

**CAIO VINÍCIUS BARDI MATAI**

**ESTUDO *in vitro* PARA AVALIAÇÃO E VALIDAÇÃO DE MEDIDAS  
LINEARES NA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA 3D *CONE BEAM*  
COMPARADAS ÀS MEDIDAS DO CRÂNIO *IN SITU***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós- Graduação em BIOPATOLOGIA BUCAL, Área Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Adriano Marotta Araújo

São José dos Campos

2009

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Dr. Adriano Marotta Araújo**(Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

Universidade Estadual Paulista - UNESP

**Prof. Dr. Jefferson Luis OshiroTanaka**

Curso de Especialização em Ortodontia

APCD - São Bernardo do Campo

**Prof. Tit. Horácio Faig Leite**

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

Universidade Estadual Paulista - UNESP

São José dos Campos, 06 de julho de 2009.

## DEDICATÓRIA

*A meus pais Roberto Shigueo Matai e Suzi Maura Bardi Matai pelo apoio dado desde o inicio dessa feliz etapa que um dia sonharam e hoje compartilham este importante momento comigo.*

*A Marília Bardi Matai minha Irmã que sempre apoiou meus planos e sempre torceu pelas minhas conquistas.*

*A minha avó Mercedes Galvão que sempre torceu pelo meu sucesso profissional e sempre me consolou nos momentos mais difíceis.*

*As minhas tias Sumie Matai de Figueiredo e Rose Mary Bardi que sempre contemplaram minhas conquistas.*

*A meu primo e amigo Alexandre Matai de Figueiredo que deixou saudades e sem duvida estaria orgulhoso do meu objetivo alcançado.*

## DEDICATÓRIA ESPECIAL

*A Deus por ter me dado saúde e paz para me permitir atingir meus objetivos*

*As peças anatômicas que um dia compartilharam a vida conosco...*

*Agradeço a inestimável oportunidade de conviver com pessoas especiais, que sem dúvida marcaram esta etapa do meu caminho com atuação compromissada com a comunidade.*

*"Jamais considere seus estudos como uma obrigação,  
mas como uma oportunidade invejável  
para aprender a conhecer a influência libertadora da beleza do reino do espírito,  
para seu próprio prazer pessoal e  
para proveito da comunidade à qual seu futuro trabalho pertencer."*

*(Albert Einstein)*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador:

**Prof. Dr. Adriano Marotta Araújo**, que sempre esteve presente em todos os momentos e etapas desta dissertação, permitindo a realização de todos os trabalhos concluídos. Por acreditar no meu potencial, pelo exemplo de reconhecimento profissional, por me proporcionar liberdade para trabalhar com meus temas de interesses e pelo incentivo promovido. Seus conhecimentos profissionais foram fundamentais na execução das realizações.

À Disciplina de anatomia:

Ao **Prof.Tit. Horácio Faig Leite**, que teve papel fundamental na seleção de amostras e, com carinho, sempre me deixou à disposição seu acervo. Sem sua cooperação o trabalho não teria a mesma grandeza.

Ao funcionário da disciplina de anatomia, **Rogério**, que me ajudou muito e sempre, esteve presente durante todas as seleções de amostras de crânio, para o estudo piloto bem como as amostras definitivas que foram selecionadas para este trabalho.

"Sacrifício não significa nem amputação nem penitência. Ele é uma oferta de nós próprios ao ser a que recorreremos." [Antoine de Saint-Exupéry ]

Aos grandes amigos **Milton Gonçalves e Jefferson Oshiro Tanaka**, que com suas experiências e de solidariedade inestimável, sempre com muita boa vontade me ajudaram a vencer inúmeras dificuldades durante minhas

aulas, pesquisas e evolução desta dissertação, e mais do que isso foram grandes em me oferecer orientações além dos motivos profissionais. Aos amigos **Lawrenne, Cleber, Evelise, Roberto, Breno, Carol Porto e Daniela** que foram sempre muito solidários e atenciosos e me proporcionaram boas recordações. **Às amigas: Carol Bacci, Patrícia, Simone, Rafaela e Michelle** que sempre estiveram dispostas a me ajudar no que fosse possível e também foram muito companheiras durante todo o curso. Aos recentes amigos da pós-graduação desta disciplina **Cybelle, Fernanda, Afonso, Paula, Eliane, Cidney, Sabrina e Lissa**, que me proporcionaram esta convivência extremamente agradável. Considero todos como verdadeiros irmãos que fizeram os meus dias em São José dos Campos muito mais agradáveis.

## **AGRADECIMENTOS**

**À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos- Universidade Estadual Paulista**

Ao diretor desta conceituada instituição, **Prof. Adj. José Roberto Rodrigues**, agradeço por toda sua administração e por proporcionar toda a estrutura física e técnica.

**À Prof. Adj. Cristiane Yumi Koga Ito**

Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Biopatologia Bucal, por sua atuação brilhante e toda sua atenção especial a este curso de pós-graduação.

Ao **Prof. Assistente Ivan Balducci** da disciplina de Bioestatística que além da ajuda e dos ensinamentos, se mostrou amigo e me propagou suas próprias experiências vivenciadas.

A todos os professores desta disciplina por toda a orientação, atenção e conhecimentos transmitidos, são todos grandes exemplos de dedicação.

**Prof. Tit. Edmundo Medici Filho, Profa. Adj. Mari Eli Leonelli de Moraes, Prof. Tit. Luiz Cesar de Moraes, Prof. Adj. Julio Cezar Castilho**

Aos professores da disciplina de ortodontia, que também foram sempre muito atenciosos e proporcionaram ajuda e orientação para desenvolver esta dissertação.

**Profa. Assistente Lúcia Teramoto, Prof. Adj. Weber José da Silva Ursi.**

Ao **Prof. Assistente Dr. Warley David Kerbauy**, da Disciplina de Periodontia, e ao **Prof. Tit. Luiz Cesar de Moraes**, por participarem da banca do Exame Geral de Qualificação desta dissertação.

Aos amigos e colegas da pós-graduação

**Jefferson Oshiro Tanaka, Evelise Ono, Milton Gonçalves, Janáina Gentil, Lawrenne Kohatsu, Luis Roque Araújo, Breno Peixoto, Cleber Bissoli, Carolina Porto, Rafaela Rangel, Michelle Bianchi, Simone Ragone, Roberto Matsui, Carolina Bacci, Daniela Takeshita, Cybelle Hiraoka, Cidney Hiroaki, Eliane Kreich, Afonso Assis, Fernanda Trautmann, Lissa Duarte, Paula de Moura e Sabrina Zinsly.** Pelo convívio prazeroso nesse período, pelas amizades que se estenderam além da faculdade, pelas contribuições ao meu trabalho, pelas trocas de experiências e conhecimentos.

Às funcionárias da Radiologia

**Conceição e Eliana** pela competência e amizade, por manterem nosso ambiente de trabalho sempre agradável e amistoso.

Às secretárias da pós-graduação

**Cidinha, Erena, LÍlian e Rosemary** muito obrigada pela disposição nas orientações para complementação deste trabalho.

A todos que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho, muito obrigado!

*“Não há progresso se este não surgir através das  
dúvidas.”*

*Texto Judaico*

## SUMÁRIO

RESUMO.....	12
1 INTRODUÇÃO.....	13
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
3 PROPOSIÇÃO.....	35
4 MATERIAL E MÉTODO.....	36
4.1 DISTÂNCIAS LINEARES MENSURADAS.....	41
4.2 MANDÍBULA.....	41
4.3 MAXILA.....	42
5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	52
5.1 ERRO DE MÉTODO.....	52
6 RESULTADOS.....	54
6.1 ANÁLISE DOS RESULTADOS DO ERRO INTRAEXAMINADOR.....	54
6.2 ESTATÍSTICA DESCRITIVA.....	54
6.3 COMPARAÇÃO ENTRE <i>IN SITU</i> E TCCB.....	55
7 DISCUSSÃO.....	61
8-CONCLUSÃO.....	66
8 REFERÊNCIAS.....	67
ANEXO A.....	71
ANEXO B.....	72
ABSTRACT.....	73

Matai CVB. Estudo *in vitro* para avaliação e validação de medidas lineares na tomografia computadorizada 3d *cone beam* comparada ao crânio *in situ* [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”; 2009.

## RESUMO

As tomografias computadorizadas (TC) tridimensionais (3D) solucionaram em grande parte as inconveniências da sobreposição de acidentes anatômicos laterais comuns (dependendo da direção de incidência dos raios X) nas radiografias realizadas com o indivíduo em perfil. Também eliminou-se a sobreposição de imagens comuns a métodos radiográficos 2D. O propósito neste trabalho foi comparar a precisão das mensurações 3D na identificação de estruturas craniofaciais e ampliar o conhecimento da classe odontológica sobre o uso da Tomografia computadorizada 3D "cone beam" (TCCB) como ferramenta de auxílio no diagnóstico das estruturas faciais. Foram utilizados cinco crânios secos, pertencentes à Disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP. Os crânios foram fixados em relação central dos côndilos com máxima intercuspidação dos dentes. Todos os crânios apresentaram seus pontos cefalométricos demarcados com identificadores metálicos e escaneados no tomógrafo cone beam Newtom, sendo que todas as medidas lineares foram comparadas com as medidas *in situ* mensuradas com o auxílio do paquímetro digital. Após validação do erro do operador, os dados obtidos foram comparados e submetidos a estatística descritiva e à análise de Wilcoxon. Os resultados mostraram que 40% das medidas tiveram uma diferença menor que 0,16mm, 85% apresentaram acurácia abaixo do valor de 0,58mm e que menos de 3% das medidas tiveram diferença de valores acima de 1mm. O teste de Wilcoxon não encontrou nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os métodos. Concluímos que a TCCB é um método preciso para obtenção de medidas linear de estruturas do crânio quando comparada as mesmas mensurações realizadas *in situ*.

Palavras - chave : Tomografia Computadorizada por Raios X. Tomografia. Cefalometria.

## 1 INTRODUÇÃO

Com o frequente avanço tecnológico, presenciamos na área de imagenologia radiológica uma imensa quantidade de informações e orientações que eram inimagináveis na última década. A necessidade do diagnóstico mais fidedigno faz com que exames complementares sejam cada vez mais solicitados. Um exame que vem se destacando é o da tomografia computadorizada 3D *Cone Beam* (TCCB), que traz juntamente com suas inovações menor radiação sobre os indivíduos e menor custo quando comparado às Tomografias médicas. Sua consolidação no cotidiano profissional, está sendo marcante, privilegiando principalmente o Cirurgião-dentista, devido ao maior quantidade de informações da imagem dos tecidos duros na região de cabeça e pescoço.

Dentre outros atributos que fazem do sistema *Cone Beam* (feixe cônico) muito indicado para a odontologia, destaca-se a sua praticidade pela utilização dos dados em formato *digital imaging and communications in medicine (DICOM)* que são compatíveis com diversos programas da área de saúde, independente da área do sistema abordado. Apesar dos dados da base *DICOM* necessitarem de uma técnica analítica sólida para o processamento subsequente, as grandes empresas de *softwares* vêm desenvolvendo programas com maiores performances e capazes, através da compressão, de reduzir consideravelmente o tamanho dos arquivos (Baumrind S., 1972).

Outro diferencial desse exame é a menor exposição à radiação, principalmente devido à maior sensibilidade de sensores como o *flat panel*, que também proporciona uma maior captação de informações e detalhes das estruturas anatômicas.

Devido ao grande potencial tecnológico, é possível, a partir da Tomografia computadorizada, o uso de inúmeros softwares (delfim 10.5, Chatsworth, CA, USA; Implant Viewer v2. 09 - São Paulo - Brasil, dental slice v2. 1.1 Brasília - Brasil, Cemax Vip version 1.4 software (Cavalcanti MGP et al., 1999) dental scan, Vworks, Vsurgery (Lagravère MO et al., 2005), Amira (Lagravère MO et al., 2005), Vitrea version 2.3(Cavalcanti MGP et al., 2004), etc.) que conseguem, através de ferramentas adequadas, otimizar o aproveitamento dos dados *DICOM*, o que facilita o planejamento de diferentes casos clínicos, sendo eles cirúrgicos, estéticos ou funcionais.

Em especial a disciplina da Ortodontia tem sido amplamente favorecida com a popularização da Tomografia computadorizada. Dentre elas, destaca-se a possibilidade de se obter maior qualidade de imagem, menor espessura de cortes, diferenciação de hemiface e a craniometria computadorizada (3D) (Figura 1). Segundo Hajeer et al. em 2004, a aplicação ortodôntica das imagens 3D inclui avaliação ortodôntica pré e pós tratamento, análises dento-esqueléticas e análise facial, planejamento do tratamento e predição do remanejamento do tecido mole e duro.

A craniometria é a medida das características do crânio. No século XIX, os Britânicos usaram a craniometria para justificar as políticas racistas contra os Irlandeses e os Africanos, que consideravam raças inferiores. Os crânios irlandeses teriam a forma dos homens de Cro-Magnon e eram aparentados dos macacos, prova da sua inferioridade, tal como dos Africanos. No século XX, os Nazistas usaram craniometria e antropometria para distinguir Arianos de não Arianos utilizando aparelhos para obter estas medidas craniométricas\*\* como na figura 2 \*

---

\* (pt.wikipedia.org/wiki/Craniometria [home page na internet]. [atualizado 2009 Jan; citado 2009 maio 19]. Disponível em <http://pt.wikipedia.org/wiki/Craniometria>.

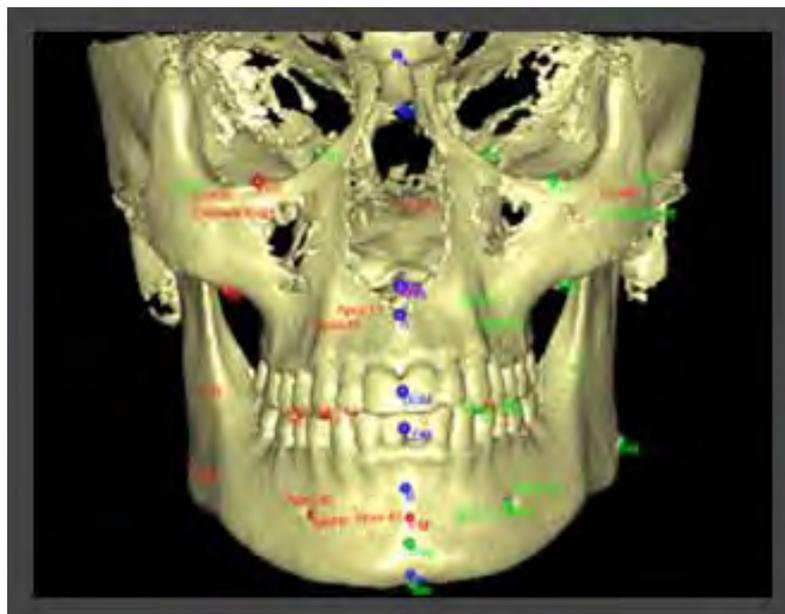


Figura 1 – Craniometria 3D  
(em [http://www.radiocentercuritiba.com.br/img/servicos/cefalometria\\_3d.jpg](http://www.radiocentercuritiba.com.br/img/servicos/cefalometria_3d.jpg).)

