

PATRÍCIA DE MEDEIROS LOUREIRO LOPES

**VALIDAÇÃO DE MEDIDAS ÓSSEAS CRÂNIO-FACIAIS POR MEIO
DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA MULTISLICE EM 3D**

São Paulo

2006

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

Patrícia de Medeiros Loureiro Lopes

**Validação de medidas ósseas crânio-faciais por meio da tomografia
computadorizada multislice em 3D**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
da Universidade de São Paulo, para obtenção
do título de Doutor pelo Programa de Pós-
Graduação em Diagnóstico Bucal .

Área de Concentração: Radiologia

Orientador: Prof. Dr. Marcelo de Gusmão
Paraíso Cavalcanti

São Paulo

2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Lopes PML. Validação de medidas ósseas crânio-faciais por meio da tomografia computadorizada multislice em 3D [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo: ____/____/_2006

Banca Examinadora

1. Prof. (a) Dr.(a):

Julgamento:..... Assinatura:

2. Prof. (a) Dr.(a):

Julgamento:..... Assinatura:

3. Prof. (a) Dr.(a):

Julgamento:..... Assinatura:

4. Prof. (a) Dr.(a):

Julgamento:..... Assinatura:

5. Prof. (a) Dr.(a):

Julgamento:..... Assinatura:

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a **Deus**, cuja graça sinto sempre presente na minha vida, iluminando e fortalecendo os meus passos.

Aos meus tão amados e queridos pais, **Prof. Dr. José Loureiro Lopes e Profa. Ms. Marília Medeiros Loureiro Lopes**, pela educação e princípios que me ensinaram, sem jamais medirem esforços na minha formação e pelo apoio, incentivo e amor constantes, durante toda a minha vida.

“O mérito do trabalho científico consiste, sim, naquilo que se produz; mas reside, igualmente, no árduo e criativo processo de produção”.

José Loureiro Lopes

“Assim como a geração dos revolucionários de antigamente, nosso destino é criarmos nosso destino”.

Alvin Toffler

AOS MESTRES

Se compreenderes as dificuldades e com lucidez e interesse lutes para depô-las;

Se não desanimares quando teus esforços forem vistos com indiferença;

Se com hombridade e humildade assumires os teus erros;

Se fores capaz de estimular o senso e as opiniões próprias de teus alunos;

Se com afinho, dom e sabedoria conseguires transmitir teus conhecimentos aos teus apóstolos;

E, com ímpar determinação fores capaz de retroceder e repetir teus feitos, teus méritos;

Então poderás dizer: sou Mestre

Rosalvo Zósimo Bispo Júnior

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A minha irmã, **Christiane**, e ao meu cunhado, **Pedro Eduardo**, agradeço a amizade e o amor de vocês.

Ao meu querido **Ms. Rosalvo Zósimo Bispo Júnior**, luz nos momentos de dúvida; estímulo nas horas de desânimo; farol na incerteza do caminho. Obrigada pelo apoio e carinho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Professor Titular, Dr. Jurandyr Panella, que me acolheu e proporcionou as oportunidades da minha iniciação científica na Universidade de São Paulo, gratidão toda especial. Agradeço, ainda, a sua amizade, estímulo, e as lições de dedicação e competência no exercício da Odontologia.

Ao Professor Livre Docente, Dr. Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti, orientador desta tese. Timoneiro firme em todos os momentos e fases da pesquisa. Sabe unir a energia da juventude à maturidade do cientista, passando ao orientando aquilo de que mais necessita: segurança e lucidez. Por tudo isso, registro, aqui, o agradecimento todo especial.

A Andreia Perrella e Carla Ruffeil por toda a colaboração e amizade.

AGRADECIMENTOS

A toda a minha família pelo carinho e incentivo

Aos integrantes do Laboratório de Imagens em 3D da FOUSP (LABI 3D), Adriana, Ana Cláudia, Bruno, Estevam, Nicole e, em especial, Denise e Luciana pela amizade e apoio.

À Professora Ms. Ângela Macedo, fonte inesgotável de sabedoria e fortaleza, sempre amiga e companheira nos momentos de incerteza, gratidão e carinho.

Ao Professor Dr. José Rino Neto pela valiosa colaboração científica , bem como pela postura atenciosa e prestativa com que sempre me atendeu.

Ao Dr. Luís Cláudio Lucarelli, Diretor da Imagem do Hospital do Coração - INCOR – SP, por ter permitido a utilização do Tomógrafo Computadorizado multislice para o desenvolvimento desta pesquisa.

Ao Ricardo Smith chefe do Departamento de Morfologia da Escola Paulista de Medicina– SP, pela confiança que depositou no nosso trabalho quando da

utilização dos crânios dessa instituição reconhecidamente importante para a comunidade científica.

Aos funcionários do INCOR, especialmente a Marinês, pela presteza em nos atender e às biomédicas Suely e Ana Paula pela colaboração no processo de aquisição e manipulação das imagens.

Ao corpo docente da disciplina de Radiologia da FOU SP pelos ensinamentos profissionais e pela saudável convivência.

Ao Professor Dr. Lúcio Flávio da Cunha Félix, um grande amigo e incentivador da minha formação acadêmica.

Ao meu amigo Marcelo Sales pela atenção e apoio.

Ao Pedro Fujita pelo tratamento estatístico dos dados.

