of a CBCT scan (iCAT) with 0.4 mm slice thickness. Hilgers and colleagues found that CBCT measurements were accurate and reproducible.

More recently, Berco and co-workers²⁸ proposed a study using a single skull with a slightly different methodology, where fiducial radiopaque markers (stainless steel balls 0.5 mm diameter) were used to identify the landmarks to be measured. They were able to demonstrate a much higher accuracy (0.2 mm mean difference) than that reported previously. The landmarks were identified on the iCAT MPR images with a 0.4 mm slice thickness.

Clearly, measurement accuracy is affected by the methodology used. Not only is the quality of the images (the voxel size) and the instrument used to perform those measurements (the precision of the caliper and software) important, but also the size, material and shape of the fiducial marker can influence the study results.³⁴ Neither the Periago,²⁷ Hilgers³³ or Baumgartel³¹ studies used fiducial markers; which adds another source of error and limitation of their methodology.

The current study used a refined methodology that favored the reproducibility of both direct and CBCT measurements. Plastic beads instead of previously used steel balls were used because a pilot study by our group determined that it was difficult to reproduce

direct measurements over convex surfaces (such as steel balls). Also the plastic material used offered sufficient contrast to be identified on the CBCT images, thus reducing the effect of artifacts. Lagravère and colleagues²⁵ conducted an experiment that demonstrated the high reproducibility of titanium markers with a hollow funnel-like shape. Therefore, the current study used plastic beads with holes in the center so that the caliper could be attached firmly, increasing measurement reproducibility.

The scan resolution in our study also was greater than those published previously because a new CBCT unit with higher resolution capability (0.3 mm slice thickness) was available. The caliper used in our study offered measurements made to the nearest 0.01 millimeter, and the dedicated “3D Ceph” module of the SimPlant™ software used has been validated for various purposes by many studies on the industrial and biomedical field.^{29,30,35} The advantage of such a module is that landmarks are only located once, and all measurements are computed by the software. Having to locate landmarks multiple times for multiple measurements adds another source of error to the study (reproducibility).³⁶ Locating the landmarks multiple times could be the reason why Baumgaertel et al³¹ found statistically significant differences in their compound measurements.

In contrast to most previous investigation, the ICC of all measuring methods used in our study was very high.^{27,37-39} This high level of correlation was due to our study design (using fiducial markers) that virtually eliminated other sources of error such as landmark identification. Had we not used fiducial markers, the reliability of all measurements, particularly those on the lateral cephalogram, undoubtedly would have been a lot less accurate and less reproducible.

High accuracy and reproducibility of cephalometric measurements is particularly important because we also compared the CBCT measurements to those made on the lateral cephalograms to assess if 2D cephalometric norms could be used as normative values for 3D measurements. Overall these differences were not only statistically but also clinically significant. There was wide variation among different cephalometric measurements, but within the same measurement the standard deviations were small. A pattern could be identified: midsagittal measurements were enlarged uniformly, while

mandibular length (Co-Gn) remained relatively unchanged and midfacial length (Co-A) always was smaller.

This variability among measures was a result of the distortion caused by the non-parallel x-ray beam, after hitting a 3D object, projecting its shadow on a 2D head film.⁵ The shadow of the object sometimes is smaller than the object itself (distortion; Fig.3), while on the other hand; the non-parallel x-rays sometimes can enlarge the shadow of the object (magnification; Fig.4). This complex interaction between distortion and magnification (Fig.5) is what causes cephalometric measurements to be so inaccurate, except when the distortion is compensated by the magnification, as for example when Co-Gn is measured. Furthermore, the left mandibular length (Co(L)-Gn) was more accurate on the lateral ceph than the right mandibular length (Co(R)-Gn). This difference occurs at least in part because the left side is closer to the film than is the right side, leading to less distortion on the side closest to the film. Understanding how the image is distorted at each measurement may help us develop ways to correct these distortions and derive normal values for 3D measurements based on already existing cephalometric norms.^{40,41}

Conclusion

CBCT craniometric measurements are extremely accurate and can be used for craniofacial analysis. Lateral cephalograms have intrinsic limitations that result in distorted images, enlarged in some areas and reduced in others. The midfacial length measurements consistently were reduced while the mid-sagittal plane measurements were enlarged consistently. On the other hand, mandibular length measurements were not affected significantly. A pattern seems to exist, and mathematical algorithms may correct these distortions in the future, so that 3D normal values for 3D quantitative assessment and diagnosis can be derived, from previously know 2D norms, without exposing untreated patients to radiation.

Acknowledgment

We wish to thank the “Museu do Homem de Sambaqui” for allowing us to use their sample of over 500 skulls (some up to 5.000 years old) excavated in the early 1960s by Father João Alfredo Horr. We also thank Dr. Vinicus Machado for lending us the “Orthophos 3C” X-ray unit and KaVo Dental Corporation of Brazil for installing the cephalometric unit and the “iCAT Next Generation” CBCT unit at the museum.

References

1. Broadbent BH. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod*. 1931;1:45-66.
2. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. *Am J Orthod* 1971;60:505-517.
3. Moyers RE, Bookstein FL. The inappropriateness of conventional cephalometrics. *Am J Orthod* 1979;75:599-617.
4. Trpkova B, Prasad NG, Lam EW, Raboud D, Glover KE, Major PW. Assessment of facial asymmetries from posteroanterior cephalograms: validity of reference lines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:512-520.
5. Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE, Jr., Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:397-409.
6. Power G, Breckon J, Sherriff M, McDonald F. Dolphin Imaging Software: an analysis of the accuracy of cephalometric digitization and orthognathic prediction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005;34:619-626.
7. 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;31:129-134.
8. De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:609-625.
9. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973;46:1016-1022.
10. Grauer D, Cevidanes LS, Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:460-470.
11. Hatcher DC, Dial C, Mayorga C. Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc* 2003;31:825-833.
12. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006;77:1261-1266.
13. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:410-416.
14. Suomalainen A, Vehmas T, Kortensniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:10-17.

15. 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;5:104-113.
16. Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:263-269.
17. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod* 2008;78:873-879.
18. Lamichane M, Anderson NK, Rigali PH, Seldin EB, Will LA. Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:156 e151-156; discussion 156-157.
19. Treil J, Borianne P, Casteigt J, Faure J, Horn AJ. The human face as a 3-dimensional model: The future in orthodontics. *World J Orthod* 2001;2:253-257.
20. Katsumata A, Fujishita M, Maeda M, Ariji Y, Ariji E, Langlais RP. 3D-CT evaluation of facial asymmetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99:212-220.
21. Maeda M, Katsumata A, Ariji Y, Muramatsu A, Yoshida K, Goto S et al. 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;102:382-390.
22. Kwon TG, Park HS, Ryoo HM, Lee SH. A comparison of craniofacial morphology in patients with and without facial asymmetry--a three-dimensional analysis with computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006;35:43-48.
23. Tuncer BB, Atac MS, Yuksel S. A case report comparing 3-D evaluation in the diagnosis and treatment planning of hemimandibular hyperplasia with conventional radiography. *J Craniomaxillofac Surg* 2009;37:312-319.
24. Lascalea CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:291-294.
25. Lagravere 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;134:112-116.
26. Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:80-93.
27. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 2008;78:387-395.
28. 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;136:17 e11-19; discussion 17-18.
29. Bianchi SD, Ramieri G, De Giovanni PP, Martinetto F, Berrone S. [The validation of stereolithographic anatomical replicas: the authors' own experience and a review of the literature]. *Radiol Med* 1997;94:503-510.
 30. Santler G, Karcher H, Gaggl A, Kern R. Stereolithography versus milled three-dimensional models: comparison of production method, indication, and accuracy. *Comput Aided Surg* 1998;3:248-256.
 31. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:19-25; discussion 25-18.
 32. Lagravere MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:305-308.
 33. 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;128:803-811.
 34. Moseley DJ, White EA, Wiltshire KL, Rosewall T, Sharpe MB, Siewerdsen JH et al. Comparison of localization performance with implanted fiducial markers and cone-beam computed tomography for on-line image-guided radiotherapy of the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67:942-953.
 35. Pattijn V, Samson I, Vander Sloten J, Van Audekercke R, Swaelens B, De Buck V. Medical image based, preformed titanium membranes for bone reconstructions: design study and first clinical. *Proc Inst Mech Eng H* 2002;216:13-21.
 36. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. *Am J Orthod* 1971;60:111-127.
 37. de Oliveira AE, Cevidanes LH, 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;107:256-265.
 38. 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;38:262-273.
 39. Cevidanes L, Oliveira AE, Motta A, Phillips C, Burke B, Tyndall D. Head orientation in CBCT-generated cephalograms. *Angle Orthod* 2009;79:971-977.
 40. Hsiao TH, Chang HP, Liu KM. A method of magnification correction for posteroanterior radiographic cephalometry. *Angle Orthod* 1997;67:137-142.
 41. Rousset MM, Simonek F, Dubus JP. A method for correction of radiographic errors in serial three-dimensional cephalometry. *Dentomaxillofac Radiol* 2003;32:50-59.

List of Figures:

Fig. 1. Software overview on 3D Ceph module. Landmark location with enhancing tools and maximum zoom for precise localization on MPR images (bottom left corner). 3D reconstructed model and measurement lines and point visualization on the 3D window (top left corner). Axial slice (top right corner). Synthethized lateral cephalogram with landmarks identified (bottom right corner).

Fig. 2. 3D Cephalometric Analysis. All measurements are displayed as red lines connecting the points marked on CBCT scans. Fig. 2a right profile, lateral view; Fig. 2b Frontal view; Fig 2c left profile lateral view.

Fig 3. Mean difference between 3 groups in millimeters. Measurements where lateral headfilm dimensions were smaller than direct and CBCT measurements

Fig 4. Mean difference between 3 groups in millimeters. Measurements where lateral headfilm dimensions were greater than direct and CBCT measurements.

Fig 5. X-ray distortion and magnification:3a) Different objects producing the same shadow on a radiographic film when hit by an X-ray; 3b)Same object producing different shadows on a radiographic film when hit by an X-ray

List of Tables:

Table 1. Landmarks selected for the study

Table 2. Linear Measurements Description

Table 3. iCAT CBCT unit: technical parameters and settings at the time of the study

Table 4. Descriptive Statistics, pair-wise group comparisons for each measurement, using Repeated Measures ANOVA ($p > 0.05$) with Bonferroni correction.