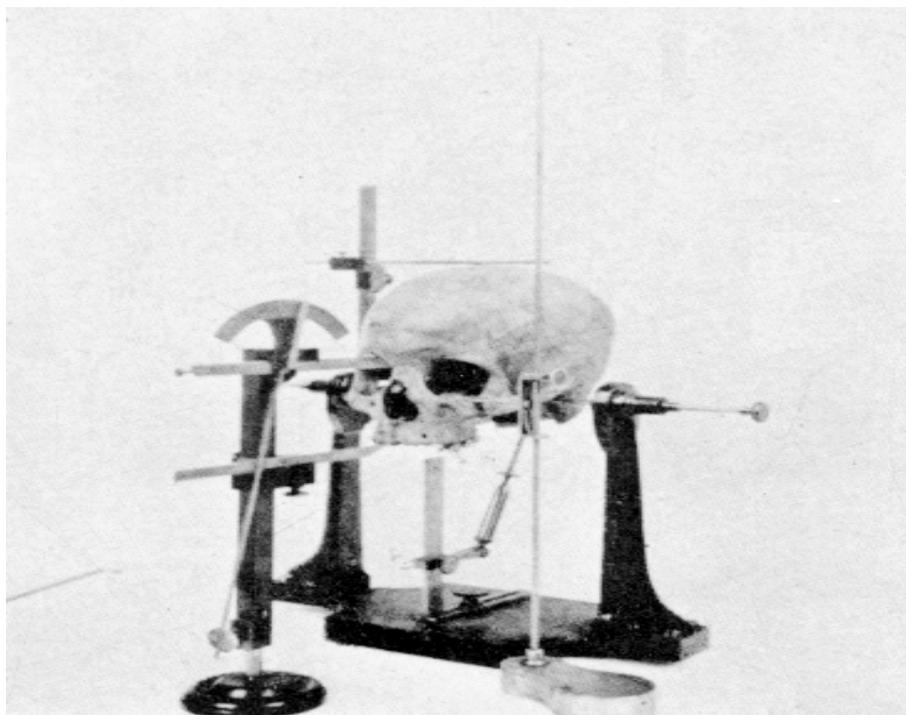


Figura 2 – Princípio da craniometria \*(em <http://pt.wikipedia.org/wiki/Craniometria>.)

A Craniometria 3D consegue promover um planejamento com maior precisão, principalmente por não haver sobreposição de imagens. Alguns softwares como o Dolphin 10.5 e o Nemotec, permitem ir além do planejamento, mostrando a evolução do tratamento, prevendo a movimentação ortodôntica e até mesmo o reposicionamentos dos maxilares em cirurgias ortognáticas.

A radiografia cefalométrica em norma lateral, é atualmente o exame de eleição no diagnóstico das estruturas craniofaciais. Destacam-se como principais vantagens, o baixo custo e o fácil acesso ao exame, assim como a existência de diversos programas de computador que facilitam a interpretação dos dados adquiridos. Como desvantagens ressaltamos, devido à análise bidimensional, a necessidade de um poder de interpretação maior para organizar a estrutura tridimensional por meio de uma seqüência de imagens 2D, que por inúmeras vezes não permite visualizar as anomalias e nem determinar um planejamento correto (diferenciações de hemifaces não são prontamente identificadas, especialmente em casos mais complexos como assimetrias faciais). Outra região comprometida é a observação das estruturas internas da face, assim como a determinação dos tecidos moles.

As radiografias tridimensionais possibilitaram solucionar as inconveniências da sobreposição de acidentes anatômicos laterais de forma a facilitar o posicionamento do indivíduo, exatamente, em perfil. Sem a necessidade de evitar, as referências laterais, menos confiáveis, eliminamos, com a Tomografia Computadorizada 3D, a sobreposição de imagens comuns à cefalometria 2D. Apesar das vantagens, obviamente também existem algumas desvantagens que devem ser consideradas. Dentre elas, o custo mais elevado para a realização do exame e a maior quantidade de radiação que o indivíduo recebe quando comparado aos exames radiográficos convencionais.

Apesar de conhecida a superioridade na captação das imagens da Tomografia computadorizada 3D sobre a radiografia 2D, é necessário que as medidas obtidas nas imagens 3D sejam reais ou seja, comprovar que os valores obtidos nas mensurações computadorizadas são exatamente iguais àquelas *in vivo*.

Portanto, o objetivo neste estudo é validar as medidas obtidas em imagens tomográficas fornecidas por um aparelho de tomografia *cone - beam*.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Rakosi em 1982 considerou que uma margem de erro de até 2 mm na mensuração de traçados cefalométricos era aceitável, mas que 1 mm era o desejável como Forsyth, propuseram em 1996.

Kragstov et al., em 1997, realizaram trabalho com o objetivo de comparar a precisão dos pontos cefalométricos entre os cefalogramas convencionais e a Tomografia Computadorizada 3D (TC). Os pontos foram demarcados por dois pesquisadores com vários dias de intervalo para determinar a variação de demarcação entre os pesquisadores e intra-observadores. Os autores concluíram que a maioria dos pontos foi demarcada com maior confiança na cefalometria convencional do que na TC 3D. No entanto ambos os métodos apresentaram precisão e confiabilidade semelhante nos métodos de mensuração.

Mozzo et al., em 1998, na Universidade de Verona, apresentaram resultados preliminares de um "novo aparelho de TC volumétrica para imagens odontológicas baseado na técnica do feixe em forma de cone, batizado como NewTom-9000". Reportaram alta acurácia das imagens assim como uma dose de radiação equivalente a 1/6 da liberada pela TC tradicional. Previamente, a técnica do feixe cônico já era utilizada para propósitos distintos: radioterapia, imagenologia vascular e microtomografia de pequenos espécimes com aplicabilidade biomédica ou industrial.

Cavalcanti et al., em 1999, realizaram estudo com o intuito de avaliar a precisão de mensuração na TC 3D espiral comparando com um paquímetro digital de alta precisão em nove cabeças de cadáveres adultos com o tempo de pós-morte de 24 a 48 horas. As

cabeças foram escaneadas previamente e após um trauma controlado provocado por um aparelho devidamente elaborado para este fim. As imagens geradas pelo programa foram submetidas à manipulação e análises. Medidas lineares foram feitas por dois pesquisadores baseados nos pontos anatômicos craniofaciais convencionais. Os autores realizaram as medidas duas vezes em intervalos de tempo diferentes. O método permitiu uma precisão satisfatória a todas as marcações na TC 3D para o planejamento e avaliação cirúrgica, assim como houve uma concordância satisfatória entre as medidas da TC 3D e as medidas físicas.

Kitaura et al., em 2000, procuraram estabelecer nova cefalometria 3D com aquisição de imagens em um tomógrafo espiral pela introdução da matriz de transformação do sistema de coordenadas 3D. Os exames convencionais apresentam diversas medidas em espaços diminutos, requerendo múltiplas medidas de ângulos e distâncias lineares para propor pontos cefalométricos. Porém os autores citaram ser difícil determinar o que será reproduzido pela mensuração de uma série de ângulos projetados sobre filmes radiográficos 2D. A cefalometria 2D projeta estruturas 3D em exames 2D, dificultando a comparação de distâncias e ângulos para o tratamento e planejamento. No entanto, as medidas da cefalometria lateral que estão no plano sagital podem ser medidas com precisão. Para demonstrar a precisão do sistema, um novo sistema cefalométrico foi criado, com intuito de obter-se o real valor de distâncias e ângulos e compará-los no sistema de coordenadas 3D. Um crânio com mandíbula fixada em máxima intercuspidação foi escaneado transaxialmente com longo eixo paralelo a linha de referência frontal do tomógrafo e com o palato duro paralelo a linha de referência lateral, utilizando um tomógrafo computadorizado espiral (HiSpeed Advantage SG CT imaging system, General Electric Medical Systems, Milwaukee, Wi). As imagens foram geradas em matriz 512 x 512 1:1, com um campo de escaneamento de 23 x 23 cm, 120kVp e 100mA, voxels isotrópicos

(0.45mm), imagens de reconstrução de 0.9 mm de espessura, limiar (*threshold*) de -100 unidades de "Hounsfield" selecionado para reconstrução 3D. Vinte e cinco pontos cefalométricos foram escolhidos e demarcados diretamente na imagem 3D. A posição espacial desses pontos foi expressa por vetores originados do ponto sela (S), que foi demarcado no centro da sela turca, correlacionando o centro por imagem axial e sagital da sela turca. Este ponto foi localizado no ponto médio entre a margem anterior e posterior da fossa hipofisial e no ponto médio entre o processo clinóide anterior bilateral. Ao correlacionar as medidas do escaneamento e as medidas reais, os resultados mostraram menos de 3% de erro entre as duas medições. Quando compararam as medidas dos 2 observadores, que identificaram uma margem de erro de 0,8% entre ambos. Os autores puderam estabelecer, desta forma, um novo método de cefalometria 3D utilizando tomógrafo computadorizado espiral e evidenciando o crescimento ou a movimentação em regiões isoladas do crânio, uma vez que todas as medidas foram relacionadas à sela turca, mostrando ser um bom método de avaliação também para avaliações pós-cirúrgicas.

Papadopoulos et al., em 2002, com o objetivo de descreverem e discutirem as técnicas de imagem mais comumente utilizadas na Medicina e na Odontologia para obter imagens 3D do complexo craniofacial, realizaram uma revisão sistemática de literatura. Apesar da avaliação da morfologia craniofacial sempre necessitar de uma comparação 3D, antes do final de 1970 todas as técnicas possíveis só permitiam a manipulação de imagens em duas dimensões. Em 1980, com o intuito de vencer o obstáculo das técnicas 2D, foi realizada a aplicação da estereofotogrametria, assim como o uso do contorno fotográfico e o tamanho padrão das radiografias da cabeça. Desde então, os avanços na informática e na tecnologia de visualização possibilitaram gerar e manipular com precisão a reconstrução 3D como rotina clínica diária. Imagens de reconstruções 3D podem gerar informações precisas e

detalhadas para diagnóstico de problemas na estrutura craniofacial além de ampliar a percepção do especialista tornando o planejamento mais eficiente. O planejamento tridimensional também é muito mais elaborado em casos de anomalias craniofaciais, anormalidades da cabeça e pescoço, cirurgias de traumas craniofaciais, defeitos craniais ósseos e problemas de má oclusão. Os autores concluíram que até o presente momento tem sido impossível encontrar satisfação total no método 3D para a prática clínica diária. Entretanto, existe uma abundante capacidade de aprimoramento que deveria ser direcionada a fim de otimizar as técnicas já existentes e desenvolver métodos e princípios tecnológicos mais modernos.

Harrell et al., em 2002, realizaram um trabalho de revisão de literatura sistemática sobre a pesquisa de autenticidade anatômica na reconstrução digital 3D e o futuro ortodôntico. Os autores concluíram que atualmente os programas desenvolvidos para a TC 3D promoveram confiabilidade ao exame que possui grande qualidade de imagem e precisão nas medições. No entanto, problemas com o custo relativamente superior, necessidade de um pesado processamento computacional e a considerável dose de radiação não tornaram o exame popular. Num futuro breve, programas como o *Acuscape Universal Anatomic Database* irão influenciar a Ortodontia predizendo, através do software, simulações de tratamentos, monitoramento do tratamento e aperfeiçoando com a base de dados de mensurações anatômicas.

Chidiac et al., em 2002, com o objetivo de compararem mensurações em crânios humanos com exames de tomografia computadorizada e suas imagens de radiografias cefalométricas, selecionaram treze crânios secos de acordo com os critérios de: estabilidade da reprodução de oclusão, idade de dentição permanente adulta, extrações parciais, de tamanho normal, presença da maioria da dentição e contato posterior prematuro. A mandíbula foi relacionada com a maxila de forma que houvesse o máximo contato oclusal e com o

devido posicionamento da cabeça da mandíbula com a cavidade articular sendo que essas relações foram fixadas e demarcadas com uma lapiseira a fim de manterem o correto posicionamento e verificarem possíveis alterações. Todos os crânios foram posicionados conforme o plano de Frankfurt e padronizados na configuração do aparelho. O mesmo operador verificou as marcas através de um papel de acetato para traçados 3 vezes sob a mesma incidência de luz. Já no tomógrafo os crânios foram posicionados sobre um travesseiro apropriado para devida estabilização. Todos os crânios foram escaneados sobre as mesmas condições. Porém a distância da incidência do feixe de raios X ao crânio e do crânio ao filme é diferente da distância na Tomografia, além da cefalometria 2D apresentar uma distorção de cerca de 8% e a TC proporcionar uma imagem 1:1. Os autores concluíram que, dependendo da distância relativa do objeto ao plano do filme cefalométrico, as magnificações originadas são diferentes, assim como na Tomografia computadorizada a magnificação depende da relação entre o objeto e o centro da área coberta pelo escaneamento do aparelho.

Cavalcanti et al., em 2004, avaliaram a precisão da TC 3D espiral, avaliando tanto tecidos moles quanto duros seguindo um rigoroso protocolo, comparando a TCMS e o paquímetro digital de alta precisão. Foram usados como material 13 cabeças de cadáveres conservadas com o período de 14 a 48 horas pós morte. Foram todas escaneadas pelo tomógrafo médico sob a mesma resolução de imagem e 2 observadores realizaram duas demarcações de pontos por duas vezes contidos em intervalos de tempos diferentes. As demarcações avaliadas foram eleitas de acordo com as demarcações que obtiveram menos variações intra e inter observadores. Os pesquisadores observaram que a TC depende do arquivo adquirido (qualidade) e parâmetros como a espessura e intervalo dos cortes de reconstrução que podem determinar uma imagem de alta resolução. Portanto desde que a reconstrução seja feita em alta

qualidade, a TC 3D é um meio confiável de se realizar mensurações precisas, quando comparadas ao paquímetro digital.