A secretária de Pós-graduação da FOU SP, Catia Tiezzi , Nair Hatsuto e Alessandra Lima, pela prestimosidade em nos atender.

Às secretárias Cecília e Nina, pela colaboração, atenção e carinho.

À bibliotecária Aguida Feliziani, pela gentileza da correção da tese e à Equipe do Serviço de Documentação Odontológica da Universidade de São Paulo, pelo auxílio quando da elaboração da tese.

Ao Centro Universitário de João Pessoa – UNIPÊ. Uma presença amiga e um apoio, desde os meus primeiros passos.

HOMENAGEM

Os Crânios que me serviram de estudo são de pessoas desconhecidas, que se encontraram em outra dimensão da existência humana.

A essas pessoas, homenagem e respeito.

Lopes PML. Validação de medidas ósseas crânio-faciais por meio da tomografia computadorizada multislice em 3D [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a precisão e acurácia (validade) de medidas ósseas lineares crânio-faciais por meio de reconstruções em terceira dimensão (3D), pela técnica de volume, a partir da tomografia computadorizada (TC) multislice. O material da pesquisa consistiu de 10 (dez) crânios secos, os quais foram submetidos à tomografia computadorizada multislice 16 cortes com 0.5 mm de espessura por 0.3 mm de intervalo de reconstrução. Os dados obtidos foram enviados para uma estação de trabalho independente com o programa Vitrea[®]. Pontos crânio-faciais foram localizados e medidas lineares foram realizadas por 02 examinadores, previamente treinados, medindo cada um duas vezes, independentemente em 3D. As medidas físicas foram obtidas por um terceiro examinador utilizando um paquímetro digital. A análise dos dados foi feita mediante um estudo comparativo entre as medidas inter- e intra-examinadores, em 3D-TC, e entre estas e as medidas físicas obtidas diretamente nos crânios, utilizando ANOVA (análise de variância). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as medidas inter- e intra-examinadores, nem entre as medidas físicas em 3D, com $p>0,6$. Em conclusão, todas as medidas lineares crânio-faciais foram consideradas acuradas e precisas utilizando a técnica de volume em 3D por meio da TC multislice.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada; Face; Crânio; Medidas ósseas.

Lopes PML. Assessment of bone craniofacial measurements using multislice 3D-CT [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

This research objectives the assessment of the precision and accuracy (validity) of the linear craniofacial measurements in three-dimensional reconstructed volume rendered images (3D) using a multislice computed tomography (CT). The study population consisted of 10 (ten) dry skulls, previously selected, without distinction of ethnic group and sex, which were submitted to a multislice CT 16 slices using 0.5 mm of slice thickness and 0.3 mm of interval of reconstruction. Subsequently the data were sent to an independent workstation with Vitrea software. Conventional craniofacial points were localized and linear measurements were obtained by 02 examiners, previously calibrated, twice each, independently, in 3D images. The physical measurements were obtained by a third examiner using a digital caliper. The data analysis was carried out, regarding to inter and intra examiner, in 3D-CT, and between image and physical measurements from dry skulls, using ANOVA (analysis of variance). There were also no statistically significant differences between imaging and physical measurements with $p>0.6$ for all measurements. In conclusion, all the linear craniofacial measurements were considered accurate and precise using a 3D volume rendering technique by multislice CT.

Key words: Computed tomography; Face; Cranio; Bone measurements.

SUMÁRIO

| | p. |
|--|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO..... | 15 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA..... | 19 |
| 2.1 Aplicação da tomografia computadorizada no complexo crânio-facial..... | 20 |
| 2.2 Aplicação da tomografia computadorizada para análise quantitativa do complexo crânio-facial..... | 24 |
| 3 PROPOSIÇÃO..... | 44 |
| 4 MATERIAL E MÉTODOS..... | 46 |
| 5 RESULTADOS..... | 62 |
| 6 DISCUSSÃO..... | 71 |
| 7 CONCLUSÕES..... | 81 |
| REFERÊNCIAS..... | 83 |

1 INTRODUÇÃO

O estudo de mensurações crânio-faciais é de fundamental importância no diagnóstico e planejamento do tratamento de anomalias e assimetrias crânio-faciais, na avaliação quantitativa da morfologia e do crescimento crânio-facial, na identificação forense, bem como no planejamento pré e avaliação pós-cirúrgica maxilo-facial e ortognática.

As análises craniométricas são realizadas e interpretadas por meio da localização de pontos anatômicos e determinação de medidas antropométricas, as quais já estão estabelecidas pela literatura. Essas podem ser obtidas, geralmente, por uma simples régua, paquímetros e outros aparelhos eletrônicos específicos (ROCHA; RAMOS; CAVALCANTI, 2003).

Dentre os diversos métodos de imagem utilizados, a tomografia computadorizada (TC) é um exame capaz de fornecer informações dos tecidos duros e moles, sem a sobreposição de estruturas. Além disto, a TC permite a total visualização das estruturas anatômicas, distinguindo as de maior e menor atenuação na imagem.

Nos últimos anos houve uma grande evolução tecnológica na TC resultando no desenvolvimento de softwares (programas de computação específicos) e modelos de engenharia biomédica que permitem o aperfeiçoamento de seus princípios, direcionados a variadas funções de órgão e sistemas dos pacientes.