Table 1. Landmarks selected for the study

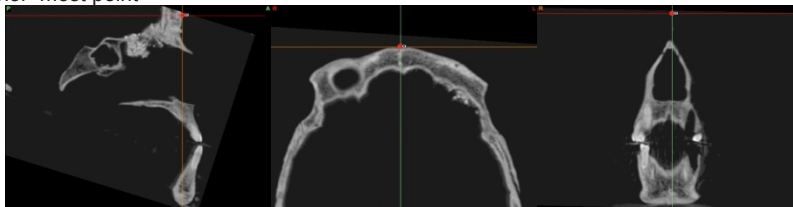
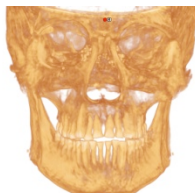
Landmark name: Glabella (Gl)

Anatomic region: Contour of the bony forehead

Lateral view: Anterior–most point at the supraciliary level

Axial view: Middle-anterior–most point

Coronal view: Middle-anterior–most point



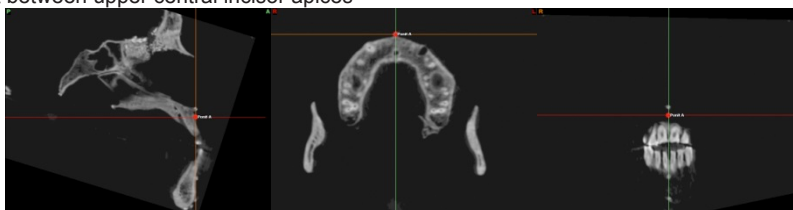
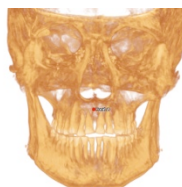
Landmark name: Point A (A)

Anatomic region: Pre-maxilla

Lateral view: Posterior-most point on the curve of the maxilla between the anterior nasal spine and supradentale

Axial view: Middle-anterior–most point on the tip of the pre-maxilla

Coronal view: Middle point between upper central incisor apices



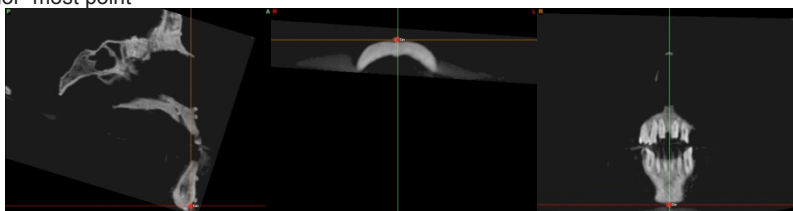
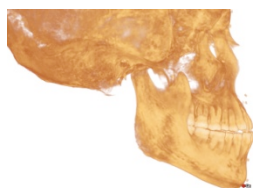
Landmark name: Gnathion (Gn)

Anatomic region: Contour of the bony chin

Lateral view: Anterior-inferior–most point

Axial view: Middle-anterior–most point

Coronal view: Middle-inferior–most point



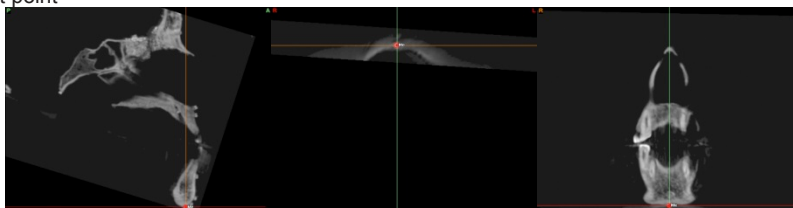
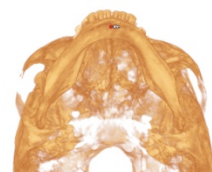
Landmark name: Menton (Me)

Anatomic region: Lower border of the mandible

Lateral view: Inferior–most point

Axial view: Middle–most point

Coronal view: Inferior–most point



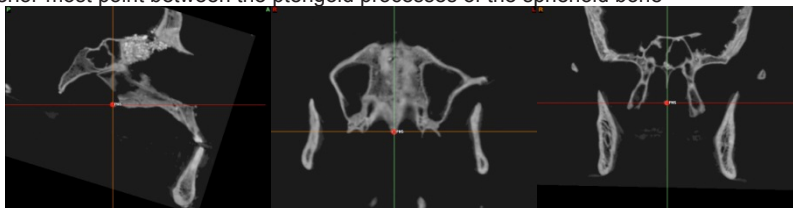
Landmark name: Posterior nasal spine (PNS)

Anatomic region: Median-posterior, sharp bony process of the maxilla

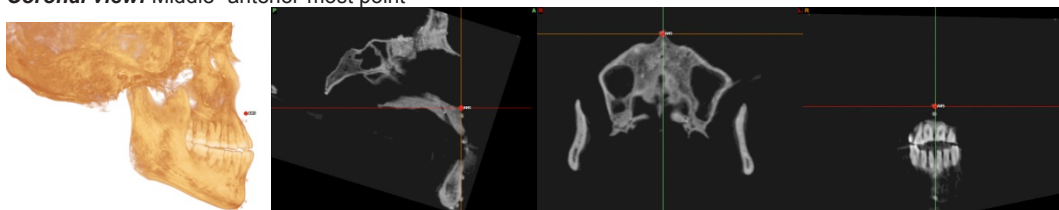
Lateral view: Point on the posterior tip of the maxilla

Axial view: Middle-posterior–most point

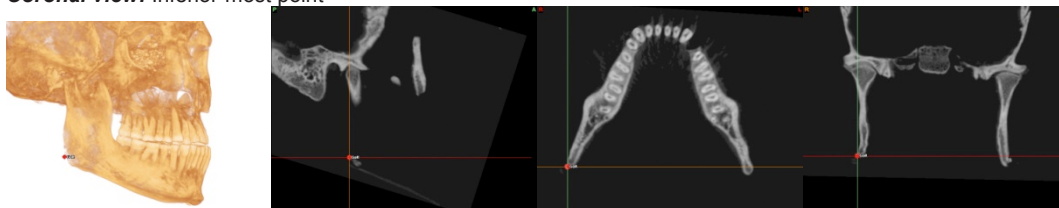
Coronal view: Middle-posterior–most point between the pterigid processes of the sphenoid bone



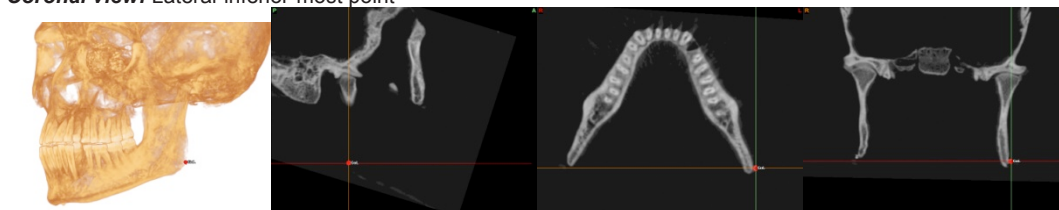
Landmark name: Anterior nasal spine (ANS)
Anatomic region: Median, sharp bony process of the maxilla
Lateral view: Point on the anterior tip of the maxilla
Axial view: Anterior-most point
Coronal view: Middle- anterior-most point



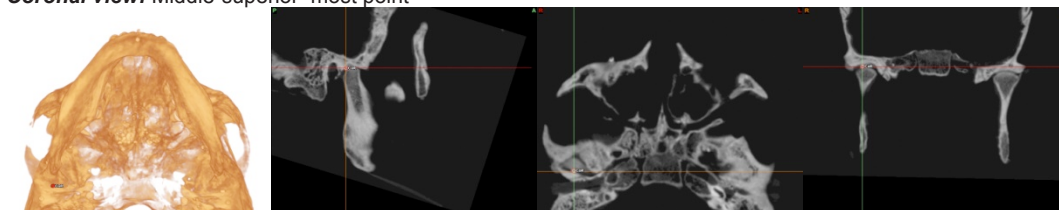
Landmark name: Right mandibular gonion (Go-R)
Anatomic region: Angle of the right mandibular body
Lateral view: Lateral-most point along the angle
Axial view: Posterior-most point
Coronal view: Inferior-most point



Landmark name: Left mandibular gonion (Go-L)
Anatomic region: Angle of the left mandibular body
Lateral view: Lateral-most point along the angle
Axial view: Lateral-posterior-most point
Coronal view: Lateral-inferior-most point



Landmark name: Right Condylion (Co-R)
Anatomic region: Right condyle
Lateral view: Superior-posterior-most point
Axial view: Middle point between lateral poles of the condylar head
Coronal view: Middle-superior-most point



Landmark name: Left condylion (Co-L)
Anatomic region: Left condyle
Lateral view: Superior-posterior-most point
Axial view: Middle point between lateral poles of the condylar head
Coronal view: Middle-superior-most point

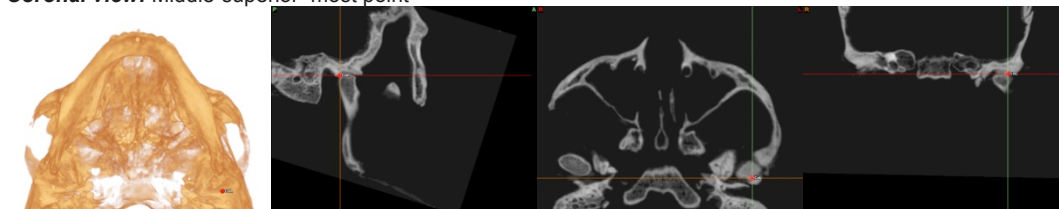


Table 2. Linear Measurements Description

Measurement	Abbreviation	Description
Total Face Height	(GI-Me)	Glabella to Menton
Upper Face Height	(GI-ANS)	Glabella to Anterior Nasal Spine
Lower Face Height	(ANS – Me)	Anterior Face Height to Menton
Palatal Length	(ANS-PNS)	Anterior Nasal Spine to Posterior Nasal Spine
Right Midfacial Length	(CoR – A)	Condylion Right to Point A
Left Midfacial Length	(CoL – A)	Condylion Left to Point A
Right Mandibular Length	(CoR – Gn)	Condylion Right to Gnathion
Left Mandibular Length	(CoL – Gn)	Condylion Left to Gnathion
Right Mandibular Body Length	(Go.R-Me)	Right Gonion to Menton
Left Mandibular Body Length	(Go.L-Me)	Left Gonion to Menton
Right Mandibular Ramus Height	(Go.R-Co.R)	Right Gonion to Right Condylion
Left Mandibular Ramus Height	(Go.L-Co.L)	Left Gonion to Left Condylion

Table 3. iCAT CBCT unit: technical parameters and settings at the time of the study

Technical parameter	Value
Manufacturer	Imaging Sciences International, Hatfield, Pa
X-ray source voltage	120 kVp
X-ray source current	3-8 mA
Focal spot size	0.5 mm
X-ray beam size	0.5 Å~ 0.5 to 8 Å~ 10 in
Scanning time	26.9 seconds
Image acquisition	Single 360° rotation
Image detector	Amorphous silicon flat panel detector
Gray scale	14 bit
Field of view	23.0 cm (diameter) Å~ 17 cm (height)
Voxel size (mm)	0.3 mm
Primary reconstruction time	About 30 seconds
Secondary reconstruction time	Real time
Radiation exposure (µSV)	36-74 µSV
Patient positioning	Seated with flat occlusal plane

Table 4. Descriptive Statistics, pair-wise group comparisons for each measurement, using Repeated Measures ANOVA ($p>0.05$) with Bonferroni correction.