Halazonetis em 2004, demonstrou métodos morfométricos aplicados a uma amostra ortodôntica, composta por 150 cefalometrias digitalizadas e traçadas (15 pontos foram usados para a análise) pré tratamento ortodôntico. Foram selecionadas apenas radiografias com boa qualidade de imagem e sem más formações congênitas ou síndromes. Todas as radiografias foram escaneadas em 150 dpi e digitalizadas com o programa Viewbox 3. Os 15 pontos utilizados para demarcação foram os seguintes: básico, sela, esfenoide, násio, poro, orbital, espinha nasal anterior, ponto A, espinha nasal posterior, articular, ante gônio, mento, pogônio e ponto B. A média de variação do traçado foi dada por meio da sobreposição dos 150 traçados de acordo com o método proposto. Os pontos desses diferentes traçados formaram regiões com pontos de maior intercorrelação denominados de componentes principais (CPs). Cinco gráficos com esses pontos foram avaliados observando a área de maior homogeneidade graças à técnica estatística de redução de variáveis (PCA) quando havia uma correlação significativa entre as variáveis presentes. A sobreposição imposta e o PCA de amplo espectro de amostra ortodôntica mostraram que: 70% da variabilidade de traçados podem ser descritas pelos primeiros 5 CPs. O primeiro CP mostrou a variação de traçados de 29% e o segundo CP, 20% de discrepâncias ântero posteriores. Por fim, concluiu que o método morfométrico passou a ser de uso prático como informação adicional para avaliar o padrão esquelético.

Lascale et al. em 2004 realizaram um estudo para avaliar a acurácia em mensurações lineares de imagens dentomaxilares assim como outras áreas craniais. Oito crânios dissecados do departamento da Universidade de São Paulo, sem identificação do sexo ou idade foram utilizados. Para o experimento 19 áreas foram demarcadas com esferas metálicas de 2 mm de espessura, que foram fixadas com godiva. Treze

distancias lineares foram mensuradas com o auxilio de um paquímetro digital de precisão. Para a obtenção de imagens, os crânios foram imobilizados com a linha mediana perpendicular ao plano horizontal, como recomendado pelo protocolo do TCCB NewTom 9000 (Quantitative Radilogy, Verona, Italy), operando a 85kV com escaneamento de 70 segundos. Para mensuração das distâncias no exame tomográfico foi utilizado o programa do próprio tomógrafo QR - DVT 9000. O estudo mostrou que as distâncias obtidas *in situ* foram sempre maiores do que as obtidas no exame tomográfico.

Lagravère e Major, em 2005, citaram a identificação de pontos para mensuração como um dos maiores erros encontrados na cefalometria. Esses erros podem ser influenciados por vários fatores como: qualidade de imagem, precisão na demarcação de pontos, na reprodução dos pontos demarcados, no operador e no registro do procedimento. Imagens mantêm a proporção 1:1 mesmo observadas em regiões diferentes e em inúmeras perspectivas. Com o objetivo de propor a demarcação de um ponto de referência para o uso da análise cefalométrica 3D com as imagens volumétricas 3D, os autores realizaram um trabalho com 10 exames de TCCB de indivíduos adolescentes. Esses indivíduos foram selecionados aleatoriamente e foi adotado, em todos eles, o posicionamento do plano de Frankfurt perpendicular ao plano horizontal, devido ao posicionamento do aparelho ser em decúbito dorsal. As imagens em *Raw data* (arquivo de imagens iniciais onde se pode dar angulação e dimensão as sequências de imagens axiais) convertidas em dados no formato *DICOM* (*Digital Imaging Communications In Medicine*) foram avaliadas no programa alemão Amira e os pontos foram criteriosamente demarcados. Os autores concluíram que o forame espinhoso foi eleito como referência, devido à sua facilidade de visualização, pequena extensão, facilidade de se guiar através das axiais usando a cavidade articular e a cabeça da mandíbula como referência e

também por não haver modificações dimensionais significantes em um espaço de tempo de até 5 anos.

Marmulla et al., em 2005, a fim de analisarem a acurácia geométrica do TCCB NewTom 9000, utilizaram um cubo feito de polimetilmetacrilato de 12 cm com fidelidade de proporção de 0.01 mm. O cubo possuía 36 janelas de 5 mm de cada lado preenchidas com ar, totalizando 108 janelas, formando uma rede 3D com 216 intersecções. Todas as 216 intersecções foram mensuradas pelo modelo 3D desenvolvido pelo exame do aparelho de TCCB, e com esta geometria já conhecida compararam a mesma estrutura volumétrica com um paquímetro de alta precisão. No entanto apenas 172 pontos foram observados no exame TCCB devido o objeto ser maior que o campo de escaneamento disponível no tomógrafo utilizado. O valor médio das distâncias entre as intersecções foi de 0,13 mm com desvio padrão de 0,09 mm, demonstrando que nenhum desvio geométrico ou outras distorções lineares foram encontrados, nem mesmo maior incidência de mensurações mal realizadas em determinadas regiões foi expressiva.

Ludlow et al., em 2006, relataram em seu trabalho a radiação emitida por diferentes aparelhos de Tomografia computadorizada *Cone Beam* com *FOV (Fields of view)* de 12 polegadas. Com o surgimento da TCCB houve drástica redução na dose de radiação sobre o indivíduo. Estas doses chegam a ser apenas 4 vezes maior no caso do Newtom 3G (45,59 mSv), 14 vezes no i-CAT (135,193 mSv) e 36 vezes CB Mercuray (477, 558 mSv) quando comparados à dose do aparelho panorâmico (13.3 mSv). Os autores concluíram que a variação de radiação emitida entre os aparelhos “Cone Beam” é substancialmente diferente podendo inclusive em alguns aparelhos produzirem mais radiação do que aparelhos de Tomografia médica.

Pinsky et al. em 2006 realizaram um estudo *in vitro* para avaliar se as medidas lineares e volumétricas de um tomógrafo cone beam (I-CAT, Imaging Sciences International, PA, USA, 98mAs, 120kVp,

0,2mm voxel) seriam confiáveis quando comparadas as medidas *in situ*. 64 moldes de blocos de acrílico foram utilizados para simular as lesões com diferentes profundidades e diâmetros. O primeiro método para mensurar consistia em obter medidas lineares (*in situ*) das lesões artificialmente geradas e gerar o volume matematicamente por cálculos. O segundo método utilizava um programa (Analyse; Analyse Direct Inc.,MN) para extrair o volume automaticamente, sendo que todas as medidas foram feitas com o mesmo observador. O programa que calcula o volume das lesões caracterizadas pela perfuração óssea e os blocos de acrílico mostrou erros de resultados diferentes em 1,6% do método por cálculo matemático com o programa utilizado, indiferentemente do método utilizado a tomografia de feixe cônico mostrou ser um exame confiável e com acurácia clinicamente aceitável.

Um novo tipo de análise cefalométrica usando a Tomografia 3D foi desenvolvido por Park et al., em 2006, devido à dificuldade de se distinguir alguns pontos na cefalometria convencional devido à sobreposição do lado direito com o esquerdo. Se por um lado a TC está aliada à praticidade e à versatilidade, por outro lado, a Tomografia Computadorizada está limitada ao custo, tempo de reconstrução 3D e à exposição à radiação. Os autores desse artigo propuseram um novo método como exemplo de análise cefalométrica com a TC 3D. Foram coletados exames cefalométricos laterais e modelos de estudo de 30 estudantes da Universidade Yonsei com oclusão normal, face balanceada e que não foram submetidos ao tratamento ortodôntico. Nesse estudo os autores correlacionaram 19 medidas que foram similares na cefalometria convencional e na cefalometria por TC 3D. Os dados foram comparados com as medias coreanas e não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes. O autor e colaboradores concluíram que a TC 3D pode fornecer informações suficientes para o tratamento e diagnóstico para o plano de tratamento.

Lopes et al. em 2007 realizaram um trabalho com dez crânios secos e 15 medidas lineares em cada um, com o intuito de avaliar a acurácia de medidas cefalométricas lineares em imagens reconstruídas (renderizadas) em 3D, pela técnica de volume utilizando um tomógrafo *multislice* de 16 canais (Aquilion 16 channels Toshiba America Medical Systems, CA, USA) em cortes axiais de 0,5 mm de espessura e com intervalos de reconstrução de 0,3 mm. As medidas foram, repetidas individualmente por duas vezes por dois examinadores treinados. Já as medidas *in situ* foram realizadas por um terceiro examinador com auxílio de um paquímetro digital (series 160, Mitutoyo, Kawasaki, Japan). Concluíram que as medidas lineares cefalométricas lineares realizadas pelo método de volume foram consideradas precisas.

Kamiishi et al., em 2007, desenvolveram uma análise cefalométrica 3D combinando a Tomografia computadorizada 3D e análise cefalométrica convencional. Foi utilizado um tomógrafo médico (HelicalCT X-vigor, ToshibaCo, Tóquio, Japan) empregando o protocolo gerado com o aparelho configurado em 120kV e corrente de 150mA, com espessura (sobreposição de imagem) de cortes de 3 mm e reconstrução a cada 1,5 mm. As imagens foram observadas no programa X-tension. As imagens foram rotacionadas lateralmente e em seguida foram cortadas em áreas específicas com a ferramenta de subtração de contornos, possibilitando, em uma mesma imagem, observar estruturas internas, como a sela túrcica com os contornos anatômicos 3D. Na sequência, os pontos foram demarcados, e por meio de outra ferramenta do próprio programa, foram feitas as mensurações necessárias. Como resultado, os autores puderam avaliar as assimetrias faciais maxilares e mandibulares, sem apresentar erros de magnificação de imagens ou efeitos de sobreposições. Concluíram que as vantagens associadas ao exame 3D são extremamente benéficas como: análise individual de hemifaces, mensuração 3D em ângulos e linhas, observação de tecidos moles inclusive tecido gorduroso, muscular e vias aéreas simultaneamente, tudo

sem apresentar erros geométricos ou de magnificação, nem efeitos de sobreposição de imagens inerentes à radiografia convencional.

Ludlow et al., em 2007 realizaram um estudo da precisão em mensurações da anatomia mandibular em um TCCB. trinta crânios dissecados foram demarcados com fios ortodônticos de 0,018 polegadas de diâmetro cortados fielmente em 40 mm e 20 mm de comprimento. Os pedaços foram anexados do lado direito e esquerdo de cada mandíbula com uma ferramenta modificada (*divisor tool*) para demarcar o longo eixo de fixação de cada um desses fios ortodônticos. As imagens foram adquiridas no TCCB NewTom 9000 (NIM S.r.l, Verona, Italy) utilizando a janela (campo de escaneamento) de 9 polegadas, com os crânios imersos em água num cubo acrílico de 20 cm durante a aquisição. Linhas de referência a laser do próprio tomógrafo foram utilizadas a fim de manter os crânios sempre na mesma posição. A seguir foram feitas medidas com imagens panorâmicas e axiais duas vezes, uma pelo observador A e outra pelo observador B. As medidas feitas na panorâmica que utilizavam a ferramenta de mensuração 2D apresentaram erro de 1,2% e as medidas realizadas na axial que utiliza a ferramenta 3D mostrou erros de 0,6%. Isso mostra que com pontos de referência bem definidos, essa precisão tem o potencial de fornecer informação de assimetria esquelética, monitoramento de crescimento longitudinal e avaliação pós-cirúrgica.

Mischkowski et al., em 2007 desenvolveram um novo dispositivo para avaliar a precisão geométrica de um TCCB comparado a um tomógrafo computadorizado de multidetector de segmentos (TCMDS). Uma mandíbula (referência linear) foi preparada com 30 perfurações realizadas com uma broca cirúrgica de 0.6 mm em posições definidas na área maxilofacial, e preenchidas com guta percha. Desta maneira, 20 combinações de distâncias lineares foram escaneada pelo TCCB GALILEOS (Sirona Dental Systems Inc., Bensheim, Germany), e pelo TCMS (SOMATOM Sensation 6, Siemens Medical Solutions, Erlangen,

Germany). As medidas foram realizadas no programa Amira 3.1.1 (Mercury Computer Systems, Chelmsford, MA, EUA) e também com um paquímetro digital de precisão de 0,02 mm (Powerfix, Paget Trading Ltd., London, England). Todas as distâncias foram medidas 5 vezes, com o paquímetro pelo mesmo observador, a fim de servir como valor de referência para os demais exames. Cinco objetos geométricos (cubo, pirâmide, hexágono e cilindro) com dimensões pré-definidas foram fabricados por uma máquina computadorizada de alta precisão (DMU 50 Evolution, Deckel Maho Gildemeister, Pfronten, Germany). As formas geométricas possuem diferentes volumes que servem como referência na avaliação estatística volumétrica. O dispositivo contendo os diferentes objetos foi escaneado 11 vezes, o que resultou em 5 volumes para cada objeto de referência a fim de sempre deixar o objeto em questão centralizado no centro da área de escaneamento do tomógrafo, o mesmo dispositivo foi escaneado 5 vezes no TCMDS. As mensurações volumétricas revelaram um erro de  $1,78\text{mL} \pm 0,99\text{mL}$  para o TCCB e de  $1,23\text{ mL} \pm 0,93\text{mL}$  para o TCMDS. Esse estudo mostrou que a TCCB proporcionará uma informação satisfatória de distâncias lineares e volumétricas e o TCMDS é significativamente mais preciso. O TCMS é também mais preciso em mensurações de distâncias acima de 10 cm e em áreas localizadas na parte mais periférica do objeto escaneado.

Olszewski et al., em 2007, propuseram por meio de um experimento *in vitro* a validação de um sistema de análise cefalométrica craniofacial pela tomografia computadorizada, com o objetivo de transformar e adaptar a análise cefalométrica *Delaire* (análise cefalométrica muito difundida nos EUA) para a análise em 3D. Ao compararem a reprodutibilidade cefalométrica intra e interobservadores tanto na cefalometria convencional como na renderização 3D de 26 crânios macerados, os autores concluíram que com o programa Acro 3D, utilizado nas renderizações (reconstruções a partir do arquivo DICOM) de imagens 3D, não houve perda de precisão quando comparada ao método

2D, confirmando dessa maneira um modo seguro de realizar cefalometrias 3D.

Kumar et al., em 2007, realizaram um estudo com o objetivo de comparar medidas geradas pela TCCB confrontando cefalogramas laterais 3D com cefalometrias laterais convencionais de crânios secos. Os autores obtiveram por meio do TCCB uma telerradiografia 3D e a compararam com a telerradiografia convencional por meio de traçados cefalométricos, presumindo que não encontrariam alterações entre os dois exames. Dez crânios secos foram utilizados no estudo, sendo que as mandíbulas de cada crânio foram fixadas com o auxílio de elásticos (ortodônticos). Para a obtenção das radiografias cefalométricas laterais, os crânios foram posicionados num cefalostato (Wehlmer cephalostat, Addison, IL). As radiografias foram digitalizadas em 300dpi (Digora PCT, Soredex, USA). Já o exame de tomografia “*cone beam*” foi realizado utilizando o TCCB NewTom 3G (QR-NIM s.s.l, Verona, Italy). Os crânios foram colocados no interior de um saco plástico e estabilizados em balde plástico redondo com o plano horizontal de Frankfurt verticalmente orientado. O balde, cheio de água, foi fator atenuante para simulação de tecido mole, e isso foi feito com todos os crânios. No tomógrafo, foi selecionada a janela de escaneamento de 12 polegadas “*small field*” e “*high resolution*”, gerando o estudo secundário com axiais de 0,5 mm de espessura e voxels isotrópicos. Todas as imagens em extensão *DICOM* foram importadas para o software Dolphin 3D (pre-release version 1, Dolphin Imaging & Management Systems, Chatsworth, CA). Por meio da visão axial, o plano mediano do crânio foi orientado verticalmente. Utilizando a visão coronal, a linha entre os pórios foi orientada horizontalmente e então radiografias ortogonais (raios paralelos 0% de magnificação em relação ao plano sagital mediano) e de perspectivas (possui um centro de projeção, ou seja, um foco possui 7,5% de magnificação em relação ao plano sagital mediano) foram criadas. O programa Dolphin Imaging utilizado realiza cefalometria em imagens 2D.