A partir de dados originais da TC podem ser obtidas reconstruções multiplanares (RMP-TC) e em terceira dimensão (3D-TC). As reconstruções em 3D-TC podem ser obtidas pelas técnicas de superfície e volume. Esta última utiliza o

que há de mais avançado em termos de visualização e manipulação das imagens, proporcionando o aperfeiçoamento da sua qualidade e versatilidade em diferentes aplicações, inclusive envolvendo o complexo maxilo-mandibular, realizando assim um diagnóstico mais adequado. Os recursos modernos da computação gráfica desta técnica possibilitam a aplicação de uma escala de cores e transparência obtendo uma imagem final reconstruída com alta resolução, superando desta forma, a técnica de superfície (CAVALCANTI, 2000). Atualmente, a imagem em 3D-TC é bastante difundida na área médica como auxiliar no diagnóstico, planejamento e prognóstico do tratamento, oferecendo recursos diversificados para o processamento, manipulação e análise. Além disso, medidas crânio-faciais podem ser determinadas nessas imagens tridimensionais, tanto nos tecidos duros como nos moles, utilizando programas específicos (CAVALCANTI; ROCHA; VANNIER, 2004).

Diversos trabalhos em distintas especialidades têm adotado essa nova metodologia da computação gráfica (SANTOS et al., 2004; SANTOS; ROMÃO; CAVALCANTI, 2002). Por isto, neste trabalho, utilizamos uma associação entre nova geração de TC espiral (multislice 16 cortes/0.5 s) com uma técnica avançada em 3D-TC (técnica de volume), utilizando uma estação de trabalho independente, e empregando medidas ósseas lineares crânio-faciais. Este estudo dá prosseguimento a pesquisas realizadas anteriormente (CAVALCANTI; ROCHA; VANNIER, 2004; CAVALCANTI; VANNIER, 1998; ROCHA; RAMOS; CAVALCANTI, 2003), porém com tecnologia e metodologia mais avançadas e completas, uma vez que inclui novos pontos crânio-faciais e faz uso da geração mais moderna de TC.

A aplicabilidade da reconstrução em 3D-TC pela técnica de volume encontra-se estabelecida em estudos de anomalias e fraturas crânio-faciais, implante dentário, dentre outros. Porém, na área da Ortodontia, ainda não foi comprovada a real

aplicabilidade desta modalidade de imagem. Assim, o presente trabalho pretende igualmente contribuir para a melhoria do diagnóstico, planejamento de tratamento e prognóstico na área de odontologia, mediante a adoção de novas tecnologias que permitam avaliar a precisão e a acurácia dessas medidas crânio-faciais na 3D-TC.

Imagens em 3D-TC da região da face e do crânio não são utilizadas de forma rotineira na prática clínica diária dos profissionais que lidam com a terapêutica ortodôntica e /ou ortognática. Desta forma fazem-se necessárias pesquisas sobre precisão, acurácia e conseqüente aplicabilidade clínica desta modalidade de imagem na avaliação do complexo crânio-facial, agregando valores ao diagnóstico e tratamento em ortodontia, ortopedia facial e cirurgia ortognática.

Cabe ressaltar que não foi encontrado, na literatura, trabalho com este tipo de controle de experimento utilizando tal tecnologia para específico objetivo e adotando medidas crânio-faciais convencionais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Aplicação da tomografia computadorizada no complexo crânio – facial

A radiografia convencional é uma técnica comumente utilizada em várias especialidades odontológicas. Porém uma de suas limitações é a superposição das estruturas anatômicas adjacentes, o que dificulta distinguir os detalhes ósseos, bem como a avaliação de tecidos moles. A tomografia computadorizada (TC) oferece imagens em cortes seccionais, o que supera essas limitações (MAUL; HIRSCHFELDER, s.d.), além de permitir a visualização da anatomia dos tecidos moles.

Mc Cance et al. (1992) afirmaram que a tomografia computadorizada vem sendo utilizada em análises de resultados cirúrgicos e na avaliação proporcional de reposicionamento dos tecidos moles e duros na cirurgia ortognática.

Em 1989, foi introduzida a TC espiral (helicoidal) com o objetivo de evitar diversas limitações da TC convencional, como o grande tempo de aquisição e processamento das imagens, com isto diminuindo o tempo de exposição do paciente à radiação, e os possíveis artefatos que ela causava, dificultando a interpretação radiográfica. Nesta técnica da TC espiral, o paciente é movimentado juntamente com a mesa em direção à fonte de raios-X, durante uma contínua aquisição da imagem, simultaneamente, resultando em um padrão espiral do focus de raios-X relativos ao paciente. Assim, é possível conseguir uma melhoria na

qualidade da imagem nas reconstruções multiplanares (reconstruções em planos axial, coronal e sagital), bem como na reconstrução em 3D, pois quanto menor for a espessura do intervalo de reconstrução melhor será a qualidade da imagem, reduzindo sensivelmente o tempo de trabalho se comparado com a TC convencional (CAVALCANTI, 2000).

Um sistema que obtém imagens tridimensionais utilizando um computador a partir de dados de TC foi desenvolvido por Akimoto et al. (1991). Os dados originais obtidos foram transferidos para um computador pessoal no qual os dados foram processados e as reconstruções em 3D exibidas pelo emprego de um programa específico. O baixo custo e a facilidade de se trabalhar com este programa, foram indicados como vantagens em relação ao equipamento especial, uma vez que este possui de valor elevado e está disponível em apenas alguns hospitais. Além do mais, a 3D-TC foi considerada uma ferramenta de diagnóstico importante nas fraturas dos ossos faciais e para avaliação dos resultados do tratamento.