Measurement	SKULL		CBCT		CEPH	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
GI-Me	129.9 ^A	8.9	130.2 ^A	8.9	142.7 ^B	9.7
GI-ANS	65.1 ^A	3.7	65.5 ^A	3.6	71.6 ^B	3.9
ANS-Me	65.9 ^A	6.9	65.7 ^A	7.0	72.2 ^B	7.7
ANS-PNS	52.4 ^A	3.9	52.4 ^A	3.7	56.5 ^B	4.1
Co-Gn(Right)	128.1 ^A	5.1	128.0 ^A	5.1	128.0 ^B	5.7
Co-Gn(Left)	128.3 ^A	5.3	128.2 ^A	5.2	128.0 ^B	5.7
Co-A(Right)	101.6 ^A	3.9	101.4 ^A	4.0	95.5 ^B	4.1
Co-A(Left)	101.8 ^A	3.8	101.5 ^A	3.7	95.5 ^B	4.1
Co-Go(Right)	61.5 ^A	5.0	61.6 ^A	5.0	64.9 ^B	5.7
Co-Go(Left)	59.5 ^A	7.5	59.5 ^A	7.7	64.9 ^B	5.7
Go-Me(Right)	88.8 ^A	4.6	88.8 ^A	4.6	82.3 ^B	4.8
Go-Me(Left)	90.7 ^A	4.1	90.7 ^A	4.2	82.3 ^B	4.8

Mean measurements and standard deviations (SD) on the dry skulls (SKULL), CBCT scans (CBCT) and lateral cephs (CEPH). A= Differences between the skull and the images derived from the CBCT are not statistically significant. B= Differences between the skull and the images derived from the CBCT are statistically significant.

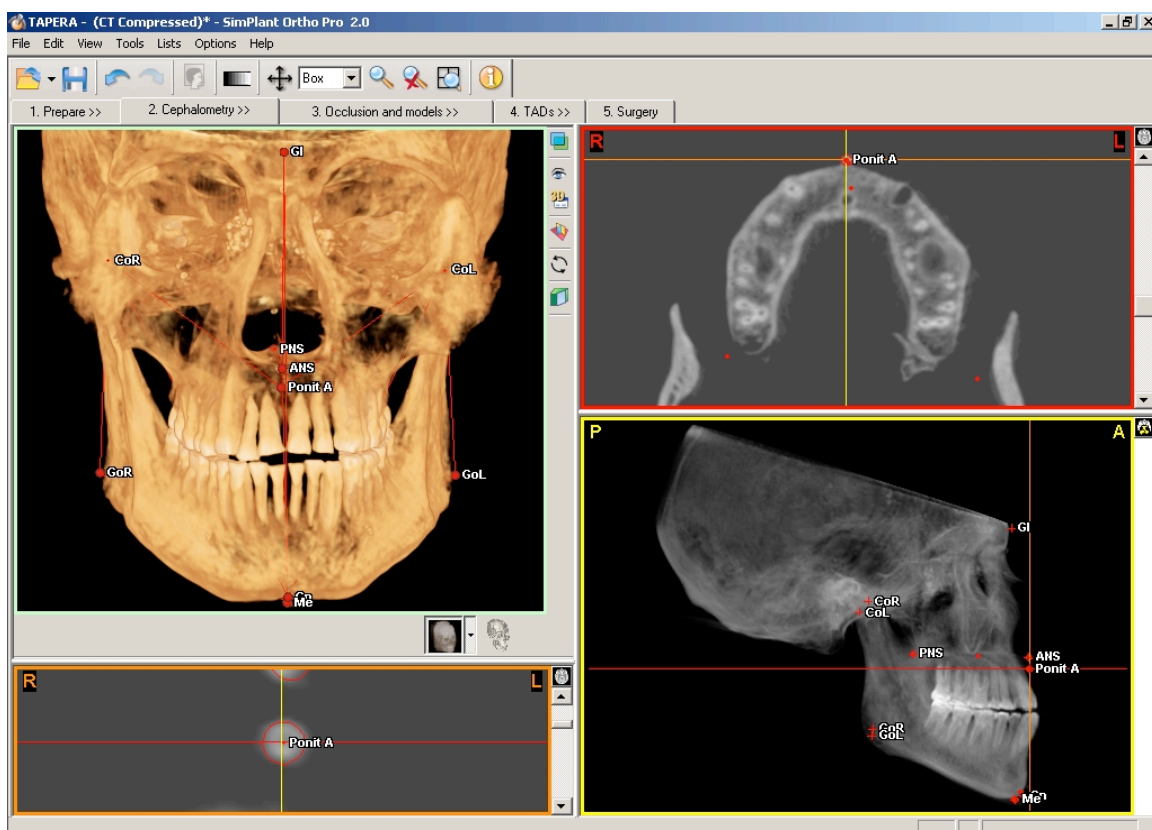


Fig. 1. Software overview on 3D Ceph module. Landmark location with enhancing tools and maximum zoom for precise localization on MPR images (bottom left corner). 3D reconstructed model and measurement lines and point visualization on the 3D window (top left corner). Axial slice (top right corner). Synthethized lateral cephalogram with landmarks identified (bottom right corner).

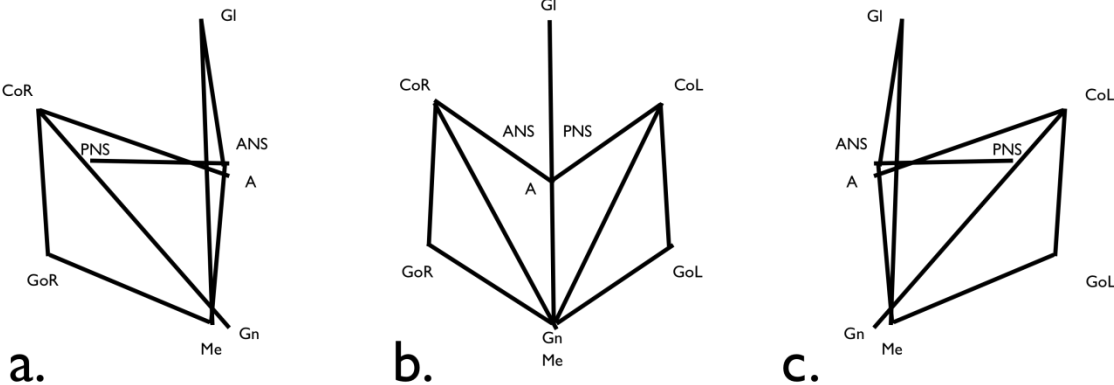
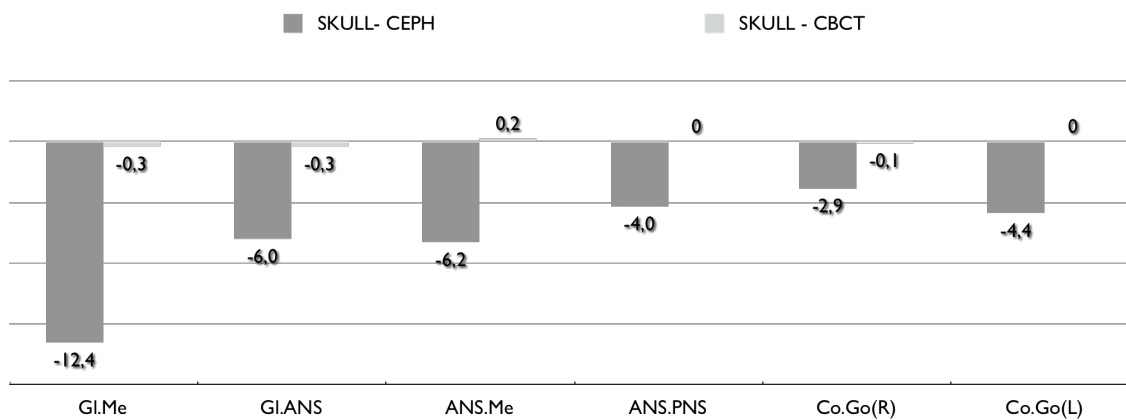


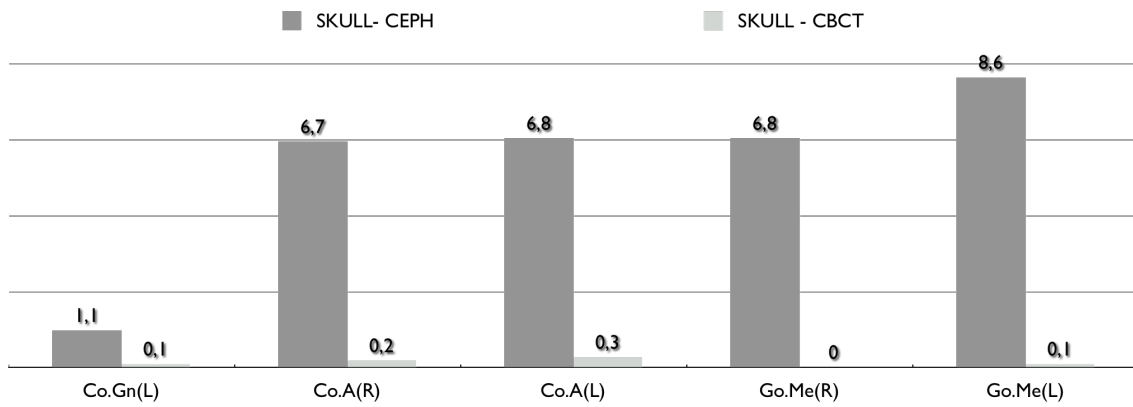
Fig. 2. 3D Cephalometric Analysis. All measurements are displayed as red lines connecting the points marked on CBCT scans. Fig. 2a right profile, lateral view; Fig. 2b Frontal view; Fig 2c left profile lateral view.