O estudo dos autores comparou 9 medidas lineares e 5 angulares, baseadas em 16 pontos cefalométricos. Nas radiografias convencionais três medidas lineares no plano sagital médio foram obtidas e com o auxílio de um paquímetro (Absolute Digimatic No.500-172; Mitutoyo América Corp., Aurora. IL) foram coletadas por um observador num intervalo de tempo de três semanas, por três vezes. As radiografias cefalométricas laterais de perspectiva realizadas no tomógrafo “cone beam” foram manipuladas a fim de adquirir a mesma magnificação gerada pela cefalometria 2D (7,5%). Os autores concluíram que as diferenças entre as medidas foram estatisticamente insignificantes para serem clinicamente relevantes e que tanto as Tomografias ortogonais como as de perspectiva foram tão precisas quanto às radiografias convencionais.

Loubele et al., em 2008, compararam a precisão dos exames TCCB e TCMS em exames da maxila. Um cadáver conservado em formalina foi utilizado para o estudo. Marcadores de guta percha em esferas de 1,5 mm de diâmetro foram fixados a gengiva da maxila com cola para tecidos moles. O cadáver foi escaneado em dois tomógrafos TCMS o Somatom VolumeZoom de 4 canais e o Somatom Sensation 16 canais (Siemens, Erlangen, Germany), e um tomógrafo TCCB Accuitomo 3D (Morita, Kyoto, Japan), sendo que neste último, foram realizadas 5 aquisições em diferentes posições do crânio devido à maior precisão do centro de escaneamento deste tomógrafo. Dois observadores realizaram independentemente as mensurações nas mesmas condições de luminosidade e utilizando o mesmo monitor de vídeo. A precisão dos exames TCMS e TCCB foram comparadas com mensurações com paquímetro digital de alta precisão e a análise estatística mostrou resultados significativamente diferentes entre as medidas reais e as mensurações tomográficas, bem como as mensurações entre os exames TCMS e TCCB, sendo que a precisão permaneceu abaixo da escala milimétrica, ou seja os valores de diferença entre exames foi menor que 1mm.

Suomalainen et al., em 2008, realizaram estudo para avaliar a precisão em mensurações lineares obtidas com o TCCB e comparar estes resultados com exames realizados no TCMS. O exame cone beam foi realizado num tomógrafo 3D Accuitomo (3D Accuitomo, J Morita MFG. Corp., Kyoto, Japan) e o exame no TCMS foi realizado num tomógrafo de 4 canais LightSpeed Plus ( GE Medical Systems, USA) utilizando o programa DentalScan (GE Medical Systems, USA). No TCMS empregou-se dose de radiação menor, para verificar sua influência na precisão das medidas. Todas as mandíbulas de cadáveres utilizadas foram imersas numa solução de sacarose dentro de uma caixa plástica de 15x15x9 cm. Foram feitas quatro mensurações em cada lado da mandíbula sendo a altura da mandíbula na região do primeiro e segundo molar, a altura do teto do canal mandibular ate o rebordo alveolar, a altura cortical da base da mandíbula e a espessura da mandíbula acima do teto do canal mandibular. Todas as medidas foram repetidas após 15 dias. As mensurações foram realizadas por dois radiologistas. A dose efetiva do TCMS foi de 0.05mSv a 0.47 mSv, calculada seguindo o calculo matemático ADAM. De acordo com o modelo feminino EVA a dose efetiva calculada foi 33% maior. Os erros de mensuração linear foram menores na TCCB do que na TCMS quando utilizado como planejamento pré-operatório de implantes. Com o programa DentalScan utilizado na TCMS os cortes são produzidos a partir de um ângulo pré-determinado. E esse ângulo é determinado pela posição do objeto (no caso a mandíbula) durante o escaneamento. Neste estudo optou-se por obter os cortes perpendiculares ao canal da mandíbula, o que clinicamente não pode ser observado. Sendo assim, adotou-se como referência a borda inferior da mandíbula como referencia que coincide paralelamente ao plano do canal. Os pesquisadores mostraram que o TCCB é uma ferramenta confiável para o planejamento de implantes quando comparado TCMS, mas também mostra que com a considerável redução de radiação na TCMS é possível realizar mensurações fiéis sem perda de precisão.

Moerenhout et al., em 2009, realizaram um estudo com dois objetivos: determinar a precisão de tecidos moles pelo escaneamento da cabeça de um manequim em um TCCB (I-CAT, imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA), e avaliar 2 programas de processamento de imagens 3D (Maxilim<sup>®</sup>, Medicim N.V, Mechelen, Belgium and Mimics<sup>®</sup>, e Materialise N.V, Leuven, Belgium) para avaliar as distâncias entre pontos cefalométricos do mesmo manequim comparando esses resultados com um escâner óptico de superfície utilizando conjuntamente o programa Focus Inspection<sup>®</sup>( Metris N.V., Leuven, Belgium). O manequim utilizado para o estudo foi pintado com um verniz aquoso (P160.8100.0100.1104 Sporthead Liv weiß, Polyform GmbH & Co. KG, Rinteln, Germany) de maneira promover a superfície facial ideal para os testes. O manequim foi escaneado 3 vezes em um intervalo de tempo de 2 semanas com o TCCB I-CAT operando a 120kVp, 3 – 8mA modo pulsátil, tamanho de voxel típico de 0.4mm, tempo de escaneamento de 2x 20s, janela de 17cm de diâmetro por 22cm de altura (FOV estendido). O manequim foi posicionado simulando um paciente estivesse sentado, posição preconizada para determinar as dimensões lineares e volumétricas em tecidos moles em pacientes que serão submetidos à cirurgia ortognática. Após o primeiro escaneamento, marcadores cefalométricos foram posicionados em algumas perfurações (0,5mm Ø) no manequim a fim de que os pontos de referência fossem os mesmos para os diferentes observadores. Concluíram que pelos dois programas, o escaneamento pelo aparelho de feixe cônico proporcionou resultados tão precisos quanto o aparelho de escaneamento óptico.

Brown et al., em 2009, verificaram que alguns tomógrafos, como o I-CAT, possuem a opção de diminuir ou aumentar a quantidade de imagens geradas no movimento de rotação ao redor do paciente, podendo desta maneira diminuir a dose efetiva do exame, o tempo de aquisição e de reconstrução primária, realizaram uma pesquisa *in vitro* com 19 crânios secos para avaliar a confiabilidade e precisão de medidas

lineares. Para isso, os autores variaram a base de projeção de imagens (axiais, sagitais, coronais ou parasagitais) no momento sua aquisição pelo tomógrafo cone beam, *I-CAT (I-CAT Classic, Imaging Sciences International, EUA)* utilizando o programa *Dolphin 3D* (v.10, Dolphin Imaging, Chats-worth, Calif) e um paquímetro digital (27-500-90, GAC, Bohemia, NY), empregado para aferir as medidas *in situ*. Os autores não encontraram medidas significativamente diferentes; como a modificação da base de projeção de imagens, provando que mesmo com uma imagem com menos detalhes e contraste podemos confiar nas medidas lineares geradas pelo exame.

Menessier et al., em 2009, descreveram um abrangente método para determinar geometricamente o parâmetro de alinhamento para TCCB, ou seja um novo método de calibração destes tomógrafos, aplicando detectores de área, colimadores convergentes ou diafragmas (*pinholes*: orifícios onde a luz passa e produz a projeção da mesma imagem invertida em algum anteparo; no caso, a luz é o sinal elétrico, e o anteparo, o sensor CCD). Para isso uma *phantom* (objeto utilizado para calibrar tomógrafos) é escaneado e nove pontos geométricos são utilizados para correlacionar as medidas reais e as geradas pelo tomógrafo através das diferentes projeções geradas e de um cálculo matemático realizado pelo próprio programa. Este estudo utilizou como proposta um diferente método que consiste em 14 pequenos pontos dispostos em quatro áreas em cada uma das três linhas ortogonais e dois numa linha diagonal. Dessa maneira este método se mostrou como solução matemática, única para qualquer possibilidade geométrica de diferentes tomógrafos (já que estes possuem tamanho e distância diferentes do cone e vértice), até mesmo quando ocorre a perda de informação devido alguns pontos permanecerem sobrepostos.

### **3 PROPOSIÇÃO**

O propósito neste trabalho foi comparar a precisão das mensurações lineares obtidas na TCCB com as mesmas mensurações realizadas em crânios *in situ*.

#### **4 MATERIAL E MÉTODO**

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa da Universidade Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos – Faculdade de Odontologia sob o protocolo nº 086/2007 - PH/CEP ( ANEXOS A e B).

Foram selecionados 5 crânios secos de indivíduos adultos que estavam em melhor estado de conservação, pertencentes à disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP.

Os crânios foram selecionados de acordo com os seguintes critérios de inclusão: presença da calota craniana, terço superior e terço médio da face com a presença de todos os ossos, presença dos ossos maxilares e mandibulares íntegros com o máximo contato oclusal (em crânios com dentes), e com o devido posicionamento da cabeça da mandíbula com a fossa mandibular.

Foram utilizados 26 pontos anatômicos (Páginas 43, 44 e 45).

Os pontos anatômicos foram demarcados com identificadores radiopacos (cabeças de alfinetes padronizadas com 1,5 mm de diâmetro, obtidas com a remoção de suas hastes rente às cabeças) observado na Figura 3. Os marcadores radiopacos foram fixados nos crânios com Éster de Cianoacrilato, como observado na Figura 4 (Super Bonder - Itapevi - São Paulo). Para não ocorrer danos aos crânios, as áreas que receberam os marcadores radiopacos foram isoladas com fita isolante (Figura 4), conforme Figura 3 (Fita de Alta Tensão Scotch 23BR 3M – Sumaré - São Paulo - Brasil).

A razão de se empregar marcadores radiopacos, foi de minimizar os erros decorrentes da subjetividade, que poderia induzir em seleção de pontos diferentes entre as mesmas áreas mensuradas realizadas nos mesmo exames (TCCB e paquímetro), e na comparação dos mesmos.



Figura 3 - Crânio seco com pontos craniométricos demarcados.



Figura 4 - Super Bonder, Fita isolante, Fita adesiva, utilizados na fixação dos marcadores no crânio e na estabilização das mandíbulas em posição.

A seguir, as mandíbulas foram fixadas em seus respectivos crânios em relação de máxima intercuspidação quando na presença de dentes, e em dimensão vertical de repouso na ausência parcial ou total de dentes, com o auxílio de fitas adesivas (Figura 4) (Durex scotch 3M – Sumaré - São Paulo – Brasil), com o objetivo de manter a posição e estabilidade no decorrer do exame de TCCB. Para reproduzir o espaço ocupado pelo disco articular pequenas quantidades de algodão foram adaptadas na região da fossa mandibular com o intuito de manter o crânio mais estável possível durante a execução do exame.

Os crânios foram escaneados (Figura 5 e 6) no tomógrafo pelo mesmo operador, assim como todas as medições *in situ* e no computador do tomógrafo.



Figura 5 -Crânio justaposto dentro da caixa de madeira que apresenta a função de simular os tecidos moles que atenuariam os raios X.



Figura 6 - O conjunto caixa e crânio foram posicionados no centro do portal de entrada do tomógrafo (*gantry*) antes do escaneamento,.

Os crânios foram posicionados no tomógrafo *Cone Beam Newton 3G* observado na Figura 7 (Aperio, Verona, Italy) com o plano de

Frankfurt perpendicular à horizontal e a linha de referência, (linha laser mediana) emitida pelo próprio aparelho. Os crânios foram escaneados com campo de 9 polegadas e tempo de escaneamento total de 36 segundos (radiação pulsátil resultando em um tempo real de exposição aos raios - X de 5,4 segundos), 110 kVp e 15 mA. Os cortes têm espessura de 0,2 mm, intervalo de reconstrução (intervalo entre um corte e outro) de 0,3mm e foram visualizados em matriz 512x512 pixels. Os dados brutos (*Raw data*) foram salvos em formato *DICOM* e abertos no próprio programa do tomógrafo para que as imagens fossem reconstruídas e manipuladas.



Figura 7 -Tomógrafo Newton 3G

A seguir, foram obtidas medidas lineares (distância entre dois pontos pré identificados com os identificadores radiopacos) que foram selecionadas de acordo com a grande amplitude de sentidos entre um ponto ao outro; conforme descrito nas páginas 41, 42 e 43.

#### 4.1 Distâncias lineares mensuradas

#### 4.2 Mandíbula

- a. Processo coronóide direito (D), ao processo coronóide esquerdo (E) (parte mais superior) (Transversal);
- b. Processo coronóide D à borda externa da cabeça da mandíbula (porção mais extrema) D (Ânteroposterior);
- c. Processo coronóide D à borda Interna da cabeça da mandíbula (porção mais medial) D (Ânteroposterior);
- d. Processo coronóide E à borda externa da cabeça da mandíbula E (Ânteroposterior);
- e. Processo coronóide E à borda Interna da cabeça da mandíbula E (Ânteroposterior);
- f. Borda inferior do forame mental D à Borda inferior do forame mental E (Transversal);
- g. Distância látero – lateral da cabeça da mandíbula D a cabeça da mandíbula E (Transversal);
- h. Lígula do canal da mandíbula (porção mais proeminente) D à lígula da mandíbula E (Transversal);
- i. Diâmetro médio – lateral da cabeça da mandíbula D (Transversal);
- j. Diâmetro médio – lateral da cabeça da mandíbula E (Transversal);

- k. Incisura da mandíbula (porção mais inferior) D à Incisura da mandíbula E (Transversal);
- l. Ponto condílio (porção mais pósterio superior) D ao ponto condílio E (Transversal);
- m. Ângulo da mandíbula ( bissetriz formada pelo prolongamento do ramo e base da mandíbula) D ao ângulo mandíbula E (Transversal);
- n. Processo coronóide E, à supradental (Ânteroposterior e oblíquo);
- o. Processo coronóide D, à supradental (Ânteroposterior e oblíquo);
- p. Cortical interna da cabeça da mandíbula E à borda inferior forame mental D (Cruzado, Ânteroposterior, Transversal, Vertical e Oblíquo);
- q. Cortical interna da cabeça da mandíbula D à borda inferior forame mental E (Cruzado, Ânteroposterior, Transversal, Vertical e Oblíquo);
- r. Borda inferior do forame mental E à borda inferior do ângulo da mandíbula E (Ânteroposterior);
- s. Lígula canal mandibular E à borda inferior do forame mental E (Ânteroposterior);
- t. Lígula canal mandibular D à borda inferior do forame mental D (Ânteroposterior);

Total de medidas: 7 ânteroposteriores, 9 transversais, 2 ânteroposteriores e oblíquas, 2 cruzadas, Ânteroposteriores, transversais, verticais e oblíquas e nenhuma media apenas no sentido vertical.