A partir de TC podem ser utilizados dois métodos de reconstrução em 3D: técnica de superfície e técnica de volume. No primeiro, as estruturas ósseas são representadas como uma superfície que reflete luz e durante o processo de segmentação da imagem muitos voxels são desagregados, o que pode influenciar na visualização da reconstrução em 3D-TC. No segundo, são preservados todos os voxels dos dados originais da TC, o que gera uma grande fidelidade da imagem final em 3D. Além disso, é possível a visualização de diferentes estruturas anatômicas (tecidos ósseos e moles) dispostas com variação de cores e transparências (CAVALCANTI, 2000).

Uma vez adquiridos, os dados de TC são enviados para um computador e por meio de software próprio obtêm-se cálculos matemáticos, necessários para

reconstruir a imagem gerada, permitindo manipulação e análise de qualquer imagem, bem como enviar os dados obtidos para qualquer outro provedor de imagens. Atualmente, é possível obter imagens de melhor qualidade com maior rapidez e versatilidade devido à utilização de uma estação de trabalho independente e uma conexão via rede com o tomógrafo computadorizado (CAVALCANTI, 2000).

Estas características fizeram com que a TC fosse difundida na área da saúde, inclusive na odontologia, no entanto, as suas imagens são bidimensionais não permitindo ter noção de profundidade da estrutura avaliada. Para superar essa limitação, é possível unir os dados dos cortes de TC do complexo crânio-facial, por exemplo, em uma única imagem tridimensional reconstruída (ROCHA; RAMOS; CAVALCANTI, 2003).

A imagem em 3D-TC pode ser usada para melhorar o diagnóstico das deformidades esqueléticas, tais como prognatismo mandibular, assimetrias faciais, fissuras palatinas e labiais e microsomia hemifacial. Outras aplicações da 3D-TC é no planejamento do tratamento cirúrgico ortognático, na simulação das osteotomias, e na avaliação das mudanças dos ossos crânio-faciais em pacientes que se submeteram a cirurgia ortognática, quando as imagens do pré e pós-operatório são comparadas. As pesquisas na área da imagem cefalométrica em 3D-TC são de suma importância para a ortodontia uma vez que as análises cefalométricas precedem o planejamento do tratamento ortodôntico, na comparação do arco dentário antes e após o tratamento ortodôntico e avaliação das mudanças nas inclinações axiais dentárias durante ou subsequente ao tratamento ortodôntico (KAWAMATA; ARIJI; LANGLAIS, 2001).

Pesquisas atuais de novos dispositivos de computação gráfica despertam interesse crescente na área de aplicação da reconstrução da imagem em 3D-TC. A

técnica de volume, fazendo uso dos recursos da computação gráfica, apresentou uma sensibilidade mais elevada do que a técnica de superfície na identificação das lesões do complexo maxilo-facial bem como no que diz respeito ao diagnóstico, planejamento e acompanhamento do tratamento, particularmente das lesões com comprometimento intra-ósseo. Medidas lineares, angulares e volumétricas em 3D-TC podem ser obtidas com a utilização de programas como o Vitrea®. Este programa permite reconstruir tecido mole (tecido muscular e adiposo) e tecido ósseo num mesmo volume em terceira dimensão (CAVALCANTI; ANTUNES, 2002).

Nos dias atuais a TC multislice é o que se tem de mais avançado em se tratando de TC (CAVALCANTI, 2000). A TC multislice foi introduzida no final do ano de 1999 e permite cortes de 0,5mm com incremento da mesa e intervalo de reconstruções de 0,3mm em apenas 0,5 segundo. Isto significa que as reconstruções são obtidas ao mesmo tempo em que o paciente é submetido à TC (CAVALCANTI, 2000).

Seeram (2000) salientou que melhorias à TC foram incorporadas com o advento da TC multislice, na qual, um número maior de cortes anatômicos é adquirido em um menor espaço de tempo com cortes mais finos do que os obtidos anteriormente com a TC espiral. Também citam como avanços positivos da TC multislice a obtenção de resultados com rápida velocidade de mesa e a oportunidade de melhoria considerável da velocidade de aquisição dos dados.

Diversas pesquisas têm sido realizadas utilizando multislice TC no complexo maxilo-facial, demonstrando sua grande aplicabilidade no diagnóstico e planejamento de tratamento em casos de fraturas crânio-faciais e implantes dentários (CAVALCANTI; RUPRECHT; VANNIER, 2002; SANTOS et al., 2004).

Atualmente esta tecnologia encontra-se no estágio de 64 cortes em 0.4 segundos de aquisição.