Figure 3. Mean difference between 3 groups in millimeters. Measurements where lateral headfilm dimensions were smaller than direct and CBCT measurements



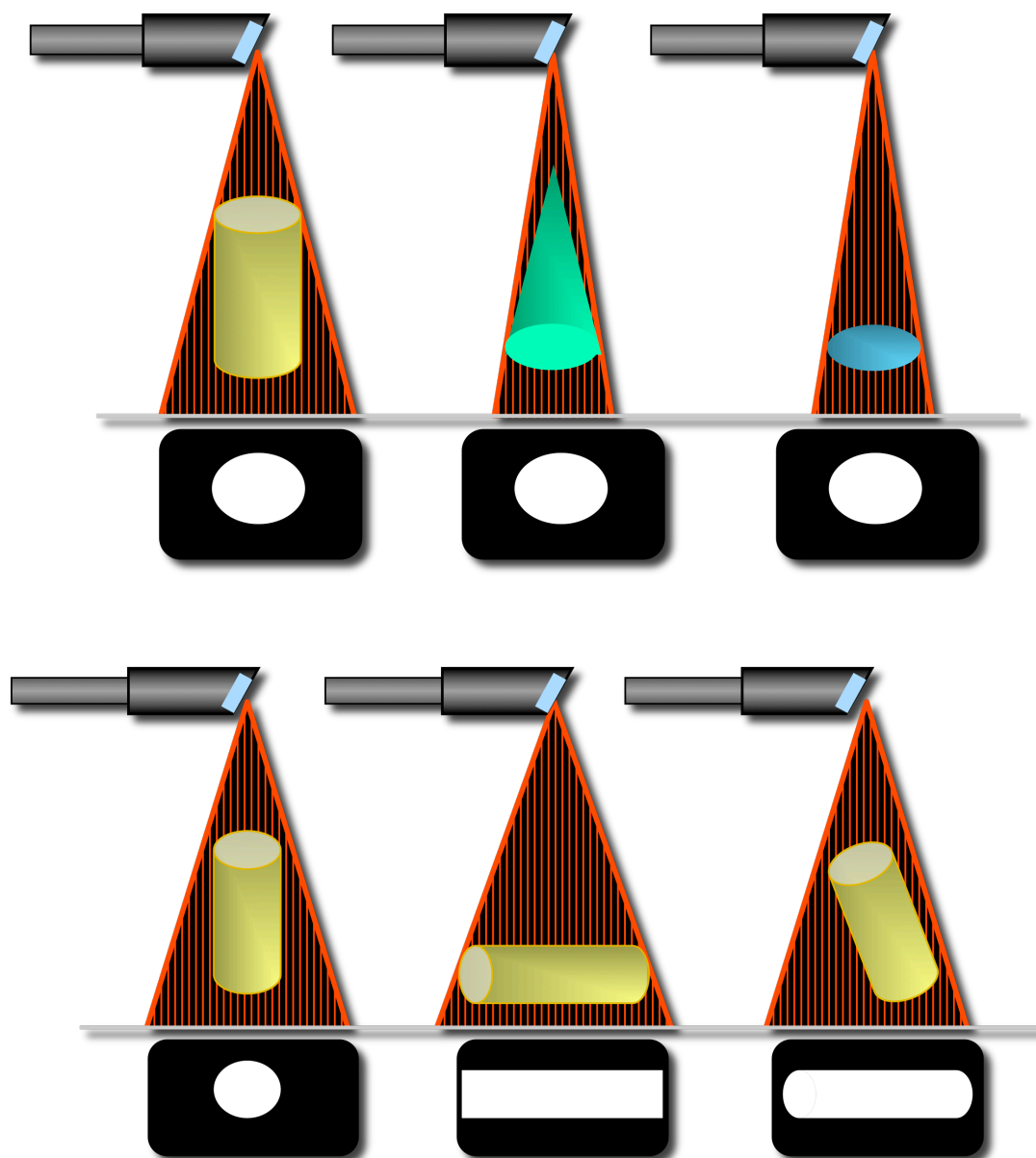
(SKULL = direct craniometric measurements; CEPH = lateral ceph measurements, CBCT = CBCT measurements).

Figure 4. Mean difference between 3 groups in millimeters. Measurements where lateral headfilm dimensions were greater than direct and CBCT measurements.



(SKULL = direct craniometric measurements; CEPH = lateral ceph measurements, CBCT = CBCT measurements).

Fig. 5. X-ray distortion and magnification:3a) Different objects producing the same shadow on a radiographic film when hit by an X-ray; 3b) Same object producing different shadows on a radiographic film when hit by an X-ray



8. Artigo 2

Submetido para publicação no
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics
em 13 de Março de 2010

**From 2D to 3D: A Translation Algorithm to Derive Normal Values
for 3-Dimensional Computerized Assessment**

By

Bruno Frazão Gribel, DDS, MS*

Marcos Nadler Gribel, DDS**

Flavio Ricardo Manzi, DDS, MS, PHD***

Sharon L. Brooks, DDS, MS****

James A. McNamara, Jr., DDS, PHD*****

Ann Arbor, Michigan and Belo Horizonte, Brazil

*Post-Doctoral Scholar, Department of Orthodontics and Pediatric Dentistry, The University of Michigan, Ann Arbor; Private practice, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil. Orthodontic resident, Department of Orthodontics, Pontificia Universidade Católica de Minas Gerais, Brazil.

** Private practice of Orthodontics, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

*** Professor of Radiology, Department of Radiology, School of Dentistry, Pontificia Universidade Católica de Minas Gerais, Brazil.

****Professor of Dentistry, Department of Periodontics and Oral Medicine, School of Dentistry and Associate Professor of Oral and Maxillofacial Radiology, Department of Radiology, School of Medicine, The University of Michigan.

*****Thomas M. and Doris Graber Endowed Professor of Dentistry, Department of Orthodontics and Pediatric Dentistry, School of Dentistry; Professor of Cell and Developmental Biology, School of Medicine; and Research Professor, Center of Human Growth and Development, The University of Michigan, Ann Arbor. Private practice of orthodontics, Ann Arbor.

Address all correspondence to:

Dr. Bruno F. Gribel
Rua: Piemonte 176, Bairro: Bandeirantes
Belo Horizonte, Minas Gerais – Brazil
CEP 31 340 580
Fax/Phone: 55 31 3221- 7711
Email:bgribel@hotmail.co

Abstract

Objective: To test the accuracy of a mathematical model or algorithm that translates measurements made on conventional lateral headfilms to corresponding dimensions observed in a cone beam computed tomography (CBCT) scan in human subjects. **Methods:** 13 subjects had lateral cephalograms taken with a conventional cephalometric machine as well as a CBCT scan. Measurements of midfacial length, mandibular length and lower anterior face height (LAFH) from both examinations were calculated. Two other groups of measurements were derived mathematically from the dimensions directly quantified on the CBCT scan: the Magnification Correction group and the Algorithm Correction group. A total of four groups were compared: 1) the Cephalometric Measurement Group; 2) the Magnification Correction Group; 3) the Algorithm Correction Group and 4) the CBCT Group. The data were analyzed statistically, using repeated measures ANOVA with a $P < 0.05$ significance level. **Results:** All measurements from the lateral cephalogram were significantly different from the corresponding measurements derived from the CBCT. Simply taking into account the image magnification did not correct the 2D linear measurement obtained from a conventional cephalogram into a 3D linear measurement made on a CBCT scan, unless the structures from which the distance will be measured are located on the midsagittal plane. When the algorithm was used to adjust the 2D measurements, however, there were no statistically significant difference between the CBCT group and the Algorithm Group. **Conclusion:** Using the mathematical formula presented herein, 2D cephalometric measurements measures from landmarks both on and off the midsagittal plane can be translated to a CBCT format with accuracy. By applying this algorithm to other existing cephalometric longitudinal growth studies, control groups and standards for CBCT images can be derived without exposing new untreated subjects to radiation.

Key words: Cephalometrics, Cone beam Computed tomography, CBCT, Norms, Standard values, 3D Analysis, Normal values, 3D Computerized Assessment.

Introduction

Since its introduction in 1931,¹ radiographic cephalometry has become a popular method used to understand normal craniofacial growth and development, to diagnose malocclusions and other facial anomalies, and to quantify the effects of orthodontic, orthopedic and surgical interventions. Nevertheless, radiographic examinations have intrinsic limitations. A conventional cephalometric headfilm is a 2-dimensional (2D) shadow of a 3-dimensional (3D) structure, produced by a non-parallel beam that results in a distorted and enlarged image (more so in some regions than in others).^{2,3} In his original article,¹ Broadbent proposed a three dimensional analysis, but orthodontists around the world have focused primarily on the lateral headfilm, for the most part ignoring the posteroanterior and submental vertex views.

Contemporary imaging technologies such as magnetic resonance imaging (MRI) and computed tomography (CT) have permitted 3D assessment of the craniofacial complex with a greater degree of accuracy and reproducibility than available previously.⁴⁻⁶ The applicability of both technologies in a routine orthodontic environment, however, is limited by their high equipment costs, by the MRI's long acquisition time, and by the CT's high radiation levels.⁷ With the introduction of cone beam computer tomography (CBCT)⁸ in 1999 and with its reduced equipment costs, acquisition time, and radiation levels,⁹ a 3D assessment of the craniofacial region has become a viable alternative for patient imaging.

Such an assessment can be conducted in all three planes of space, on images with life-size magnification, and without distortion or overlapping structures.¹⁰ Furthermore, head position is not critical for 3D image capturing and analysis; the spatial relationship among the various points is not changed in any way by variations in head orientation.¹¹ These features provide ease of landmark identification and precise superimposition of serial images,¹² which are critical for research purposes.

No three-dimensional "standards" derived from a large untreated population analyzed by way of 3D examinations are available today. It is highly unlikely that in the near future 3-dimensional data from a large sample of untreated individuals with ideal occlusions that can be used to establish normative values for 3D assessments will become available, due to examination cost and obvious ethical considerations. Therefore, even though currently we can identify landmarks accurately and generate precise 3D measurements,¹³⁻¹⁶ these measurements can be compared only to their contralateral side to evaluate asymmetries¹⁷ or to measurements taken at different times to monitor treatment effects.^{12,18} Normative values are needed to reach an appropriate diagnosis and evaluate the net effects of treatment.

The aim of this study is to test the accuracy of a mathematical model or algorithm that translates measurements made on conventional lateral headfilms to corresponding dimensions observed in a CBCT scan in human subjects. Applying this algorithm, normal values for these measurements made on 3D examinations can be calculated using previously known norms from 2D evaluations.

Materials and Methods

The sample consisted of 13 (7 males and 6 females) adult (27 ± 3 years old) subjects with ideal occlusions and well-balanced faces that had both a high quality conventional 2D lateral head radiographs and a 3D CBCT scan taken of their heads. All the radiographic examinations were coded in order to de-identify all subjects prior to the beginning of the study. The University of Michigan Institutional Review Board approved this retrospective, un-blinded study.

Data Acquisition

The Cephalometric Measurement Group. Conventional 2-D lateral cephalograms were taken on each subject with the Frankfort Horizontal plane (FHP) parallel to the floor; the subject's head position was determined by a cephalostat. The magnification for the radiographs produced by that particular machine (Orthoceph OC100, Instrumentarium Corp., Finland; 77 kVp; 12 mAs) was 10%.

The radiographs then were traced on acetate paper by the principal investigator (BG) and checked for accuracy of anatomical outline and landmark location by a second (JMc). Three measurements (midfacial length, mandibular length, LAFH) then were obtained directly from the tracing with a digital caliper.

The CBCT Measurement Group: The same subjects were positioned in the CBCT machine (i-CAT, Imaging Sciences International, Hatfield, PA. 120 kVp, 18.66 mAs) with the aid of guiding lights, with the FHP parallel to the floor and the midsagittal plane passing through Glabella. A head strap rather than a chin rest was used to stabilize the patient's head during the examination to prevent distortion of the soft tissue profile and changes in mandibular position. The CBCT machine was set for a 20-second acquisition time with a 9-inch field of view to minimize radiation exposure (slices were reconstructed with 0.4 mm increments and 0.1 mm interval).