### 4.3 Maxila

- u. Sutura zigomática maxilar (borda mais inferior) D à sutura zigomática maxilar E (Transversal);
- v. Sutura nasopalatina (região mais mediana) à borda anterior forame Magno (porção mais anterior) (Ânteroposterior);
- w. Borda inferior da órbita (porção mais inferior) E à sutura zigomático maxilar E (Ânteroposterior);
- x. Borda inferior da órbita D à sutura zigomático maxilar D (Ânteroposterior);
- y. Borda superior forame infraorbital E ao násio (região mediana) (Vertical e Transversal);
- z. Borda superior forame infraorbital D ao násio. (Vertical e Transversal)

Total de medidas: 3 ântero – posteriores, 1 transversal, 2 verticais e transversais e nenhuma medida apenas no sentido vertical.

As medidas foram obtidas tanto *in situ*, com auxílio de um paquímetro modificado (Figura 8) como também nas imagens tomográficas. Nas imagens Tomográficas, as distâncias foram medidas no programa *NEWTOM* (NewTom 3G Expert). Para isto, os pontos anatômicos demarcados com os identificadores radiopacos tiveram suas distâncias lineares mensuradas através da ferramenta de mensuração 3D com cortes axiais de referência de 0,2 mm de espessura (Figura 9). A demarcação dos identificadores radiopacos foi realizada centralizando exatamente através das axiais anteriores e posteriores à axial que corta no centro (mediana) desses marcadores; Hanazawa et al., em 2004, verificaram que este método para mensuração em exames de tomografia computadorizada foi o mais confiável (93,7% de precisão) (Figura 9). Assim a demarcação entre dois pontos formou a distância linear a ser avaliada (Figura 11).



Figura 8 - Paquímetro Modificado

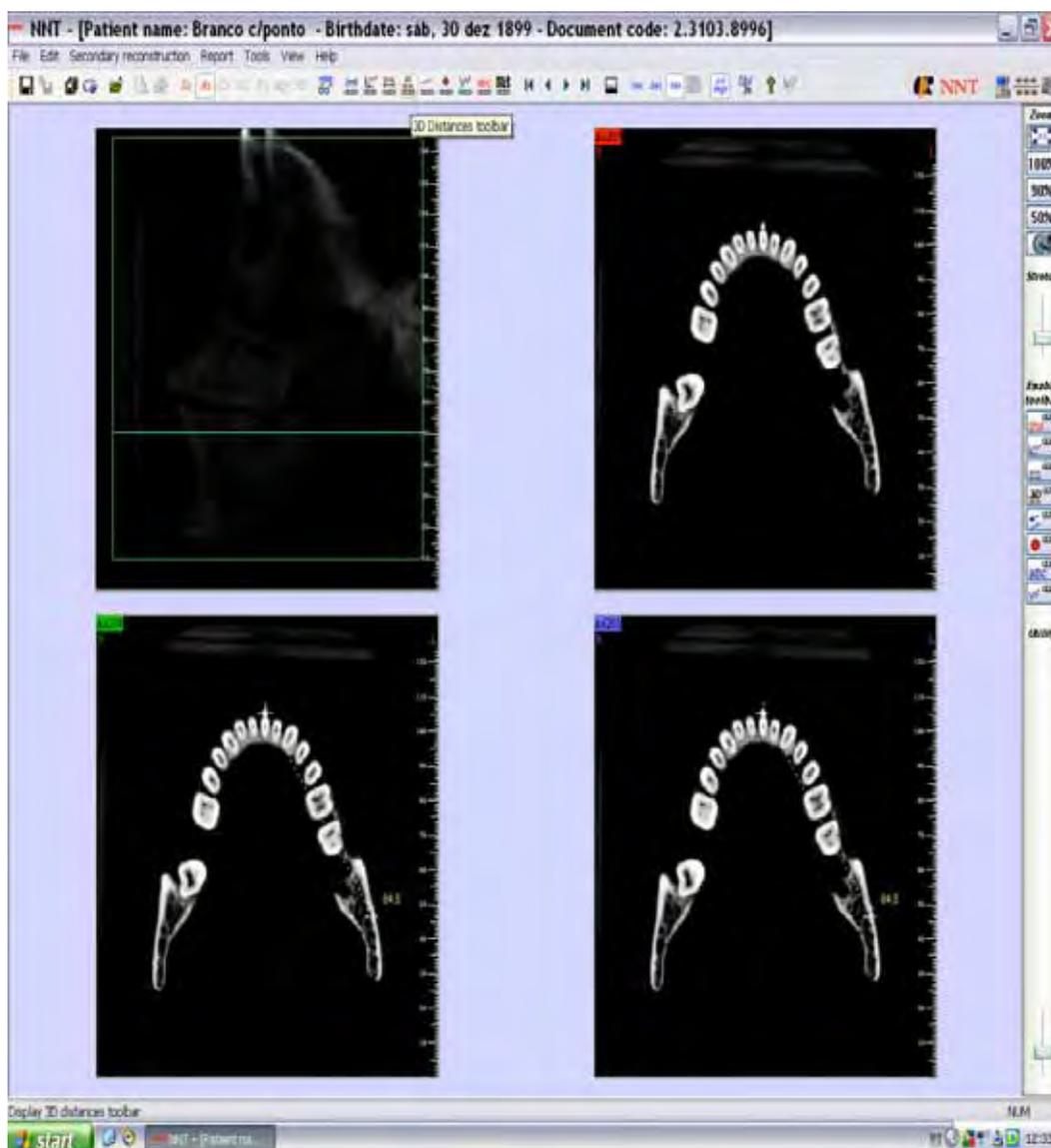


Figura 9 – Cortes axiais de 0,2 mm de espessura



Figura 10 – Corte axial mediano para demarcação do centro do identificador metálico

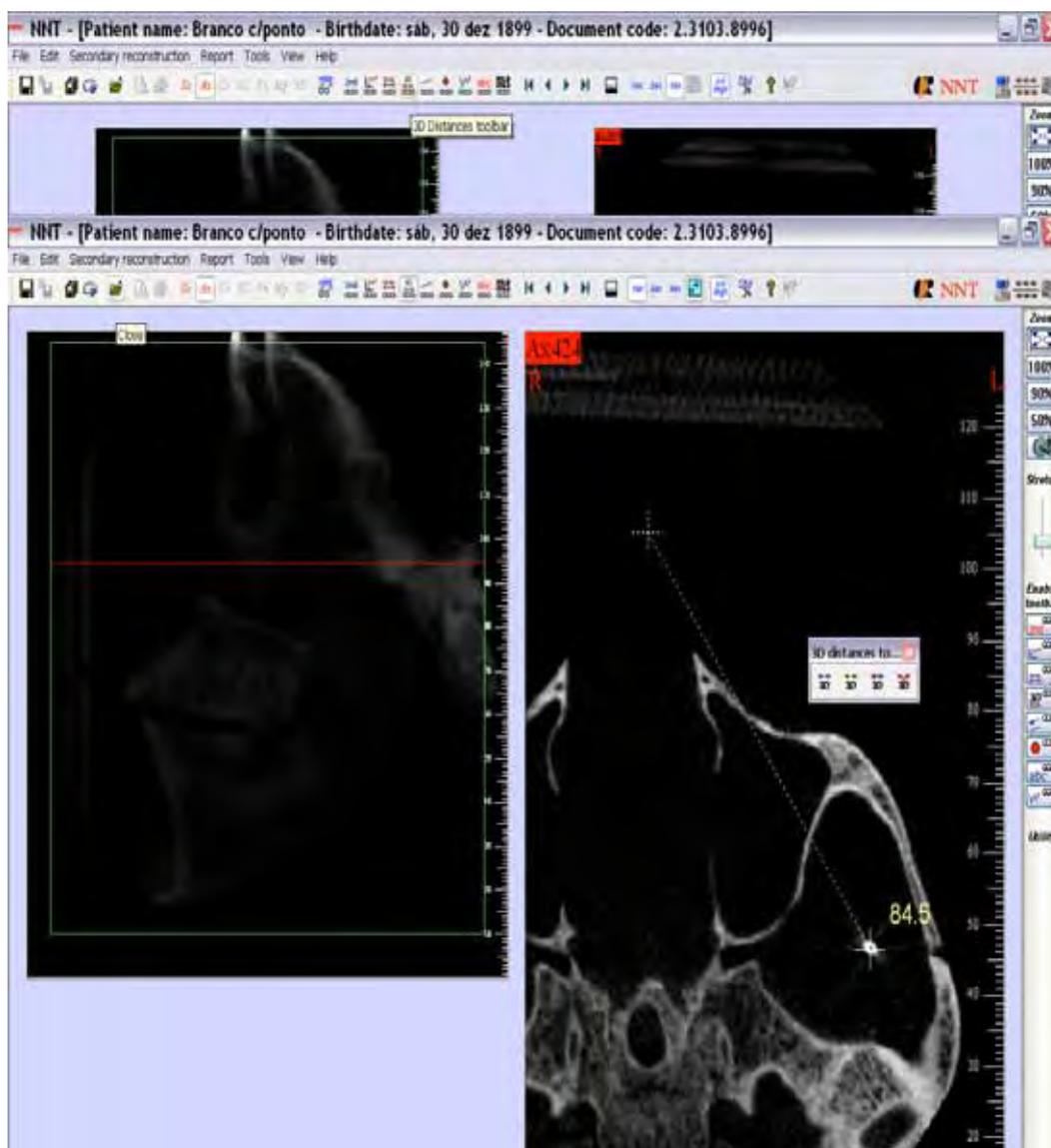


Figura 11 - Corte axial mediano para demarcação do centro do identificador metálico, determinando uma distância linear (fator)

Diversas ferramentas do próprio tomógrafo permitem realizar avaliações de imagens sem interferências ânteroposteriores (Figura 12) e íferosuperiores (Figura 13). As figuras 12 a 20 mostram algumas possibilidades para eliminar sobreposição de imagens.

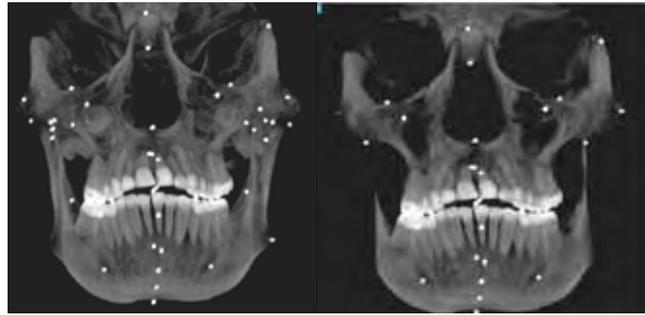


Figura 12 – Renderização 3D MIP com eliminação de sobreposição de imagens ânteroposteriores

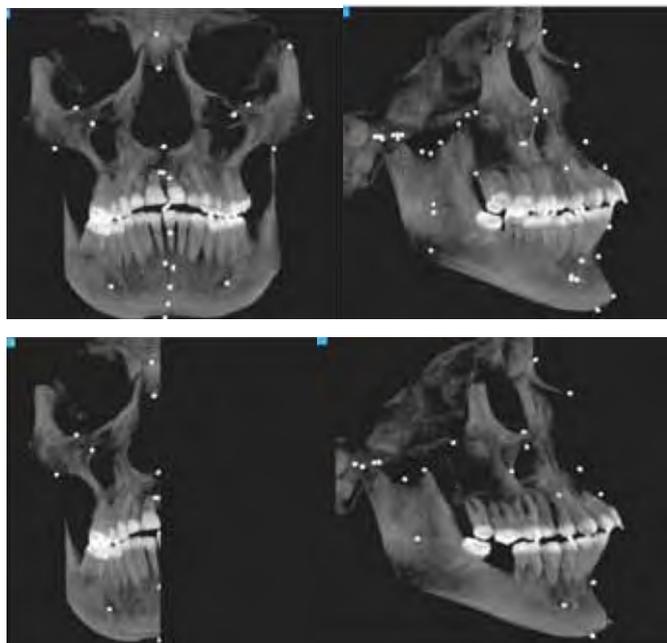


Figura 13 – Renderização 3D MIP com eliminação de sobreposição de imagens láterolaterais

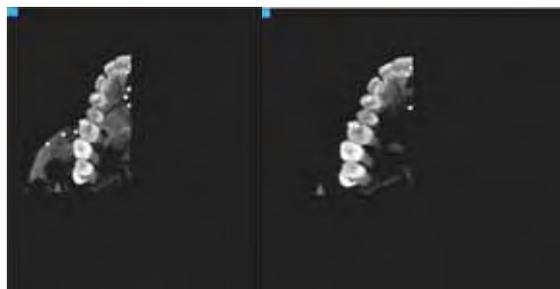


Figura 14 – Renderização 3D MIP com eliminação de imagens íferosuperiores

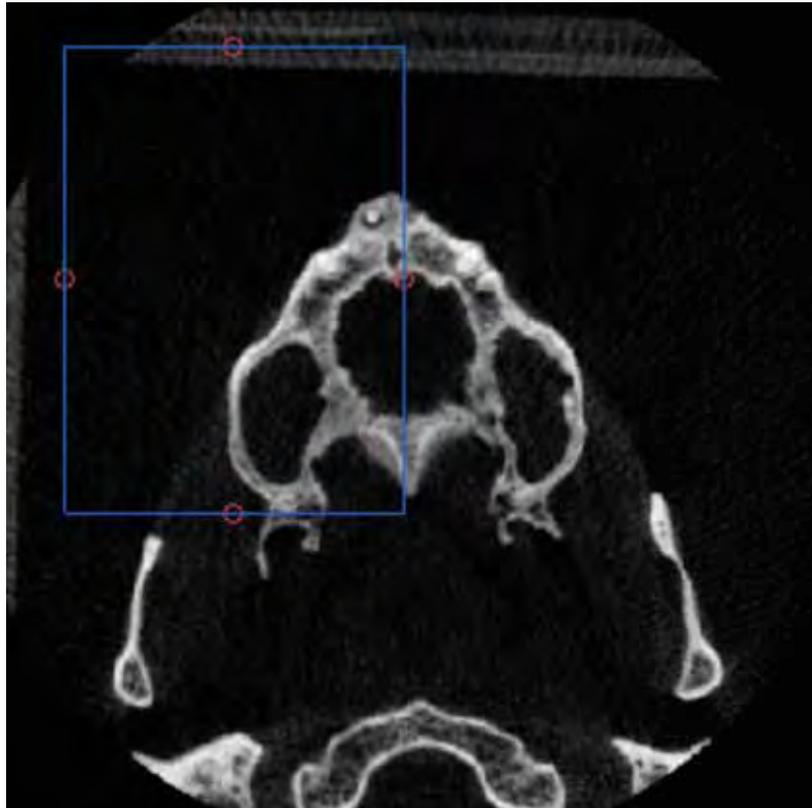


Figura 15 – Conforme a sequência acima foi eliminada interferências laterais e ânteroposteriores