2.2 Aplicação da tomografia computadorizada para análise quantitativa do complexo crânio – facial

Técnicas de imagem convencional como radiografias e tomografia computadorizada não são capazes de mostrar a relação das estruturas extracranianas e intracranianas em três dimensões, afirmaram Vannier et al. (1985). Estes autores apresentaram um estudo acerca de reconstrução de superfície cranial tridimensional utilizando tomografia computadorizada de alta resolução, no qual pacientes com deformidades crânio-faciais foram submetidos a esse exame com 1-2 mm de espessura de corte. O uso de um programa para reconstrução em 3D possibilitou mover a imagem obtida em várias direções e determinar distâncias, áreas e volumes, além de que o crânio pôde ser desarticulado e os segmentos separados foram movidos independentemente. Desde que os dados obtidos com a TC fossem de acordo com a indicação, os dados como distâncias lineares, ângulos, áreas e volumes poderiam ser obtidos com acurácia. A possibilidade de segmentar regiões anatômicas e de produzir modelos em 3D acurados geometricamente foram citados pelos autores como vantagens de imagens em 3D, de superfície, obtidas por meio de tomografia computadorizada.

Crânios secos, com deformidades crânio-faciais, foram submetidos ao exame tomográfico no plano axial com cortes de 1,5 mm e no plano coronal com 5,0 mm, com o intuito de avaliar a acurácia da 3D-TC. Um programa de reconstrução foi empregado para o processamento da imagem. Fotografias dos crânios secos e das imagens das reconstruções em 3D foram comparadas e, após análises, concluíram que uma menor espessura de corte permitiu uma maior acurácia (HEMMY; TESSIER, 1985).

Medidas lineares e angulares do côndilo mandibular em TC foram estudadas por Christiansen, Thompson e Koop (1986) para avaliar a variabilidade intra- e inter-observador e a acurácia do método. Em uma mandíbula humana intacta e seca foram realizadas medidas lineares das dimensões condilares transversas e das distâncias extra e inter-condilares utilizando um compasso. Para ser submetida ao exame de TC com 1,5 mm de espessura de corte axial, a mandíbula foi envolvida em um plástico, de maneira que simulasse a forma de um crânio humano e medidas computadorizadas das imagens dos côndilos, inclusive a angulação condilar, foi determinada utilizando outros programas.

Nesse mesmo estudo, três cabeças de cadáveres foram examinadas com o protocolo descrito acima e as distâncias foram determinadas visando um estudo *in situ*. A região da ATM foi dissecada para que as medidas fossem realizadas com o compasso e os resultados demonstraram que a variabilidade de observador foi maior para a medida da angulação condilar e menor para as medidas lineares. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as medidas de TC e do compasso, tanto *in vitro* como *in situ*. No entanto, as medidas de TC de côndilos com mudanças estruturais estiveram sujeitas a grandes erros. Os autores concluíram que se os estudos *in vitro* e *in situ* forem realizados em componentes sem mudanças

estruturais, o erro do observador e a acurácia de medidas lineares de TC permanecem dentro de limites aceitáveis.

Estudando um novo sistema para determinação de medidas diretas - o “3D digitizing”, formado por um 3 Space Digitizer e um computador pessoal- como alternativa para métodos tradicionais, Hildebolt e Vannier (1988) não perceberam evidência estatística de que as medidas realizadas com o sistema 3D tiveram menor precisão que as medidas efetuadas com compassos. Vinte e nove medidas padrões foram determinadas e repetidas por um observador em dois crânios secos normais e três com deformidades. Após comparação das medidas realizadas com compassos e com o sistema 3D, concluíram que este sistema se mostrou rápido e fácil para determinação de medidas; sua confiabilidade foi semelhante à dos compassos; e como eram interligados ao computador, os erros de transcrição foram evitados.

Um estudo para investigar o valor quantitativo da imagem tridimensional, comparando com a cefalometria na avaliação das deformidades crânio-faciais foi realizado e marcadores metálicos posicionados no crânio com deformidade. Medidas feitas nos cefalogramas e nas imagens em 3D-TC foram comparadas com as medidas do crânio. A reconstrução tridimensional da imagem fornece uma representação mais acurada das deformidades do que os métodos cefalométricos, uma vez que o relacionamento entre as estruturas crânio-faciais é preservado na TC e as medidas são inerentemente acuradas e reproduzíveis. A imagem em 3D oferece vantagens dinâmicas sobre a cefalometria, pois os dados da imagem podem ser manipulados de forma interativa e informações adicionais são necessárias para estudar a importância da posição da cabeça e para desenvolver um critério de seleção do paciente, protocolos de aquisição e planejamento de tratamento cirúrgico (MATTESON et al., 1989).

Hildebolt, Vannier e Knapp (1990), estudaram e compararam 26 medidas baseadas em cortes originais de TC convencional e em 3D-TC, obtidas pela técnica de superfície, com aquelas determinadas com o auxílio de um compasso e validadas com um digitalizador eletromagnético (electromagnetic 3 Space™ digitizer). Na avaliação das medidas realizadas nos cortes de TC, observaram que em 15 medidas as médias excederam 02 mm, em 07 medidas, excederam 03 mm, em 03 medidas excederam 04 mm e 01 medida excedeu 05 mm. Nas reconstruções em 3D-TC, as medidas foram consideravelmente melhores, com apenas 05 medidas excedendo 02 mm e uma excedendo 03 mm. Baseados nestes resultados, puderam afirmar a superioridade das medidas realizadas em 3D-TC em relação às determinadas diretamente nos cortes de TC. No entanto, os autores alertaram que alguns parâmetros necessitavam ainda serem investigados antes que as medidas em 3D-TC pudessem ser consideradas ótimas e acrescentaram que era grande a especulação de que a 3D-TC pudesse ser utilizada em estudos antropométricos e craniométricos.