The raw data from the CBCT scan were reconstructed, coded and converted into a Dicom3 file format using XoranCat acquisition software (version 1.7.7, Xoran Technologies, Ann Arbor, Michigan). The Dicom3 files then were imported to software (Mimics 8.13, Materialize Co., Leuven, Belgium) for assessment. A number of points and measurements were derived by the software to produce an individual analysis (Fig 1). A list and description of the points and measurements used in this analysis is provided on Tables 1 and 2.

The points (Point A, ANS, CoR, CoL, Me, Gn) were marked using the 2D multi-planar reconstruction (MPR) images (axial, sagittal and coronal slices) according to their descriptions (Fig 2). It is important that the points satisfy all of the description requirements in all three planes of space at the same time. The measurements were calculated by computer and displayed in a separate window.

Derived Groups

The Magnification Group

The measurements obtained from the CBCT scans were enlarged by the known magnification factor of the lateral headfilm, which was determined by dividing the midsagittal plane to film distance by the midsagittal plane to radiation source distance (*i.e.*, by 10%).

The Algorithm Group

The measurements obtained directly from the CBCT scans were corrected using an algorithm based on trigonometry principles, developed to translate the measurements taken from lateral radiographs to those taken from CBCT scans.

This translation was possible because two of the points chosen for this analysis Condylion Right and Condylion Left (CoR and CoL) were located at the central focus of the X-ray beam, where the effects of magnification are negligible; the other points were located at the midsagittal plane where the magnification was determined easily. The magnification, however, varied depending on the plane in which a given structure was located.^{1,19} Based on these premises, a right triangle (Fig 3) was constructed with sides described as follows:

- **The Hypotenuse (H):** represented the 3D measurement of either mandibular length (Co-Gn) or midfacial length (Co- Point A).
- **The Condylion to Midsagittal Plane Side (Co-MSP):** represented distance between Condylion and the midsagittal plane.
- **The Projection Side (PS):** represented the projection of the 3D measurement on the midsagittal plane. The Projection Side (PS) was equal to the measurement from a lateral cephalogram (LC), reduced by the magnification (Fig 3).

The hypotenuse could be calculated if both the Projected Side and the Condylion to Midsagittal Plane distance were known, using the Pythagorean theorem (Fig 3).

If the Condylion to Midsagittal Plane distance was not known, the hypotenuse could be calculated easily by dividing the Projected Side by the cosine of the angle “X” between the hypotenuse and the Projected Side (Fig 3).

By simple algebraic calculations, it was possible to translate the measurements from a lateral cephalogram to those obtained from 3D CBCT image.

$$3D \text{ Measurement} = [(Ceph \text{ Measurement}) - (Ceph \text{ Magnification})] \div [\cosine (X \div 2)]$$

Measurements on the midsagittal plane were calculated simply by reducing the magnification because the cosine of zero was equal to one.

Data Analysis

All data were exported to statistical software (SPSS[®], version 14) for statistical analysis. The data consisted of four groups, each containing three measurements (midfacial length, mandibular length, and LAFH) of the same 13 individuals:

1. **The Cephalometric Measurement Group:** measurements obtained directly from the cephalogram.
2. **The Magnification Correction Group:** measurements from the CBCT scan enlarged by the magnification factor of the lateral headfilm.
3. **The Algorithm Correction Group:** the measurements from the CBCT scan corrected for magnification and distortion using the algorithm.
4. **The CBCT Measurement Group:** measurements directly from the CBCT scan.

The mean values of the right and left midfacial and mandibular lengths on the CBCT of each patient were used to match the other groups that used cephalometric measurements and therefore were derived from the mean measurements of those bilateral anatomical structures on the lateral radiograph.

Method Error

To assess error, all measurements were repeated within a one-month interval. The intra-observer variability was 0.5 millimeters for the cephalometric measurements and 0.2 mm for the CBCT measurements according to *Dahlberg's* formula: $\sqrt{\sum D^2 / 2N}$.²⁰

Statistical Analysis

The mean values of the four groups tested for the three measurements were compared using a Repeated Measures Analysis of Variance (R-ANOVA). *Post-hoc* comparisons of means were carried out using the Bonferroni correction for multiple comparisons. The power analysis determined that there was 99% power to detect a difference greater than one millimeter within the four groups of repeated measures, for each one of the three measurements, with a sample of 13 subjects.

Results

All results reported are based on the *post-hoc* pair-wise comparisons of means (Table 3) from the repeated measures ANOVA with a 0.05 level of significance.

The three measurements from the *Cephalometric Measurement Group* and the *CBCT Measurement Group* were significantly different from each other. These differences were even greater when the *CBCT Measurement Group* was corrected for the magnification (*Magnification Correction Group*), except for the LAFH measurement that displayed an extremely small mean difference (0.1 mm). There was a marked mean difference reduction on all three measurements when the algorithm was applied; to the point where there was no statistical difference between

the *Algorithm Correction Group* and the *Cephalometric Measurement Group*. Furthermore, the confidence intervals were narrow and included zero, meaning the possibility of both groups being identical exists.

There was a high correlation ($R^2 = 0.97$) between the uncorrected ceph measurements and the CBCT measurements; the correlation was reduced slightly ($R^2 = 0.96$) if only the magnification was corrected. On the other hand, there was a slightly higher correlation ($R^2 = 0.99$) when the algorithm was applied to the uncorrected ceph dimensions.

Discussion

Since the time of Broadbent,¹ many authors have proposed ways to combine the lateral, frontal and submental vertex radiographs to obtain a 3D assessment of the patient. Kusnoto²¹ used computer software and algorithms based on the three types of radiographs using a special facebow to position the patient accurately, while Nakasima²² combined photographs, study models, and radiographs to produce a three dimensional model of the patient.

Taking 3D measurements directly from the 3D examinations such as CBCT or even 3D photographs allows us to quantify accurately the right and left sides of the patient separately. A diagnosis then can be reached by comparing the deviation of those measurements from “normal values.” Unfortunately, the exact nature of such “normal values” for 3D measurements remains undefined. The algorithm proposed herein can be used to translate existing 2D cephalometric norms (on and off the midsagittal plane) into accurate 3D norms.

Direct 3D measurements has marked advantages over other methods proposed recently in the literature, such as using 3D scans to synthesize a 2D image similar to that produced by radiographs;^{7,23-25} performing cephalometric analysis on this image still has the characteristics and limitations of a traditional cephalometric examination combined with the higher cost and/or radiation exposure from 3D examinations.

It is recommended to identify landmarks in the multi-planar reconstruction (MPR) images (i.e., the three simultaneous views of a landmark location available in most 3D software analysis programs) and not on the rendered or segmented 3D volume (i.e., the 3D virtual model that can be rotated in all three planes).^{10,26} Using the MPR slices improved the accuracy of landmark selection because there is increased variability when the 3D volume is used for landmark localization, depending on the segmentation threshold (i.e., the levels of Hounsfield units selected to construct the 3D volume).²⁷

Periago et al²⁸ found mean differences of 1.2% when comparing 3D measurements from 3D rendered volumes to direct measurements on a skull, a difference they said that was clinically irrelevant. Disler et al reported that segmented 3D volumes derived from CBCT images demonstrated less than 1% relative error when compared to the gold standard of physical measures directly from skulls. Still, Ludlow et al reported even better results (0.6% error) were accomplished when axial MPR images were used.¹¹

Muramatsu and co-workers conducted a study to determine the reproducibility of maxillofacial anatomic landmarks on 3D CT images; however, the landmarks were not described in all three dimensions using the MPR images.²⁹ According to de Oliveira et al,¹⁰ the location of each point

must be defined precisely in all three planes of space using the MPR images for these measurements to be reproducible accurately. An even better methodology would be one using non-metallic fiducial markers.

Previous studies have looked at the relationship among cephalometric, anthropometric and CBCT measurements and have found them to be highly correlated.³⁰⁻³² There is, however, an obvious association of these measurements simply because they originated from examinations of the same subjects. The best statistical analysis for these types of studies, where the data are not independent, is the repeated measures ANOVA.²⁰ Still, the most relevant variable to determine the accuracy of a translation algorithm is the mean difference between measurements and their confidence intervals.

All measurements (lower anterior facial height, midfacial length and mandibular length) that are derived from a conventional lateral cephalogram are significantly different from the 3D measurements on a CBCT (mean difference of 6.8 mm; 1.2 mm and -4.3 mm, respectively; Table 4). These differences constitute an error when using 2D cephalometric norms for 3D measurements. These results were also found in our previous studies.

The mean difference between mandibular length measured on a conventional radiograph and the same measurement on a CBCT is relatively small (1.2 mm); however, this difference still is statistically and clinically significant. This relatively small mean difference probably is due to the magnification increase that partially compensates for the reduction that occurs when the mandible is projected on a 2D film.³²

Correcting only for the image magnification and not for the image distortion does not translate the 2D linear measurements taken from a conventional lateral head radiograph to a 3D linear measurement taken from a CBCT scan (mean difference of -11.5 mm and -14.6 mm respectively; $P < 0.01$; Table 4), unless the structures from which the distance will be measured are located in the midsagittal plane, as for example LAFH (mean difference of 0.1 mm; $P > 0.99$; Table 4).

The correlation between the *Cephalometric Measurement* group and the *CBCT Measurement* group was improved from $R^2 = 0.97$ to $R^2 = 0.99$ with the proposed algorithm. This mathematical formula reduced the mean difference between the three measurements (LAFH, mandibular length, midface length) from 6.8 mm, 1.2 mm and 4.3 mm to 0.1 mm, 0.4 mm and 0.5 mm, respectively. The confidence intervals for these measures were narrow and included zero.

Patients rather than skulls were used to reproduce and validate the clinical applicability of the algorithm and avoid problems with loss of TMJ soft tissue and occlusal instability. Using cadaver heads or phantoms could reduce problems with head orientation on the cephalostat; in the present study, however, care was taken to obtain high quality lateral headfilms. By doing so, the internal validity was reduced but we also increased the external validity and clinical application of the proposed algorithm because the algorithm was tested in similar conditions as one would find in clinical practice.

It would not be possible to validate every measurement from every analysis in a single study. The three measurements used in this study are part of an analysis first introduced by McNamara³³ in 1984 and were chosen because they represent measurements both on and off the midsagittal plane for which floating normal values based on proportions rather than fix standard values are available: the so called "Composite Norms." The use of proportions, geometric relationships and floating norms is an important concept to bear in mind when deciding which measurements to

make and what we want to achieve with this new three-dimensional technology. It may be possible to apply this concept (i.e., algorithm) to other existing cephalometric longitudinal growth studies in order to derive control groups for future research or validated 3D norms for different analysis without exposing new untreated subjects to radiation.

Ideally in the future, normal values will be produced based on longitudinal studies from non-radioactive exams such as a MRI or ultrasound. For the time being, however, this type of data is not available.