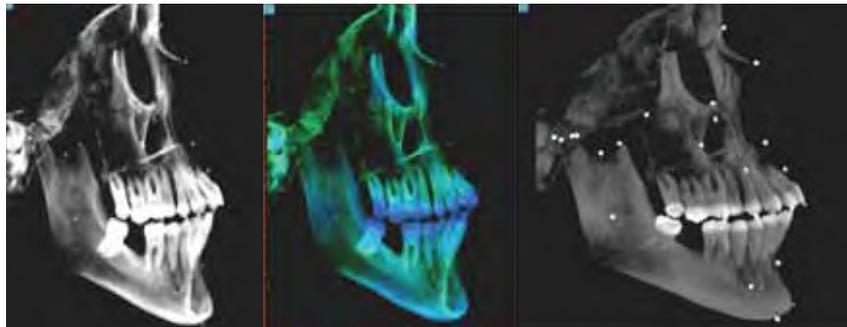


Figura 16 – Renderizações Ray Casting, Ray Casting Spectro, MPI respectivamente em perfil lado direito sem sobreposição do lado oposto (esquerdo)

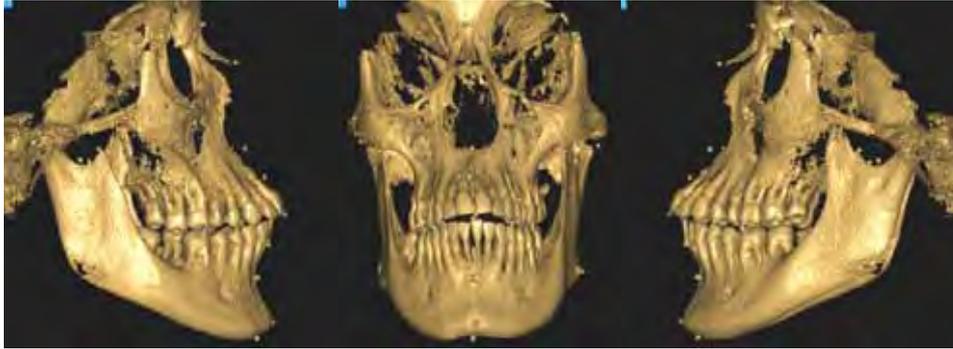


Figura 17 – Renderização volumétrica

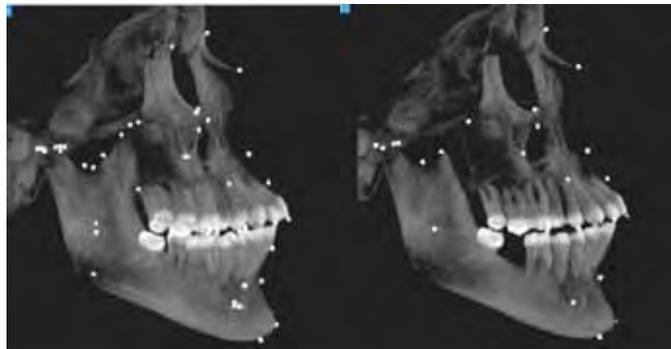


Figura 18 – Imagem MIP perfil lado direito com e sem sobreposição lado esquerdo respectivamente



Figura 19 - Imagem Ray Casting perfil lado direito com e sem sobreposição lado esquerdo respectivamente

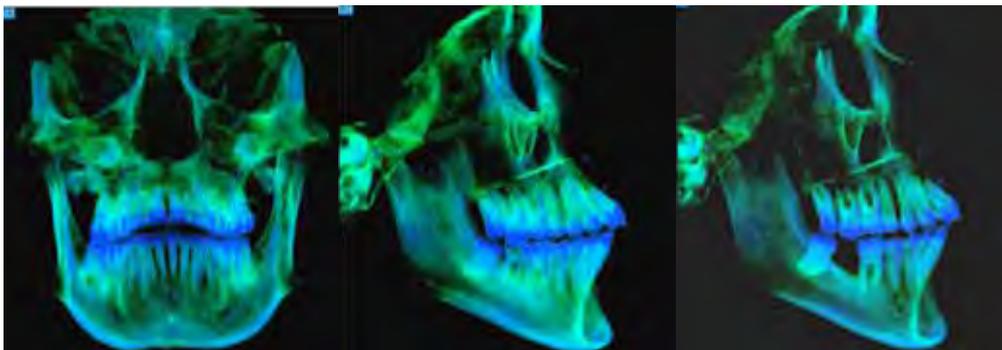


Figura 20 - Imagem Ray Casting Spectro em perfil lado direito com e sem sobreposição lado esquerdo respectivamente

As medidas (fatores) foram tabuladas nos programas Microsoft Excel for Windows, versão 2007 (Microsoft Corporation, Washington, USA) e Minitab 15.1.1 (USA), que foram utilizados para realizar a análise estatística. Com a finalidade de controlar possíveis tendências a recordações de mensurações anteriores, as medições foram realizadas em ordem aleatória. Além disso, para avaliar a ocorrência de erros casuais, as mensurações foram repetidas com intervalo de quinze dias uma da outra sendo que para melhor avaliação foi também cogitado a possibilidade de variação na atenção do observador sendo que as primeiras medidas foram feitas no período da manhã e as segundas foram adquiridas no período vespertino e obteve-se a média entre as medidas das duas marcações (Kragsskov et al., em 1997).

A média de cada fator obtido no método *in situ* foi comparada com a mesma média do fator no método TCCB para verificar a existência ou não de diferenças estatisticamente significantes entre elas.

## 5 Análise estatística

Pela variedade de crânios a amostra não foi homogênea já que os mesmos foram selecionados de acordo com o estado de conservação e não pelo tamanho.

### 5.1 Erro de Método

Para verificar se existem diferenças entre as medidas obtidas na imagem Tomográfica e as obtidas *in situ*, a mediana de cada medida obtida nas imagens foi comparada à de sua análoga obtida *in situ*, por meio do teste *de wilcoxon* com  $\alpha=0,05$ , para testar se a hipótese  $H_0=$  "Não existe diferença estatisticamente significativa entre a média da medida obtida na imagem Tomográfica e a obtida "*in situ*" é verdadeira. Caso  $p<0,05$ , será aceita a hipótese alternativa  $H_1=$  "Existe diferença estatisticamente significativa entre a média da medida obtida na imagem Tomográfica e a obtida "*in situ*".

Para a análise do erro do método, as medidas estudadas obtidas nos dois tempos foram submetidas à análise de regressão linear simples, do tipo  $Y = aX + b$ , onde  $X$  e  $Y$  representam as medidas realizadas nos dois tempos respectivamente, e " $a$ " e " $b$ " são coeficientes dessa regressão, associada ao teste  $t$  de Student. Na ausência de erros aleatórios e sistemáticos, o coeficiente " $a$ " deve ser igual a 1 e o coeficiente " $b$ " deve ser igual a 0, para que  $Y = X$ , ou seja, a segunda leitura não difere estatisticamente da primeira. A verificação dessa condição foi feita através do teste  $t$  de Student, com  $\alpha=0,05$ , que testou se

a hipótese “ $H_0 = 'a'$  não difere estatisticamente de um” é verdadeira. O mesmo teste foi empregado para testar se a hipótese “ $H_0 = 'b'$  não difere estatisticamente de zero” é verdadeira. Ainda na ausência de erros aleatórios e sistemáticos, a terceira condição é que o valor do coeficiente de regressão seja  $r \geq 0,90$ .

## **6 RESULTADOS**

### **6.1 Análise dos resultados do erro intraexaminador**

Os resultados do teste da Análise de Regressão Linear Simples utilizado para avaliar o erro intraexaminador não indicaram diferenças estatisticamente significantes entre a primeira e a segunda leitura das 26 medidas estudadas, tendo sido satisfeitas as condições:  $r > 0,90$ ;  $p_a = 1 > 0,05$ ;  $p_b = 0 > 0,05$ . Os testes estatísticos comprovaram não existir diferença entre a primeira medida e a segunda medida, considerando o operador calibrado e capacitado para execução do trabalho com níveis aceitáveis de erro de método.

Portanto, a média entre a primeira e a segunda leitura de cada medida foi empregada no cálculo dos fatores analisados.

### **6.2 Estatística descritiva**

O número de fatores, assim como a média e desvio padrão correspondentes às medidas *in situ* e TCCB estão expressos na Tabela 1 pela análise descritiva e de correlação e na Tabela 2 pela análise de Wilcoxon.

### 6.3 Comparação entre *in situ* e TCCB

Tabela 1 – Análise Descritiva e de correlação: Média (M), Variância (Va), Desvio padrão (Dp), Média da diferença (Md), Coeficiente de Pearson (CP), dos 26 medidas (em milímetros) analisados das 5 amostras selecionadas.(Continua)

Fatores	Exame	M	Va	Dp	MD	CP
<b>A</b>	<i>in situ</i>	90,45	22,95	4,79	-0,13	0,999
	TCCB	90,59	22,26	4,71		
<b>B</b>	<i>in situ</i>	31,20	40,93	6,39	-0,17	0,997
	TCCB	31,37	43,61	6,60		
<b>C</b>	<i>in situ</i>	35,06	40,87	6,39	-0,28	0,996
	TCCB	35,34	43,68	6,60		
<b>D</b>	<i>in situ</i>	30,27	16,19	4,02	-0,11	0,996
	TCCB	30,38	13,71	3,70		
<b>E</b>	<i>in situ</i>	36,24	18,87	4,34	-0,10	0,994
	TCCB	36,34	17,66	4,20		
<b>F</b>	<i>in situ</i>	47,47	3,95	1,98	-0,01	0,991
	TCCB	47,48	3,85	1,96		
<b>G</b>	<i>in situ</i>	110,20	9,95	3,15	0,00	0,997
	TCCB	110,20	9,07	3,01		
<b>H</b>	<i>in situ</i>	72,64	5,17	2,27	-0,14	0,992
	TCCB	72,78	5,00	2,23		
<b>I</b>	<i>in situ</i>	18,34	2,80	1,67	-0,05	0,951
	TCCB	18,39	3,40	1,84		
<b>J</b>	<i>in situ</i>	19,33	3,45	1,85	-0,18	0,990
	TCCB	19,51	3,64	1,90		
<b>K</b>	<i>in situ</i>	89,25	2,95	1,71	0,22	0,995
	TCCB	89,03	240	1,54		
<b>L</b>	<i>in situ</i>	94,76	11,59	3,40	-0,26	0,989
	TCCB	95,02	1184	3,44		
<b>M</b>	<i>in situ</i>	88,21	199,24	14,11	-0,48	1,000
	TCCB	88,70	201,96	14,21		
<b>N</b>	<i>in situ</i>	88,00	214,93	14,66	-0,48	1,000
	TCCB	88,48	226,63	15,05		
<b>O</b>	<i>in situ</i>	109,60	3,60	1,89	-0,02	0,988
	TCCB	109,61	4,14	2,03		

Tabela 1 – Análise Descritiva e de correlação: Média (M), Variância (Va), Desvio padrão (Dp), Média da diferença (Md), Coeficiente de Pearson (CP), dos 26 medidas (em milímetros) analisados das 5 amostras selecionadas.(Conclusão)

Fatores	Exame	M	Va	Dp	MD	CP
<b>P</b>	<i>in situ</i>	108,84	8,22	2,86	1,68	-0,044
	TCCB	107,16	20,11	4,48		
<b>Q</b>	<i>in situ</i>	56,08	20,78	4,55	-0,17	1,000
	TCCB	56,25	22,50	4,74		
<b>R</b>	<i>in situ</i>	15,55	2,96	1,72	-0,28	0,944
	TCCB	15,84	4,56	2,13		
<b>S</b>	<i>In situ</i>	75,20	219,13	14,80	-0,16	1,000
	TCCB	75,36	214,68	14,65		
<b>T</b>	<i>in situ</i>	70,91	190,80	13,81	-0,31	0,999
	TCCB	71,22	183,56	13,54		
<b>U</b>	<i>in situ</i>	89,28	26,06	5,10	0,113	0,994
	TCCB	89,40	26,90	5,18		
<b>V</b>	<i>in situ</i>	50,41	10,85	3,29	0,734	0,863
	TCCB	51,14	13,35	3,65		
<b>W</b>	<i>in situ</i>	25,22	7,77	2,78	0,456	0,980
	TCCB	25,68	8,83	2,97		
<b>X</b>	<i>in situ</i>	25,18	15,72	3,96	0,605	0,996
	TCCB	25,78	17,32	4,16		
<b>Y</b>	<i>in situ</i>	40,38	6,04	2,45	0,327	0,994
	TCCB	40,71	6,36	2,52		
<b>Z</b>	<i>in situ</i>	40,87	8,82	2,97	0,375	0,995
	TCCB	41,24	10,13	3,18		

De acordo com a estatística descritiva (tabela1) observamos que, das 26 medidas comparadas, digamos que quatro delas foram idênticas com valores menores que 0,1 mm. E 17 delas, ou seja, quase 65% das variáveis apresentaram diferença menor que 0,3 mm. Somente uma medida, a variável *P* (cortical interna da cabeça da mandíbula esquerda à borda inferior do forame mental do lado direito) apresentou diferença acima de 1 mm, com valor de 1,68 mm, sendo esta a única variável acusada com baixa correlação segundo Pearson. Porém

quando este fator foi comparado pelo teste de Wilcoxon, a diferença estatística não foi significativa.