Ward e Jamison (1991), realizaram um estudo para avaliar a precisão intra-observador de 52 medidas antropométricas crânio-faciais tegumentares. Eles trabalharam com indivíduos adultos entre 19 e 59 anos, 10 de cada sexo. As medidas escolhidas foram obtidas com um instrumento antropométrico padrão (compasso) por um antropometrista treinado, duas vezes e em ocasiões separadas. Essas medidas foram registradas e depois transferidas para um computador pessoal. Eles citaram a facilidade com que os pontos podem ser identificados como um fator que pode afetar a precisão e concluíram, a partir dos seus resultados, que as variáveis com pequenas dimensões eram mais sensíveis aos erros e, portanto, menos confiáveis que as de maiores dimensões.

Estudando a acurácia e reprodutibilidade de medidas do esqueleto crânio-facial em cortes de TC Waitzman et al. (1992a) realizaram 08 medidas diretas (compasso) e indiretas (TC), 03 vezes, de 05 crânios secos, sendo 03 de adultos e 02 de crianças. Após análises dos resultados, o erro percentual ficou entre 0,1 a 3,0%, ficando a diferença percentual média dos 05 crânios combinados de 0,9%. Ao analisar as 40 medidas, em 70% destas a diferença percentual foi menor que 1%, em 80% menor que 1,5% e em 90% menor que 2%. Ainda observaram que as medidas de dimensões menores apresentaram maiores diferenças percentuais e concluíram que as medidas obtidas a partir de TC são acuradas e podem ser reproduzidas.

Continuando sua pesquisa, Waitzman et al. (1992b) realizaram 15 medidas em TC de uma população de indivíduos considerados normais esqueleticamente, buscando avaliar o padrão de crescimento do complexo crânio-facial por meio de TC axial e definir valores normais para uma série de medidas crânio-faciais. Todos os parâmetros relacionados à execução de medidas foram padronizados e os erros intra- e inter-observadores estiveram dentro de limites aceitáveis. Discutindo as implicações clínicas, afirmaram que uma análise quantitativa de TC antes da operação cirúrgica de um paciente específico, permite ao profissional calcular os movimentos de osteotomia a serem realizados na cirurgia. Os autores relataram, ainda, que comparações de normas desenvolvidas com TC em relação àquelas desenvolvidas a partir de cefalometria, radiografia cefalométrica e antropometria não somente são úteis para pesquisa, mas também permitem uma abordagem multidisciplinar para o planejamento cirúrgico de pacientes.

Deformidades em pacientes com anomalias crânio-faciais congênitas foram estudadas por Ono et al. (1992) utilizando 3D-TC e “esqueletogramas”. Eles

realizaram TC com 2 mm de espessura de corte, os dados foram armazenados em discos ópticos e transferidos para um computador contendo um programa para reconstruir imagens em 3D-TC e executar medidas em 3D consideradas complicadas. Determinaram as coordenadas de 67 pontos, as quais foram utilizadas para obtenção de “esqueletogramas” que foram utilizados para análise morfológica detalhada. Os resultados indicaram que esta técnica é útil na análise de deformidades ósseas crânio-faciais complexas, o que tem sido difícil utilizando cefalometria. Ainda acrescentaram que durante a apresentação em 3D-TC foi observado o sombreamento da imagem obtida devido à presença de luz.

A partir do mapeamento espacial dos dados em TC pode ser obtida a imagem em 3D da anatomia crânio-facial. O avanço de programas de computação gráfica melhora a interatividade da visualização, mensuração e análise para planejamento de soluções de tratamento. Mensurações diretas de pontos cefalométricos e antropométricos, distancias, áreas e volumes podem ser feitas partindo destes dados. Isto proporciona uma descrição quantitativa das deformidades do esqueleto, permitindo um planejamento cirúrgico. Os dados de 3D-TC vêm sendo utilizados para planejar intervenções no sentido de solucionar injúrias crânio-faciais (ALTOBELLI et al., 1993).

Em seu estudo, George (1993) trabalhou com pontos craniométricos importantes e dentre eles citou a glabella (G), násio (N), espinha nasal (Ns), alare (Al), mentoniano (Me) e o zigomático (Zy). Estudando as correlações entre os pontos craniométricos e os cefalométricos tegumentares, comprovaram que existe similaridade entre eles nos casos dos pontos glabella, mentoniano e zigomático.

Jamison e Ward (1993) examinaram os resultados de erros de mensurações intra-observador em um estudo envolvendo 49 variáveis crânio-faciais com

dimensões entre 1-20 cm, com ênfase na relação entre o tamanho (em cm) e o erro de medidas crânio-faciais. Tais medidas foram realizadas em indivíduos, duas vezes, utilizando equipamentos antropométricos padrões (compasso e fita) e relataram que as medidas antropométricas muito pequenas (<6 cm) eram problemáticas de serem mensuradas. Assim, o tamanho da medida deve ser considerado juntamente com a localização dos pontos e a técnica de medida, buscando a redução do erro.

Farkas (1994) trabalhou com inúmeros pontos antropométricos crânio-faciais, como násio (N), espinha nasal anterior (Sn) e o alare (Al). Ele afirmou que a localização precisa de pontos anatômicos é essencial na antropometria e que a determinação de medidas acuradas depende do uso correto dos instrumentos e das características dos pontos.