Conclusions

1. Measurements taken on a conventional lateral cephalogram are significantly different to those taken from a CBCT scan of the same person.
2. Measurements taken on a conventional lateral cephalogram and then reduced by the magnification on the radiograph are significantly different to those taken from a CBCT scan, unless the structures from which the distance will be measured are located on the midsagittal plane.
3. The measurements of LAFH, midfacial length and mandibular length can be corrected accurately by using the algorithm proposed in this study.
4. By applying this algorithm to other existing cephalometric longitudinal growth studies, normative values for 3-dimensional measurements could be derived without exposing new untreated subjects to radiation.

References

1. Broadbent BH. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod*. 1931;1:45-66.
2. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. *Am J Orthod* 1971;60:111-127.
3. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. *Am J Orthod* 1971;60:505-517.
4. Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE, Jr., Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:397-409.
5. Disler DG, Marr DS, Rosenthal DI. Accuracy of volume measurements of computed tomography and magnetic resonance imaging phantoms by three-dimensional reconstruction and preliminary clinical application. *Invest Radiol* 1994;29:739-745.
6. 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;128:803-811.
7. Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:410-416.
8. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: effects of image lag. *Med Phys* 1999;26:2635-2647.
9. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:219-226.
10. Ludlow JB, Gubler M, Cevitanes L, Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:312 e311-310; discussion 312-313.
11. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:534-542.
12. Cevitanes LH, Bailey LJ, Tucker SF, Styner MA, Mol A, Phillips CL et al. Three-dimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular changes after orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:44-50.
13. Veyre-Goulet S, Fortin T, Thierry A. Accuracy of linear measurement provided by cone beam computed tomography to assess bone quantity in the posterior maxilla: A human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008.
14. Suomalainen A, Vehmas T, Kortetniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:10-17.

15. Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:80-93.
16. Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D et al. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:512-518.
17. Kwon TG, Park HS, Ryoo HM, Lee SH. A comparison of craniofacial morphology in patients with and without facial asymmetry--a three-dimensional analysis with computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006;35:43-48.
18. Cevidanes LH, Franco AA, Gerig G, Proffit WR, Slice DE, Enlow DH et al. Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:16-26.
19. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *Eur J Orthod* 1986;8:141-148.
20. Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 1983;83:382-390.
21. Kusnoto B, Evans CA, BeGole EA, de Rijk W. Assessment of 3-dimensional computer-generated cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:390-399.
22. Nakasima A, Terajima M, Mori N, Hoshino Y, Tokumori K, Aoki Y et al. Three-dimensional computer-generated head model reconstructed from cephalograms, facial photographs, and dental cast models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:282-292.
23. 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;130:257-265.
24. van Vlijmen OJ, Berge SJ, Swennen GR, 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* 2009;67:92-97.
25. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshoj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:798-802.
26. Grauer D, Cevidanes LS, Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:460-470.
27. Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:627-637.
28. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 2008;78:387-395.

29. Muramatsu A, Nawa H, Kimura M, Yoshida K, Maeda M, Katsumata A et al. Reproducibility of maxillofacial anatomic landmarks on 3-dimensional computed tomographic images determined with the 95% confidence ellipse method. *Angle Orthod* 2008;78:396-402.
30. Hayashi I. Morphological relationship between the cranial base and dentofacial complex obtained by reconstructive computer tomographic images. *Eur J Orthod* 2003;25:385-391.
31. Erickson MJ. Cone beam computed tomography and digital radiography. A comparative study of posteroanterior cephalometrics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:549.
32. 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;5:104-113.
33. McNamara JA, Jr, Brudon WL. *Orthodontics and dentofacial orthopedics*. Ann Arbor: Needham Press; 2001.

List of Figures:

Fig 1. 3D Cephalogram: 3D measurements on a 3D volume. The reconstructed image can be altered appreciably by selecting different thresholds of Hounsfield units.

Fig. 2. 2D Multi-planar-reconstruction (MPR) images. Point location in all three planes of space (coronal, axial and sagittal).

Fig. 3. Right triangle drawn in a frontal and a submental vertex view; H = 3D Measurement; PS= Projection Side; C0-MSP = Condylion to Midsagittal Plane; Mag. = Magnification; LC= Lateral Cephalogram; X = half the maxilla angle (Co-A-Co) or half the mandible angle (Co-Gn-Co), depending on what measurement is been calculated.

List of Tables:

Table 1. 3D Composite Norm Points Description

Table 2. 3D Composite Norms: Angular and Linear Measurements Description

Table 3. Descriptive statistics. Mean values and standard deviation for each measurement on each of the 4 groups.

Table 4. Descriptive statistics. pair-wise group comparisons for each measurement, using Repeated Measures ANOVA ($p > 0.05$) with Bonferroni correction

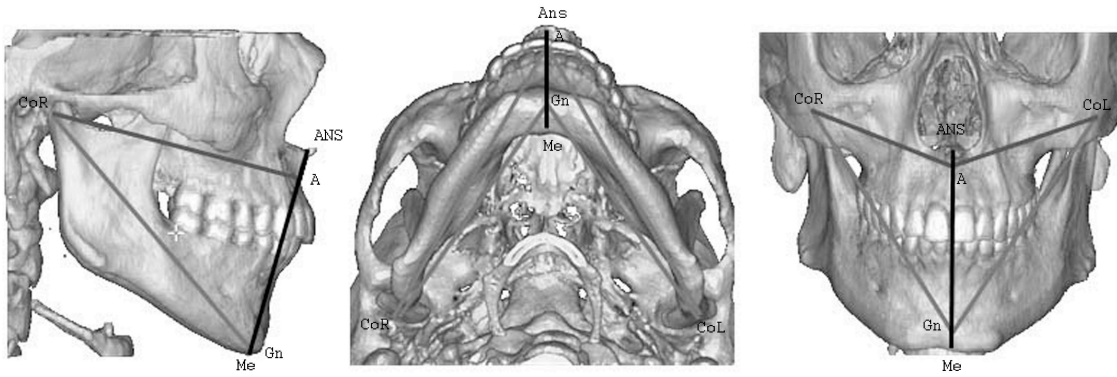


Fig 1. 3D Cephalogram: 3D measurements on a 3D volume. The reconstructed image can be altered appreciably by selecting different thresholds of Hounsfield units.

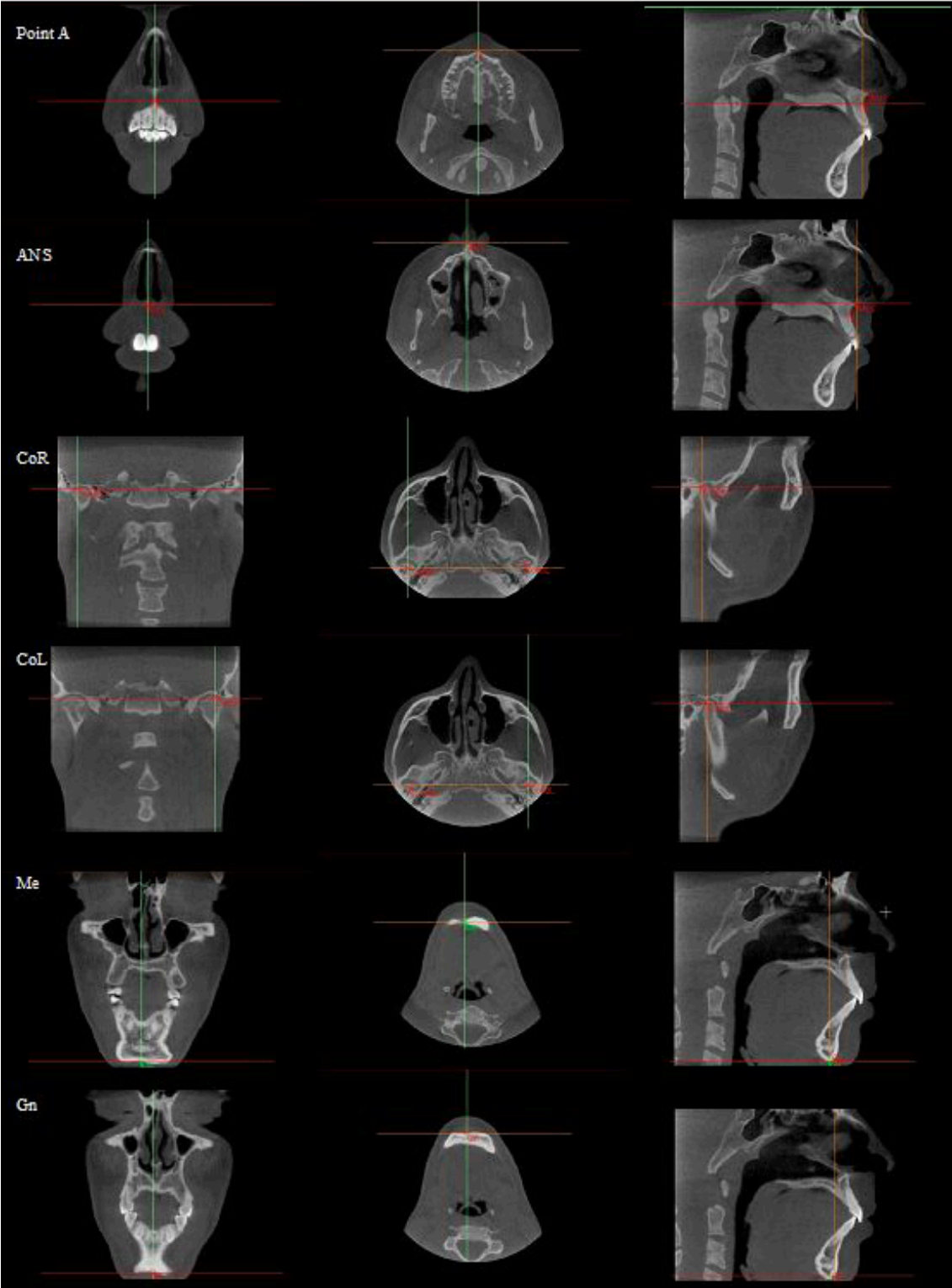


Fig. 2. 2D Multi-planar-reconstruction (MPR) images. Point location in all three planes of space (coronal, axial and sagittal).