Tabela 2 - Análise de Wilcoxon: Menor valor (< valor), Maior valor (> valor), Média (M), Desvio padrão (Dp) e o *p*-valor para o nível de significância de 95% (P) dos 26 medidas (em milímetros) analisados das 5 amostras selecionadas.(Continua)

Fatores	Wilcoxon	< valor	>Valor	M	Dp	<i>p</i> -valor
<b>A</b>	<i>in situ</i>	85,35	97,33	90,45	4,79	0,3125
	TCCB	85,40	97,25	90,59	4,71	
<b>B</b>	<i>in situ</i>	21,57	36,87	31,20	6,39	0,4375
	TCCB	21,00	37,10	31,37	6,60	
<b>C</b>	<i>in situ</i>	24,13	40,96	35,06	6,39	0,3125
	TCCB	23,80	40,55	35,34	6,60	
<b>D</b>	<i>in situ</i>	25,23	34,04	30,27	4,02	0,8125
	TCCB	25,90	33,85	30,38	3,70	
<b>E</b>	<i>in situ</i>	30,17	40,49	36,24	4,34	0,8125
	TCCB	30,80	40,40	36,34	4,20	
<b>F</b>	<i>in situ</i>	44,43	49,17	47,47	1,98	1
	TCCB	44,55	49,40	47,48	1,96	
<b>G</b>	<i>in situ</i>	108,18	115,52	110,20	3,15	1
	TCCB	108,35	115,40	110,20	3,01	
<b>H</b>	<i>in situ</i>	70,73	76,36	72,64	2,27	0,625
	TCCB	70,8	76,25	72,78	2,23	
<b>I</b>	<i>in situ</i>	16,46	20,76	18,34	1,67	0,8125
	TCCB	15,90	20,55	18,39	1,84	
<b>J</b>	<i>in situ</i>	16,82	22,05	19,33	1,85	0,3125
	TCCB	17,25	22,50	19,51	1,90	
<b>K</b>	<i>in situ</i>	87,87	92,17	89,25	1,71	0,125
	TCCB	87,75	91,65	89,03	1,54	
<b>L</b>	<i>in situ</i>	91,56	99,57	94,76	3,40	0,3125
	TCCB	91,50	100,20	95,02	3,44	
<b>M</b>	<i>in situ</i>	77,86	112,99	88,21	14,11	0,0625
	TCCB	78,20	113,6	88,70	14,21	
<b>N</b>	<i>in situ</i>	77,27	113,07	88,00	14,66	0,0625
	TCCB	77,65	114,4	88,48	15,05	
<b>O</b>	<i>in situ</i>	106,33	110,89	109,60	1,89	0,625
	TCCB	106,00	110,80	109,61	2,03	

Tabela 2 - Análise de Wilcoxon: Menor valor (< valor), Maior valor (> valor), Média (M), Desvio padrão (Dp) e o  $p$ -valor para o nível de significância de 95% (P) dos 26 medidas (em milímetros) analisados das 5 amostras selecionadas. (conclusão)

Fatores	Wilcoxon	< valor	>Valor	M	Dp	p-valor
P	<i>in situ</i>	104,375	111,90	108,84	2,86	0,625
	TCCB	100,52	111,65	107,16	4,48	
Q	<i>in situ</i>	50,99	60,72	56,08	4,55	0,25
	TCCB	50,95	61,15	56,25	4,74	
R	<i>in situ</i>	13,09	17,62	15,55	1,72	0,625
	TCCB	12,40	18,30	15,84	2,13	
S	<i>in situ</i>	55,47	86,47	75,20	14,80	0,125
	TCCB	55,85	86,40	75,36	14,65	
T	<i>in situ</i>	57,24	87,60	70,91	13,81	0,4375
	TCCB	57,35	87,75	71,22	13,54	
U	<i>in situ</i>	84,18	95,73	89,28	5,10	0,8125
	TCCB	85,00	95,95	89,40	5,18	
V	<i>in situ</i>	47,92	56,19	50,41	3,29	0,4375
	TCCB	48,00	56,35	51,14	3,65	
W	<i>in situ</i>	20,74	28,21	25,22	2,78	0,125
	TCCB	21,15	28,80	25,68	2,97	
X	<i>in situ</i>	19,28	28,86	25,18	3,96	0,0625
	TCCB	19,75	30,05	25,78	4,16	
Y	<i>in situ</i>	37,82	44,1	40,38	2,45	0,0625
	TCCB	38,35	44,8	40,71	2,52	
Z	<i>in situ</i>	36,65	44,2	40,87	2,97	0,125
	TCCB	36,95	45,1	41,24	3,18	

A análise de wilcoxon não demonstrou diferença estatisticamente significativa entre as medidas *in situ* e as obtidas nas imagens tomográficas ( $p > 0,05$ ). Conforme o gráfico de barra (Figura 21), podemos observar a semelhança entre os dois métodos de mensuração.

O gráfico não paramétrico de sobrevivência demonstrando a frequência de valores pela porcentagem do grupo controle (*in situ*) e dos valores TCCB para todos os fatores está apresentado na figura 22. Nota-se que 40% das medidas tiveram uma diferença menor que 0,16 mm confirmando a grande fidelidade da TCCB,

e que 85% das medidas tiveram nível precisão de até 0,58 mm. Menos de 3% das medidas tiveram diferença de valores acima de 1 mm.

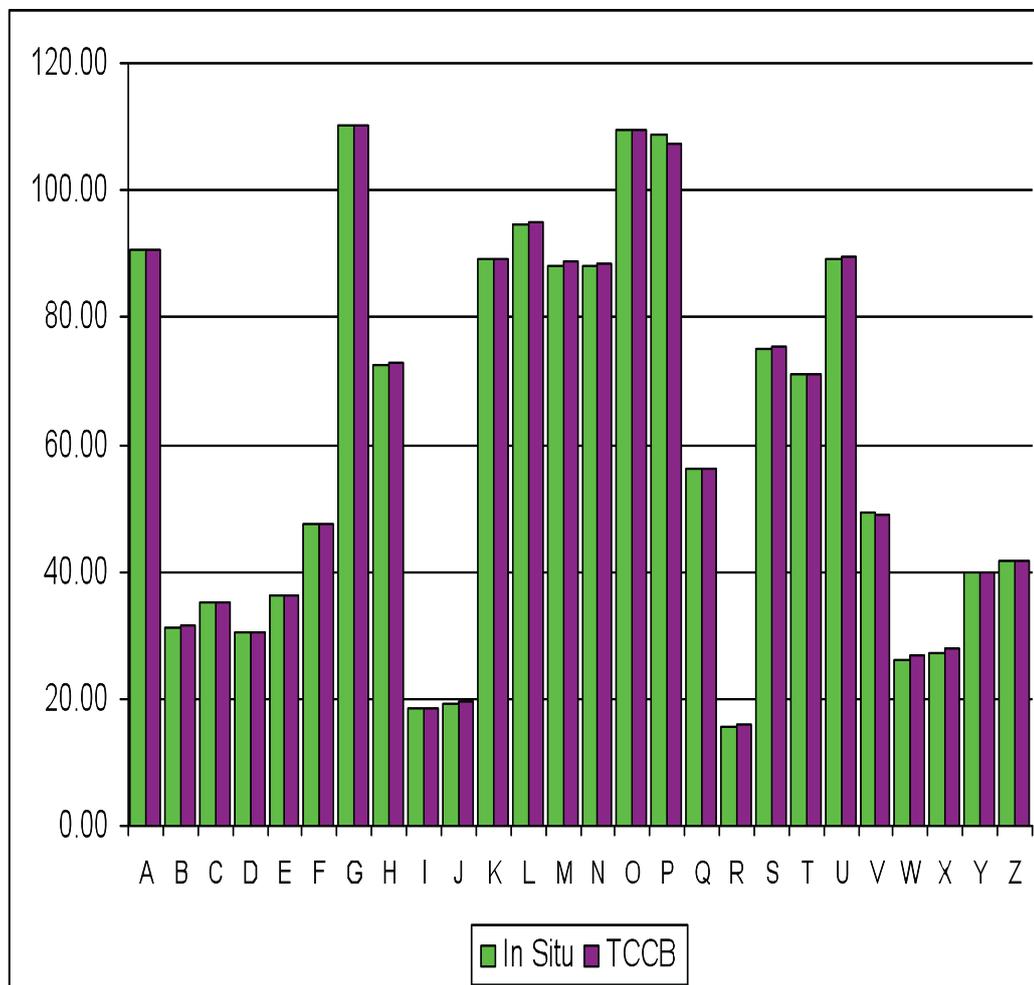


Figura 21 – Gráfico de comparação entre valores dos fatores em milímetros do grupo controle (*in situ*) e dos valores TCCB.

Conforme o gráfico de barra, os valores que apresentam diferença entre as medidas *in situ* e TCCB são medidas que tiveram alguma variabilidade significativa entre a média dos dois exames (TCCB e paquímetro), sendo que o fator que apresentou maior discrepância foi o fator P que teve diferença de 1,68 mm entre os métodos.

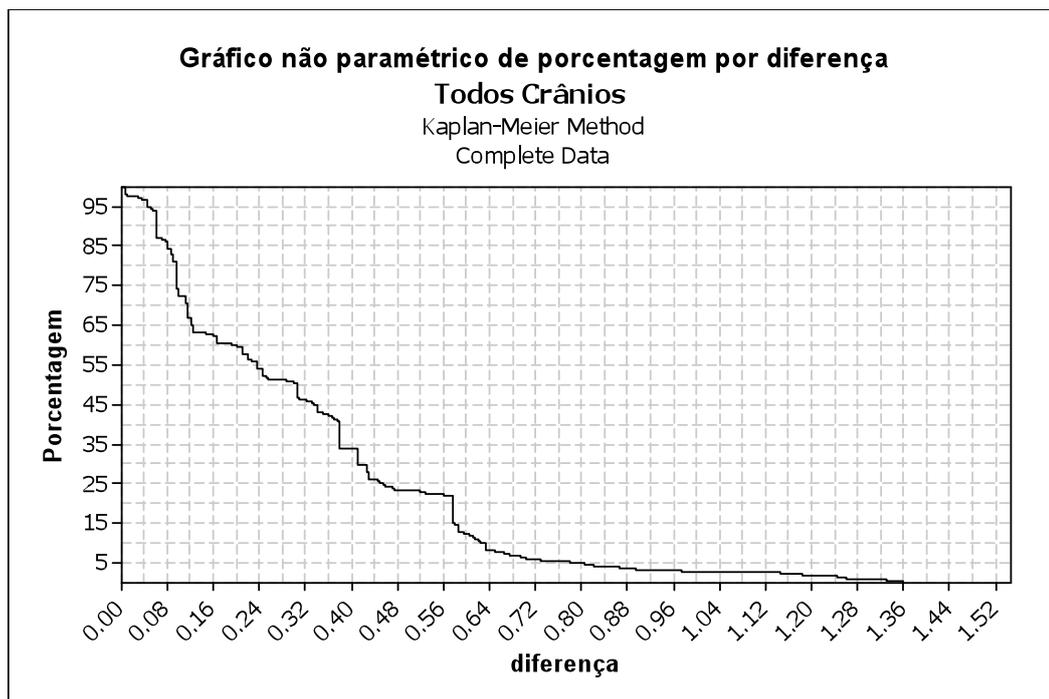


Figura 22 - Gráfico não paramétrico de sobrevivência demonstrando a frequência de valores pela porcentagem do grupo controle (*in situ*) e dos valores TCCB para todos os fatores .

## 7 DISCUSSÃO

O sistema *Cone Beam* (feixe cônico) destaca-se pela praticidade e intercomunicação dos dados em formato *digital imaging and communications in medicine (DICOM)*, que são compatíveis com diversos exames e programas da área de saúde, independente da região abordada. Apesar dos dados da base *DICOM* necessitarem de uma técnica analítica sólida para o processamento subsequente, as grandes empresas de *softwares* desenvolvem periodicamente programas com maiores performances e capazes através da compressão, de reduzir consideravelmente o tamanho dos arquivos (Baumrind S., 1972). Outro diferencial desse exame já confirmado, é a menor exposição à radiação em relação a aparelhos de TCMS, pelo fato dela ser pulsátil. Alguns tomógrafos minimizam ainda mais as doses emitidas, devido à maior sensibilidade de sensores como o *flat panel*. No entanto, segundo Ludlow et al., em 2006, isto não é uma regra para todos aparelhos que apresentam esta tecnologia de sensor com maior sensibilidade, o que viabiliza o uso desta tecnologia de tomografia computadorizada quando comparada a TCMS.

Dentre os exames de mensuração linear, a TCCB tem como vantagem uma menor dose efetiva ao paciente (Ludlow et al., em 2006) e foi eleita em diversos trabalhos (Kitaura et al., em 2000, Chidiac et al., em 2002 e Cavalcanti et al., em 2004) como o método mais fidedigno e aceito no meio odontológico. Porém, autores como Papadopoulos et al., em 2002 concluíram que a TCMS e a TCCB não satisfazem todos os requisitos para a prática clínica diária.

Kitaura et al., em 2000 afirmaram que é possível confiar nos valores lineares proporcionados pela TCCB. Forsyth et al.,

propuseram, em 1996, que 1 mm de precisão em exames radiográficos de cefalometria é um valor aceitável. De acordo com Cavalcanti et al., em 1999, todos os trabalhos baseados em imagens tomográficas computadorizadas necessitam antes, da comprovação de que as medidas nas tomografias são reais, ou seja, apresentam a relação 1:1 com as medidas do paciente. Alguns autores realizaram o experimento da tomografia com crânios imersos em água e soluções de sacarose dentro de recipientes acrílicos, (Kumar et al., 2007; Loubele et al., 2008; Suomalainen et al., 2008; Moerenhout et al., 2009)

No presente trabalho as incidências radiográficas foram realizadas em crânio seco e obviamente precauções ( correção da escala de brilho e contraste e caixa de madeira para atenuar a ausência de tecidos moles) foram tomadas para reduzir a diferença entre artificial e o natural. Testamos nossa metodologia e os resultados apresentaram valores aceitáveis suportados pela literatura.

Assim como Chidiac et al., em 2002 que restringiu sua amostra devido o tamanho do *FOV* não compreender totalmente a área do objeto tomografado, também excluimos parte da amostra (alguns pontos metálicos) localizada nas regiões mais periféricas dos crânios que em algumas vezes eram maiores do que a área compreendida no *FOV* máximo de 9 polegadas (considerado de tamanho médio) *do aparelho utilizado (Figura 22)*.