A precisão e reprodutibilidade da localização de pontos craniométricos em 3D-TC foram avaliadas e para tal submeteram 10 crânios secos à TC, 02 vezes cada um. Foram localizados 35 pontos e determinadas suas coordenadas, por 2 observadores, nas 2 imagens de cada crânio e esses dados foram comparados com os dados reais obtidos com o auxílio de um digitalizador eletromagnético (electromagnetic 3 SpaceTM digitizer). Os resultados demonstraram que na localização de pontos craniométricos, a diferença média para todos os pontos foi menor que 0,5 mm e para 13 deles foi menor ou igual a 0,2 mm. Pontos localizados em superfícies faciais não são facilmente visualizados em imagens de cortes axiais, mas isso pode ser alcançado em reconstruções tridimensionais, o que aumentaria o número de pontos disponíveis para o estudo. Assim, a 3D-TC reflete de forma mais acurada e com menor possibilidade de erros, a localização e identificação destes pontos, desde que realizada por um indivíduo devidamente treinado. A sutura

zigomático-maxilar foi mais facilmente identificada na 3D. Esta modalidade de imagem beneficia o radiologista quando da análise de estruturas anatômicas para planejamento e avaliação pré-operatórios (RICHTSMEIER et al., 1995).

No estudo de Covino et al. (1996) para avaliar a acurácia de medidas nas reconstruções em 3D a partir de TC convencional, marcadores de titânio foram fixados em modelos plásticos retangulares e esféricos, em distâncias variáveis, para obtenção de medidas lineares e curvilíneas. Esses modelos foram submetidos à TC em diferentes tipos de orientação e protocolo (3 mm e 1,5 mm de cortes para os blocos e apenas 3 mm para as esferas). As imagens foram reconstruídas utilizando a ferramenta de volume do programa e as medidas realizadas 3 vezes por meio da ferramenta de medida deste programa. Discutindo os dados estatísticos, os autores verificaram que um menor erro relativo foi encontrado quando a espessura dos cortes foi de 1,5 mm e a orientação dos marcadores esteve perpendicular ao feixe de raios-x.

A cefalometria é um método de imagem para avaliação de pacientes com deformidades dento-faciais bem estabelecido e de custo acessível. Entretanto pacientes com maiores deformidades e assimetrias severas são difíceis de avaliar por meio da cefalometria. Um estudo comparativo acerca da confiabilidade de pontos anatômicos cefalométricos localizados em cefalogramas convencionais (lateral e frontal) e em 3D-TC foi desenvolvido utilizando uma amostra de 09 crânios secos de humanos. Também foram obtidas radiografias laterais e frontais dos crânios, que foram medidas com o uso de um programa cefalométrico computadorizado. O registro dos pontos na 3D foi realizado através de rotação da reconstrução, para que fosse obtida uma ótima visualização do ponto. Os nove

crânios foram medidos duas vezes por dois observadores para detectar variações intra- e inter- observadores (KRAGSKOV et al., 1997).

Todas as medidas dos pontos nos cefalogramas laterais e frontais foram traçadas e digitalizadas duas vezes. No programa cefalométrico computadorizado, foram aplicados os fatores de correção. Nos cefalogramas laterais, a variação intra-observador foi menor que 1mm para a maioria dos pontos, e para todos os pontos exceto o Básio, os dois observadores apresentaram a mesma variação. Nos cefalogramas frontais, as variações e os desvios padrão foram maiores. A única diferença estatisticamente significativa que ocorreu entre os dois observadores, foi observada na medição da sutura zigomática-frontal direita. Para os pontos medidos na 3D-TC, a variação intra-observador e o desvio padrão foram maiores do que no cefalograma lateral e apresentaram uma variação intra-observador um pouco maior do que nos cefalogramas frontais (KRAGSKOV et al., 1997). Estes autores também afirmaram, que as medidas em 2D-TC mostraram ser inferiores às medidas em 3D-TC quando os pontos são localizados em diferentes cortes. Quando estão no mesmo corte, elas são seguras e confiáveis. Para pontos padrões da cefalometria lateral e frontal, não existe evidência de que a 3D-TC é mais confiável do que os métodos convencionais de cefalometria (lateral e frontal) no que diz respeito a pontos cefalométricos padrões, em crânios normais, e que o benefício da cefalometria em 3D-TC é indicado em casos de assimetrias severas em pacientes com síndromes crânio-faciais, como é sabido, nestes casos, a cefalometria convencional tem uma indicação inferior.

Segundo Cavalcanti e Vannier (1998) a abordagem cefalométrica é primariamente aplicada para a cirurgia ortognática da metade inferior da face. Para determinar a acurácia relativa de medidas craniofaciais obtidas por meio da TC

espiral nas reconstruções em 2D e 3D, técnica de superfície, foram examinadas 09 cabeças de cadáveres, com trauma crânio-facial, que foram submetidas à TC espiral com 03mm de colimação e 2mm/s de intervalo de mesa. Vinte e oito mensurações lineares foram feitas a partir de pontos craniométricos identificados nas imagens em 2D e em 3D (técnica de superfície) por 02 observadores, duas vezes. O tecido mole dos cadáveres foi removido e as mensurações realizadas por um digitalizador eletromagnético (electromagnetic 3 SpaceTM digitizer). Os resultados mostraram que a acurácia para as imagens em 3D-TC foi maior do que as de 2D-TC para 07 das 28 mensurações. Vinte e cinco por cento (25%) das mensurações em 2D-TC foram identificadas como sendo significativamente diferentes das mensurações físicas. Todas as mensurações em 3D-TC tiveram uma acurácia satisfatória em comparação com as medidas físicas. Desta forma, concluíram que a 3D-TC pode distinguir a anatomia crânio-facial mais acuradamente para várias mensurações.