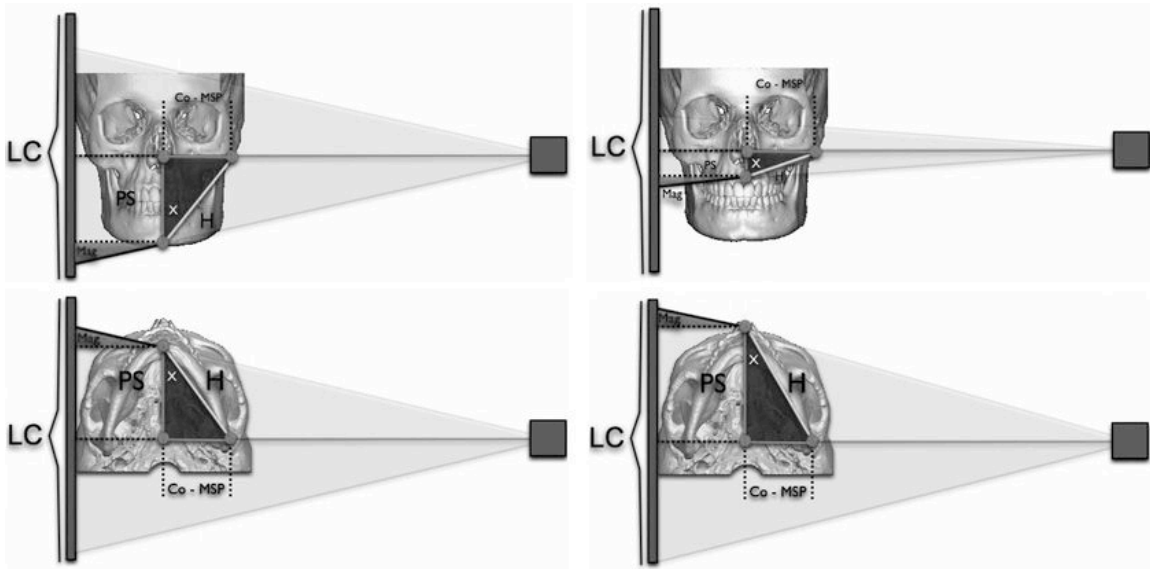


Fig. 3. Right triangle drawn in a frontal and a submental vertex view; H = 3D Measurement; PS= Projection Side; CO-MSP = Condylion to Midsagittal Plane; Mag. = Magnification; LC= Lateral Cephalogram; X = half the maxilla angle (Co-A-Co) or half the mandible angle (Co-Gn-Co), depending on what measurement is been calculated.

Table 1. 3D Composite Norm Points Description

Point:	Description:
Condylion Right (CoR)	Sagittal: Most superior and posterior point on the mandibular head Coronal: Midpoint between lateral and medial poles of the condyle Axial: Most posterior point on the condylar head
Condylion Left (CoL)	Sagittal: Most superior and posterior point on the mandibular head Coronal: Midpoint between lateral and medial poles of the condyle Axial: Most posterior point on the condylar head
Ant. Nasal Spine (ANS)	Sagittal: Most anterior point on the anterior nasal spine Coronal: Midpoint of the anterior nasal spine. Axial: Most anterior point on the anterior nasal spine
Point A (A)	Sagittal: At the level of the maxillary incisor roots apex Coronal: Midpoint between maxillary incisor roots Axial: Most anterior in the maxilla external cortical plate
Gnathion (Gn)	Sagittal: Most inferior and anterior in the mandibular symphysis Coronal: Midpoint on the mandibular symphysis Axial: Most external in the mandibular symphysis external cortical plate
Menton (Me)	Sagittal: Most inferior in the mandibular symphysis external cortical plate Coronal: Midpoint on the mandibular symphysis Axial: Most external in the mandibular symphysis external cortical plate

Table 2. 3D Composite Norms: Angular and Linear Measurements Description

Angular Measurements:	Description:
Maxilla Angle (CoR.A.CoL):	Condylion Right to Point A to Condylion Left
Mandibular Angle (CoR.Gn.CoL):	Condylion Right to Gnathion to Condylion Left

Linear Measurements:	Description:
Right Midfacial Length (CoR – A):	Condylion Right to Point A
Left Midfacial Length (CoL – A):	Condylion Left to Point A
Right Mandibular Length (CoR – Gn):	Condylion Right to Gnathion
Left Mandibular Length (CoL – Gn):	Condylion Left to Gnathion

Table 3. Descriptive statistics. Mean values and standard deviation for each measurement on each of the 4 groups.

N=13	CBCT		Algorithm		Ceph		Magnification	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
LAFH	67.4	5.1	74.1	5.6	74.2	5.6	74.1	5.6
Mandibular Length	127.0	5.9	127.8	5.9	128.2	5.9	139.7	6.5
Midfacial Length	103.0	2.8	98.2	3.0	98.7	3.2	113.3	3.1

CBCT= CBCT Measurement Group; Algorithm = Algorithm Correction Group; Ceph = Cephalometric Measurement Group; Mag. = Magnification Correction Group; SD = standard deviation.

Table 4. Descriptive statistics. pair-wise group comparisons for each measurement, using Repeated Measures ANOVA ($p>0.05$) with Bonferroni correction.

Group Comparisons	Measurement	Mean Diff.	SE	Sig.	Min.	Max.
Ceph Group vs. CBCT Group	LAFH	6.8	0.2	<0.01	6.1	7.5
Ceph Group vs. CBCT Group	Mandibular Length	1.2	0.2	<0.01	0.5	1.9
Ceph Group vs. CBCT Group	Midfacial Length	-4.3	0.4	<0.01	-5.5	-3.1
Magnification Group vs. Ceph Group	LAFH	6.7	0.1	<0.01	6.3	7.2
Magnification Group vs. Ceph Group	Mandibular Length	12.7	0.2	<0.01	12.2	13.2
Magnification Group vs. Ceph Group	Midfacial Length	10.3	0.1	<0.01	10.1	10.5
Magnification Group vs. CBCT Group *	LAFH	-0.1	0.2	>0.99	-0.6	0.5
Magnification Group vs. CBCT Group	Mandibular Length	11.5	0.3	<0.01	10.6	12.4
Magnification Group vs. CBCT Group	Midfacial Length	14.6	0.4	<0.01	13.4	15.8
Algorithm Group vs. Ceph Group	LAFH	6.7	0.1	<0.01	6.3	7.2
Algorithm Group vs. Ceph Group	Mandibular Length	0.8	0.1	<0.01	0.4	1.3
Algorithm Group vs. Ceph Group	Midfacial Length	-4.8	0.2	<0.01	-5.5	-4.1
Algorithm Group vs. CBCT Group*	LAFH	-0.1	0.2	>0.99	-0.6	0.5
Algorithm Group vs. CBCT Group*	Mandibular Length	-0.4	0.2	>0.50	-1.0	0.3
Algorithm Group vs. CBCT Group*	Midfacial Length	-0.5	0.2	>0.16	-1.2	0.1

* The mean difference is not significant at the .05 level; Mean Diff. = mean difference; SE = standard error; Sig.= statistical significance; Min. = smallest difference; Max. = greatest difference.

9.REFERÊNCIAS

Adams, G. L., S. A. Gansky, *et al.* Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.126, n.4, Oct, p.397-409. 2004.

Ahlqvist, J., S. Eliasson, *et al.* The effect of projection errors on cephalometric length measurements. Eur J Orthod, v.8, n.3, p.141-8. 1986.

Angle, E. Classification of malocclusion. Dent Cosmos, v.41, p.248–264. 1899.

Ballanti, F., R. Lione, *et al.* Low-dose CT protocol for orthodontic diagnosis. Eur J Paediatr Dent, v.9, n.2, Jun, p.65-70. 2008.

Baumgaertel, S., J. M. Palomo, *et al.* Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.136, n.1, Jul, p.19-25; discussion 25-8. 2009.

Baumrind, S., S. Carlson, *et al.* Using three-dimensional imaging to assess treatment outcomes in orthodontics: a progress report from the University of the Pacific. Orthod Craniofac Res, v.6 Suppl 1, p.132-42. 2003.

Baumrind, S. e R. C. Frantz. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. Am J Orthod, v.60, n.2, p.111-27. 1971a.

Baumrind, S. e R. C. Frantz. The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. Am J Orthod, v.60, n.5, p.505-17. 1971b.

Berco, M., P. H. Rigali, Jr., *et al.* Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.136, n.1, Jul, p.17 e1-9; discussion 17-8. 2009.

Bianchi, S. D., G. Ramieri, *et al.* [The validation of stereolithographic anatomical replicas: the authors' own experience and a review of the literature]. Radiol Med, v.94, n.5, Nov, p.503-10. 1997.

Brailsford, J. Rectorial address of WC Röntgen, University of Würzburg. The radiology of bones and joints, v.4th ed. London: Churchill, p.preface. 1894.

Broadbent, B. H. A new x-ray technique and its application to orthodontia. Angle Orthod., v.1, p.45-66. 1931.

Broadbent, B. H., Sr., B. H. Broadbent, Jr., *et al.* Bolton standards of dentofacial developmental growth. St. Louis: CV Mosby. 1975

- Cattaneo, P. M., C. B. Bloch, *et al.* Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.134, n.6, Dec, p.798-802. 2008.
- Cevidanes, L., A. E. Oliveira, *et al.* Head Orientation in CBCT-generated Cephalograms. Angle Orthod, v.79, n.5, Sep, p.971-7. 2009.
- Cevidanes, L. H., L. J. Bailey, *et al.* Three-dimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular changes after orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.131, n.1, Jan, p.44-50. 2007.
- Cevidanes, L. H., A. A. Franco, *et al.* Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.128, n.1, Jul, p.16-26. 2005.
- Cevidanes, L. H., M. A. Styner, *et al.* Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.129, n.5, May, p.611-8. 2006.
- Chidiac, J. J., F. S. Shofer, *et al.* Comparison of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res, v.5, n.2, May, p.104-13. 2002.
- Chien, P. C., E. T. Parks, *et al.* Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography in vivo. Dentomaxillofac Radiol, v.38, n.5, Jul, p.262-73. 2009.
- Cho, H. J. A three-dimensional cephalometric analysis. J Clin Orthod, v.43, n.4, Apr, p.235-52, discussion 235; quiz 273. 2009.
- De Oliveira, A. E., L. H. Cevidanes, *et al.* Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, v.107, n.2, Feb, p.256-65. 2009.
- De Vos, W., J. Casselman, *et al.* Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. Int J Oral Maxillofac Surg, v.38, n.6, Jun, p.609-25. 2009.
- Dean, D., M. G. Hans, *et al.* Three-dimensional Bolton-Brush Growth Study landmark data: ontogeny and sexual dimorphism of the Bolton standards cohort. Cleft Palate Craniofac J, v.37, n.2, Mar, p.145-56. 2000.
- Disler, D. G., D. S. Marr, *et al.* Accuracy of volume measurements of computed tomography and magnetic resonance imaging phantoms by three-dimensional reconstruction and preliminary clinical application. Invest Radiol, v.29, n.8, Aug, p.739-45. 1994.
- Downs, W. B. Variations in Facial Relationships: Their Significance in Treatment and Prognosis. Am J Orthod Dentofacial Orthop, p.812-840. 1948.