## Field of View (FOV) Size

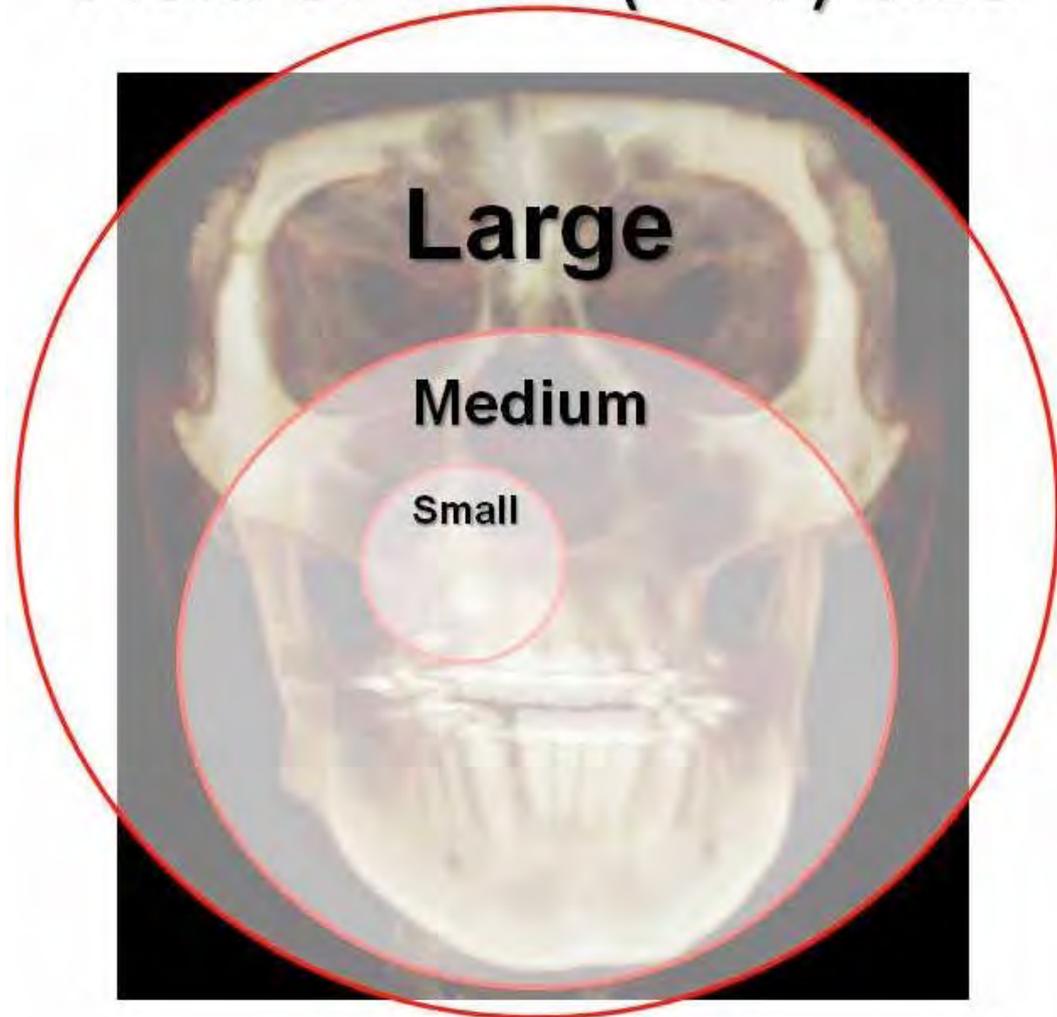


Figura 23 – Exemplo do FOV em relação ao crânio tomografado .

O tamanho das amostras é outro fator freqüentemente discutido. Foram avaliadas apenas medidas lineares devido à impossibilidade de se obter medições angulares *in situ* com precisão, normalmente em trabalhos de validação de método de mensuração o tamanho da amostra não é um fator decisivo, sendo comuns trabalhos com amostras pequenas tornando este um exame de alta confiabilidade (Cavalcanti et al., 1999; Cavalcanti et al., 2004; Loubele et al., 2008 e Lopes et al., 2007).

Assim como a maioria dos autores: Chidiac et al., 2002; Kumar et al., 2007; Olszewski et al., 2007; Lopes et al., 2007; Ludlow et al. 2007; Suomalainen et al., 2008 e Brown et al., 2009, utilizamos crânios macerados, principalmente devido a dificuldade de transitar as peças anatômicas conservadas com tecidos moles. Na revisão de literatura realizada, apenas 3 artigos realizaram testes com peças anatômicas conservadas com tecido mole (Cavalcanti et al., 1999; Cavalcanti et al., 2004 e Lascala et al., em 2004)

O paquímetro digital de alta precisão foi utilizado em nosso trabalho assim como outros autores o fizeram uso e demonstraram ser um instrumento de padrão ouro (Kumar et al., em 2007; Loubele et al., 2008; Suomalainen et al., em 2008; Brown et al., em 2009). Exceto Moerenhout et al., em 2009, que utilizou como padrão ouro um scanner a laser de superfície.

Da mesma maneira que também seguimos a maioria dos autores que utilizaram pontos metálicos identificadores (Kragsskov et al., 1997; Kitaura et al., 2000 ; Chidiac et al., 2002; Park et al., 2006; Kumar et al., 2007), discordando apenas de Lascala et al., em 2004.

No entanto, na identificação dos pontos metálicos concordamos em utilizar o método de orientação pelas axiais conforme Hanazawa et al., 2004 demonstrou ser o método de orientação para mensuração mais confiável, dentre todos possíveis no exame de TC atingindo 93.7% de precisão.

Os resultados mostraram grande semelhança entre as mensurações realizadas diretamente no crânio seco e nas tomografias computadorizadas 3D, tornando este um exame de alta confiabilidade, sendo este resultado também suportado por Cavalcanti et al., 1999; Cavalcanti et al., 2004; Lopes et al., 2007; Loubele et al., 2008. Apenas Lascala et al., em 2004 utilizando tomógrafo duas gerações anteriores (NewTom 9000) ao empregado neste estudo, verificou que as medidas *in situ* eram sempre maiores que aos mesmos fatores na TCCB.

Pelo gráfico não paramétrico de sobrevivência quantificou a amostra e notamos que 40% das medidas tiveram uma diferença menor que 0,16 mm e 85% das medidas tiveram precisão abaixo do valor de 0,58 mm e que menos de 3% das medidas tiveram diferença de valores acima de 1 mm.

Como podemos observar nos resultados estatísticos muitos dos valores atingiram valores próximos de  $p = 1$ , corroborando com a grande fidelidade das medidas estudadas.

Somente a variável P (região mais medial da cabeça da mandíbula esquerda à borda inferior do forame mental direito) apresentou diferença maior que 1 mm (1,68 mm). Talvez uma medida com pontos distantes e em lados diferentes tenha sido a razão da alta diferença para os padrões deste trabalho; porém, pequeno considerando a realidade clínica. Isto foi realmente observado em outras variáveis, pois quanto maior for a diferença entre os pontos mensurados *in situ*, maiores foram as diferenças e variabilidade quando comparadas as mesmas variáveis mensuradas na TCCB.

Os resultados de validação da TCCB encontrados neste trabalho reforçam a literatura em que este método auxiliar de diagnóstico por imagem, oferece uma realidade mais fiel, aumentando nossas chances na determinação de um correto diagnóstico para o plano de tratamento. Uma vez comprovada a fidelidade das imagens da TCCB (1:1), o próximo passo seria criar a cefalometria 3D em softwares especializados.

## **8 CONCLUSÃO**

Pelos resultados do presente estudo, concluímos que a TCCB fornece medidas lineares precisas das estruturas do crânio.

## 9 REFERÊNCIAS\*

Baumrind S. Mapping the skull in 3D. J Calif Dent Assoc. 1972;48:22-31.

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

Cavalcanti MGP, Haller JW, Vannier MW. Three-dimensional computed Tomography landmark measurement in crânio - facial surgical planning: experimental validation *in vitro*. J Oral Maxillofac Surg. 1999; 57(6): 690-4.

Cavalcanti MGP, Rocha SS, Vannier MW. Crânio - facial measurements based on 3D-CT volume rendering: implications for clinical applications. Dentomaxillofac Radiol. 2004;116(3):19-29.

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

Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP. Applications of 3D imaging in orthodontics: part I. J Orthod. 2004;31(1):62-70.

Halazonetis DJ. Morphometrics for cephalometric diagnosis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;125(5):571-81.

---

\*Baseado em:

International Comitê of Medical Journal Editors. Bibliographic Services Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple referents [homepage na internet]. Bethesda: US Nacional Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em 20 mar.] Disponível em <http://www.nlm.gov/bsd/uniformrequirements.html>.

Hanazawa T, Sano T, Seki K, Okano T. Radiologic measurements of the mandible: a comparison between CT-reformatted and conventional tomography images. *Clin. Oral Impl. Res.* 2004;15(2):226–32.

Kamiishi H, Miyasato Y, Kosaka M. Development of the 3D-cephalogram: A technical note. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2007;35(4-5):258–60.

Kitaura H, Yonetsu K, Kitamori H, Kobayashi K, Nakamura T. Standardization of 3-D CT measurements for length and angles by matrix transformation in the 3-D coordinate system. *Cleft Palate Craniofac J.* 2000;37(4):349-56.

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

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

Lagravère MO, Major PW. Proposed reference point for 3-dimensional cephalometric analysis with cone-beam computerized Tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(5):657-60.

Lascaia CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofacial Radiology* 2004;33(5):291–4.

Lévy-Mandel AD, Venetsanopoulos AN, Tsotsos JK. Knowledge-based land marking of cephalograms. *Computers Biomed Res.* 1986;19(3):282-309.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercury, Newton 3G and I-CAT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35(4): 219-26. Erratum in: *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35(5)392.

Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, G Hershey, C Hill, Raleigh NC. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103(4):534-42.

Lopes PL, Perrella A, Moreira CR, Neto JR, Cavalcanti MGP. Aplicação de medidas cefalométricas em 3D-TC. *Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2007;12(4):99-106.

Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D, Suetens P. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105(4):512-8.

Marmulla R, Wörtche R, Mühlhng J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005;34(1):28-31.

Matteson SR, Bechtold W, Phillips C, Staab EV. A method for three-dimensional image reformation for quantitative cephalometric analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989;17(10):1053-61.

Mennessier C, Clackdoyle R, Noo F. Direct determination of geometric alignment parameters for cone-beam scanners. *Phys Med Biol.* 2009;54(6):1633-60.

Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, Zöller JE. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(4):551-9.

Moerenhout BA, Gelaude F, Swennen GR, Casselman JW, Van Der Sloten J, Mommaerts MY. Accuracy and repeatability of cone-beam computed tomography (CBCT) measurements used in the determination of facial indices in the laboratory setup. *J Craniomaxillofac Surg.* 2009;37(1):18-23.

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA.I. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*, Berlin.1998;8(9):1558-64.

Olszewski R, Zech F, Cosnard G, Nicolas V, Macq B, Reyhler H. Three-dimensional computed Tomography cephalometric crânio - facial analysis: experimental validation *in vitro*. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36(9): 828–33.

Papadopoulos MA, Christou PK, Christou PK, Athanasiou AE, Boettcher P, Zeilhofer HF, Sader R, Papadopoulos NA. Three-dimensional crânio - facial reconstruction imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2002;93(4):382-93.

Park SH, Yu HS, Kim KD, Lee KJ, Baik HS. A proposal for a new analysis of crânio - facial morphology by 3-dimensional computed Tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 129(5): 600 e 23 - 34.

Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006;35(6):410-6.

Rakosi T. An atlas of cephalometric radiography. London: Wolfe Medical Publications; 1982.

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(1):10–7.

ANEXO A - Certificado de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa  
Envolvendo Seres Humanos da Faculdade de Odontologia  
de São José Dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

**unesp**  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 - Jd. São Dimas  
CEP 12201-970 - F. (12) 3947-9028  
Fax (12) 3947-9010 / [sucly@fosjc.unesp.br](mailto:sucly@fosjc.unesp.br)

---



**CERTIFICADO**  
**Comitê de Ética em Pesquisa**  
**Envolvendo Seres Humanos**

---

**CERTIFICAMOS**, que o protocolo nº **086/2007-PH/CEP**, sobre “**Estudo in vitro para avaliação da cefalometria volumétrica na tomografia computadorizada 3d “CONE BEAM”, comparada à cefalometria 2d convencional**”, sob a responsabilidade de **CAIO VINÍCIUS BARDI MATAI** está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 13 de novembro de 2007.

---

**Prof. Dra. Suely Carvalho Mutti Naressi**  
**Coordenadora do CEP/HUMANOS/FOSJC**

ANEXO B - Certificado de mudança de nome do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Faculdade de Odontologia de São José Dos Campos, Universidade Estadual Paulista.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Av. Eng. Francisco José Longo, 777 - São Dimas - CEP 12201-970 - F. (12) 3947-9000 - FAX (12) 3947-9028 -



**Comitê de Ética em Pesquisa  
Envolvendo Seres Humanos**

São José dos Campos, 10 de outubro de 2008

Ofício nº 063/08-CEP

<b>Prezado(a) Sr.(a)</b>	<b>CAIO VINICIUS BARDI MATAI</b>
<b>Projeto</b>	Estudo in vitro para avaliação da cefalometria volumétrica na tomografia computadorizada 3D "Cone Beam" comparada à cefalometria 2D convencional
<b>PARECER</b>	
Por solicitação da Pesquisadora, foi alterado o título do Projeto acima mencionado, passando a denominar-se "Estudo in vitro para avaliação e validação de medidas lineares na tomografia computadorizada 3D Cone Beam comparada ao crânio in situ". Convalidando dessa forma o Protocolo nº 086/2007-PH/CEP de 13/11/2007.	

Atenciosamente,

Profa. Adjunta   
**JANETE DIAS ALMEIDA**  
Coordenadora

Matai CVB. In vitro study for evaluation and validation of linear measurements on CT scans 3D cone beam compared to skull in situ [dissertation]. São José dos Campos: São José dos Campos Dental School, UNESP – São Paulo State University; 2009.

#### ABSTRACT

*The three-dimensional (3D) computed tomography (CT) overcame many of the hassles of overlapping anatomical accidents common in lateral radiographs taken with the individual in profile. Also eliminated the overlap of images common to 2D radiographic methods. The purpose of this study was to compare the accuracy of 3D measurements in the identification of craniofacial structures and expanding the knowledge of the class on the use of dental computed tomography 3D cone beam (CBCT) as a tool to aid in the diagnosis of facial structures. The tests were in situ, on a five dry skulls, belonging to the Discipline of Anatomy, São José dos Campos Dental School- UNESP. The skulls were fixed on the central condyle with maximum intercuspation teeth. All of them had their skulls cephalometric points marked with metal identifiers and scanned with Newtom cone beam tomography. Linear measurements were compared with measures in situ measured using the digital caliper. After validation of operator error, the data were compared and subjected to descriptive statistics and analysis of Wilcoxon. The results showed that 40% have had a difference of less than 0.16 mm, 85% were below the accuracy of 0.58 mm and less than 3% of the difference in values were over 1 mm. The test of Wilcoxon found no statistically significant difference between the methods. We conclude that CBCT is a precise method for identifying and measuring the linear skull's structures when compared the same measurements performed with digital caliper in situ.*

Keywords - X-ray computed tomography. Tomography. Cephalometry.