- Dykhouse, V. J., A. H. Moffitt, *et al.* A revision of the adult intraoral radiograph protocol for ABO clinical examinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.131, n.3, Mar, p.303-4. 2007.
- Erickson, M. J. Cone beam computed tomography and digital radiography. A comparative study of posteroanterior cephalometrics. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.128, n.Oct, Oct, p.549. 2005.
- Farman, A. G. e W. C. Scarfe. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.130, n.2, Aug, p.257-65. 2006.
- Gibbs, S. J. Effective dose equivalent and effective dose: comparison for common projections in oral and maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, v.90, n.4, Oct, p.538-45. 2000.
- Grauer, D., L. S. Cevidanes, *et al.* Working with DICOM craniofacial images. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.136, n.3, Sep, p.460-70. 2009.
- Halazonetis, D. J. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.127, n.5, May, p.627-37. 2005.
- Hassan, B., P. Van Der Stelt, *et al.* Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. Eur J Orthod, v.31, n.2, Apr, p.129-34. 2009.
- Hatcher, D. C., C. Dial, *et al.* Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. J Calif Dent Assoc, v.31, n.11, Nov, p.825-33. 2003.
- Hayashi, I. Morphological relationship between the cranial base and dentofacial complex obtained by reconstructive computer tomographic images. Eur J Orthod, v.25, n.4, Aug, p.385-91. 2003.
- Hilgers, M. L., W. C. Scarfe, *et al.* Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.128, n.6, Dec, p.803-11. 2005.
- Hounsfield, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol, v.46, n.552, Dec, p.1016-22. 1973.
- Houston, W. J. The analysis of errors in orthodontic measurements. Am J Orthod, v.83, n.5, p.382-90. 1983.
- Hsiao, T. H., H. P. Chang, *et al.* A method of magnification correction for posteroanterior radiographic cephalometry. Angle Orthod, v.67, n.2, p.137-42. 1997.
- Jacobson, A. e R. L. Jacobson. Radiographic cephalometry: from Basics to 3-D. 2nd ed. 2006.

- Katsumata, A., M. Fujishita, *et al.* 3D-CT evaluation of facial asymmetry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, v.99, n.2, Feb, p.212-20. 2005.
- Kau, C. H., S. Richmond, *et al.* Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. J Orthod, v.32, n.4, Dec, p.282-93. 2005.
- Kim, K. D., A. Ruprecht, *et al.* Accuracy of facial soft tissue thickness measurements in personal computer-based multiplanar reconstructed computed tomographic images. Forensic Sci Int, v.155, n.1, Dec 1, p.28-34. 2005.
- Korbmacher, H., B. Kahl-Nieke, *et al.* Value of two cone-beam computed tomography systems from an orthodontic point of view. J Orofac Orthop, v.68, n.4, Jul, p.278-89. 2007.
- Kumar, V., J. Ludlow, *et al.* In Vivo Comparison of Conventional and Cone Beam CT Synthesized Cephalograms. Angle Orthod, v.78, n.5, Sep, p.873-9. 2008.
- Kumar, V., J. B. Ludlow, *et al.* Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. Dentomaxillofac Radiol, v.36, n.5, Jul, p.263-9. 2007.
- Kusnoto, B., C. A. Evans, *et al.* Assessment of 3-dimensional computer-generated cephalometric measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.116, n.4, Oct, p.390-9. 1999.
- Kwon, T. G., H. S. Park, *et al.* A comparison of craniofacial morphology in patients with and without facial asymmetry--a three-dimensional analysis with computed tomography. Int J Oral Maxillofac Surg, v.35, n.1, Jan, p.43-8. 2006.
- Kwong, J. C., J. M. Palomo, *et al.* Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.133, n.2, Feb, p.317-27. 2008.
- Lagravere, M. O., J. Carey, *et al.* Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. Dentomaxillofac Radiol, v.37, n.6, Sep, p.305-8. 2008.
- Lagravere, M. O., J. Carey, *et al.* Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.134, n.1, Jul, p.112-6. 2008.
- Lamichane, M., N. K. Anderson, *et al.* Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.136, n.2, Aug, p.156 e1-6; discussion 156-7. 2009.
- Lascala, C. A., J. Panella, *et al.* Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). Dentomaxillofac Radiol, v.33, n.5, Sep, p.291-4. 2004.

Lee, J. Y., Q. Han, *et al.* Three-dimensional facial imaging: accuracy and considerations for clinical applications in orthodontics. Angle Orthod, v.74, n.5, Oct, p.587-93. 2004.

Loubele, M., N. Van Assche, *et al.* Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, v.105, n.4, Apr, p.512-8. 2008.

Ludlow, J. B., L. E. Davies-Ludlow, *et al.* Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. Dentomaxillofac Radiol, v.35, n.4, Jul, p.219-26. 2006.

Ludlow, J. B., M. Gubler, *et al.* Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.136, n.3, Sep, p.312 e1-10; discussion 312-3. 2009.

Ludlow, J. B., W. S. Laster, *et al.* Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, v.103, n.4, Apr, p.534-42. 2007.

Maeda, M., A. Katsumata, *et al.* 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, v.102, n.3, Sep, p.382-90. 2006.

Mcnamara, J. A., Jr. A method of cephalometric evaluation. Am J Orthod, v.86, n.6, p.449-69. 1984.

Mcnamara, J. A., Jr. e E. Ellis. Cephalometric analysis of untreated adults with ideal facial and occlusal relationships. Int J Adult Orthod Orthogn Surg, v.3, n.4, p.221-31. 1988.

Misch, K. A., E. S. Yi, *et al.* Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. J Periodontol, v.77, n.7, Jul, p.1261-6. 2006.

Moseley, D. J., E. A. White, *et al.* Comparison of localization performance with implanted fiducial markers and cone-beam computed tomography for on-line image-guided radiotherapy of the prostate. Int J Radiat Oncol Biol Phys, v.67, n.3, Mar 1, p.942-53. 2007.

Moyers, R. E. e F. L. Bookstein. The inappropriateness of conventional cephalometrics. Am J Orthod, v.75, n.6, Jun, p.599-617. 1979.

Muramatsu, A., H. Nawa, *et al.* Reproducibility of maxillofacial anatomic landmarks on 3-dimensional computed tomographic images determined with the 95% confidence ellipse method. Angle Orthod, v.78, n.3, May, p.396-402. 2008.

Nakasima, A., M. Terajima, *et al.* Three-dimensional computer-generated head model reconstructed from cephalograms, facial photographs, and dental cast models. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.127, n.3, Mar, p.282-92. 2005.

Palomo, J. M., P. S. Rao, *et al.* Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, v.105, n.6, Jun, p.773-82. 2008.

Pattijn, V., I. Samson, *et al.* Medical image based, preformed titanium membranes for bone reconstructions: design study and first clinical. Proc Inst Mech Eng H, v.216, n.1, p.13-21. 2002.

Periago, D. R., W. C. Scarfe, *et al.* Linear Accuracy and Reliability of Cone Beam CT Derived 3-Dimensional Images Constructed Using an Orthodontic Volumetric Rendering Program. Angle Orthod, v.78, n.3, May, p.387-95. 2008.

Pinsky, H. M., S. Dyda, *et al.* Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. Dentomaxillofac Radiol, v.35, n.6, Nov, p.410-6. 2006.

Power, G., J. Breckon, *et al.* Dolphin Imaging Software: an analysis of the accuracy of cephalometric digitization and orthognathic prediction. Int J Oral Maxillofac Surg, v.34, n.6, Sep, p.619-26. 2005.

Ricketts, R. M. [The need of cephalometrics in a modern orthodontic clinic]. Mondo Ortod, v.18, n.5, Oct-Nov, p.43-53. 1976.

Ricketts, R. M. An update on the status of computerized cephalometrics. Aust Orthod J, v.5, n.3, Feb, p.89-104. 1978.

Ricketts, R. M. Divine proportion in facial esthetics. Clin Plast Surg, v.9, n.4, Oct, p.401-22. 1982.

Rousset, M. M., F. Simonek, *et al.* A method for correction of radiographic errors in serial three-dimensional cephalometry. Dentomaxillofac Radiol, v.32, n.1, Jan, p.50-9. 2003.

Santler, G., H. Karcher, *et al.* Stereolithography versus milled three-dimensional models: comparison of production method, indication, and accuracy. Comput Aided Surg, v.3, n.5, p.248-56. 1998.

Sarver, D. M. e J. L. Ackerman. Orthodontics about face: the re-emergence of the esthetic paradigm. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.117, n.5, May, p.575-6. 2000.

Siewerdsen, J. H. e D. A. Jaffray. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: effects of image lag. Med Phys, v.26, n.12, Dec, p.2635-47. 1999.

Silva, M. A., U. Wolf, *et al.* Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.133, n.5, May, p.640 e1-5. 2008.

Steiner, C. C. Cephalometrics for you and me. Am. J. Orthod., v.39, p.729-755. 1953.

Stratemann, S. A., J. C. Huang, *et al.* Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. Dentomaxillofac Radiol, v.37, n.2, Feb, p.80-93. 2008.

- Suomalainen, A., T. Vehmas, *et al.* Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. Dentomaxillofac Radiol, v.37, n.1, Jan, p.10-7. 2008.
- Swennen, G. R. e F. Schutyser. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.130, n.3, Sep, p.410-6. 2006.
- Tollaro, I., T. Baccetti, *et al.* Floating norms for the assessment of craniofacial pattern in the deciduous dentition. Eur J Orthod, v.18, n.4, Aug, p.359-65. 1996.
- Treil, J., P. Borianne, *et al.* The Human Face as a 3-Dimensional Model: The Future in Orthodontics. World J Orthod, v.2, n.3, p.253-257. 2001.
- Trpkova, B., P. Major, *et al.* Cephalometric landmarks identification and reproducibility: a meta analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.112, n.2, Aug, p.165-70. 1997.
- Trpkova, B., N. G. Prasad, *et al.* Assessment of facial asymmetries from posteroanterior cephalograms: validity of reference lines. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.123, n.5, May, p.512-20. 2003.
- Tuncer, B. B., M. S. Atac, *et al.* A case report comparing 3-D evaluation in the diagnosis and treatment planning of hemimandibular hyperplasia with conventional radiography. J Craniomaxillofac Surg, v.37, n.6, Sep, p.312-9. 2009.
- Tweed, C. H. The Frankfort Mandibular Plane Angle in Orthodontic Diagnosis, Classification, Treatment Planning and Prognosis. American Journal of Orthodontics Oral Surgery, April . 1946.
- Tweed, C. H. The Frankfort-Mandibular Incisor Angle (FMIA) in Orthodontic Diagnosis, Treatment Planning and Prognosis. Angle Orthod., July 1954.
- Tweed, C. H. The diagnostic facial triangle in the control of treatment objectives. Am J Orthod, v.55, n.6, Jun, p.651-7. 1969.
- Van Vlijmen, O. J., S. J. Berge, *et al.* Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs. J Oral Maxillofac Surg, v.67, n.1, Jan, p.92-7. 2009.
- Veyre-Goulet, S., T. Fortin, *et al.* Accuracy of Linear Measurement Provided by Cone Beam Computed Tomography to Assess Bone Quantity in the Posterior Maxilla: A Human Cadaver Study. Clin Implant Dent Relat Res, Apr 1. 2008.
- Wingate Todd, F. R. C. S. The Orthodontic Value of Research and Observations in the Developmental Growth of the Face. Angle Orthod., v.1, n. April, p.67-69. 1931.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)