Com o propósito de determinar a acurácia (validade) das reconstruções das imagens em 2D-TC para o planejamento pré-cirúrgico de implante dentário em proximidade com o forame mental, Cavalcanti et al. (1998) submeteram 08 cabeças de cadáveres a TC espiral com 1mm de espessura de corte e 1mm/s de incremento de mesa. Para obtenção das reconstruções em 2D utilizaram o programa CEMAX e para subsequente manipulação e análises das imagens, o protocolo Tooth PixTM. As medidas nas imagens (2D) foram determinadas por 02 radiologistas da área de odontologia, da borda superior do forame mental até a crista do processo alveolar; e da borda inferior do forame mental até a borda inferior da mandíbula, bilateralmente. Os tecidos moles foram removidos e as medidas físicas realizadas com o digitalizador eletromagnético (electromagnetic 3 SpaceTM digitizer).

Este método permitiu fácil localização dos pontos e os resultados indicaram que as medidas são acuradas e as diferenças entre elas não foram estatisticamente significantes. Desta forma, puderam concluir que nos casos de implantes onde há proximidade com o forame mental, a TC em espiral permitiu uma formulação de diagnóstico e planejamento de tratamentos mais acurados (CAVALCANTI et al., 1998).

Foram estudadas por Nagashima et al. (1998) 09 medidas lineares determinadas em imagens tridimensionais, a partir de cortes de TC espiral, com o intuito de avaliar a exatidão quantitativa dos dados destas imagens. Trinta e três crânios secos foram submetidos à TC com 3,0 mm de espessura de corte, 3,0 mm/s de incremento de mesa e as imagens em 3D-TC foram obtidas no próprio console do tomógrafo. Quatro representações de todos os crânios (lateral, ântero-posterior, pósterio-anterior e interna) foram demonstradas e comparadas com as fotografias e os crânios para avaliação das imagens em 3D-TC. Verificaram que algumas morfologias não foram precisamente demonstradas em alguns crânios, por isso apenas 29 foram utilizados para análise das medidas. Dezesete examinadores mediram, com compasso, as distâncias diretamente nos crânios e nas imagens projetadas no monitor do console de TC.

Os resultados mostraram que as medidas na 3D-TC foram tão exatas que o limite inferior do coeficiente de correlação entre os 02 resultados foi maior do que 0,8 para 06 medidas: largura e comprimento cranial máximo, largura mínima frontal, largura bizigomática, distância entre os ectomolares e largura básico-násio. Em contraste os resultados na 3D-TC foram bem menores quando correlacionados com as medidas manuais para 03 itens: distância entre os mastóides, bilateralmente, altura facial total e largura nasal. Concluíram que a representação qualitativa da 3D-

TC foi adequada, embora alguns dados quantitativos podem não ter sido determinado corretamente. A inacurácia foi atribuída à dificuldade em especificar os pontos padrões nas imagens e às diferenças dos procedimentos de medidas utilizados na determinação das distâncias diretas e das distâncias projetadas (NAGASHIMA et al., 1998).

Cavalcanti, Haller e Vannier (1999) avaliaram, *in vitro*, a acurácia de medidas lineares craniométricas na imagem em 3D obtidas por meio da TC espiral, utilizadas no planejamento cirúrgico crânio-facial. A amostra deste trabalho consistiu de 09 cabeças de cadáveres que foram submetidas a uma força de impacto, com o intuito de simular fraturas crânio-faciais, e depois ao exame de TC em espiral. Foram posteriormente obtidas medidas em 3D a partir de pontos craniométricos convencionais. Os resultados mostraram não haver diferença estatística entre as medidas realizadas em 3D e as físicas porém, a medida Zm-Zm apresentou um desvio padrão maior devido a localização das fraturas na região da sutura zigomático-maxilar.

Nesse mesmo ano, Yang et al. (1999) fizeram um estudo com o objetivo de comparar e validar a acurácia de medidas nas reconstruções em 2D-TC e em 3D-TC na localização do canal alveolar inferior. Trabalharam com 04 cabeças de cadáveres humanos edêntulos, com mandíbulas intactas, que foram submetidas à TC em espiral com 1mm de espessura de corte e 1mm/s de incremento de mesa. Os dados foram transferidos para uma estação de trabalho independente para gerar reconstruções ortorradiais em 2D e imagens volumétricas em 3D. Dois observadores determinaram nas imagens (2D-TC e 3D-TC) oito medidas da borda superior do canal alveolar inferior até a crista alveolar e depois compararam com as medidas físicas que foram obtidas com um compasso, após dissecação da região de interesse.

Não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas em 2D-TC e as medidas físicas ou entre as medidas em 3D-TC e as medidas físicas. Entretanto, houve diferença estatística significativa entre as medidas nas imagens em 2D e 3D. Concluíram que as duas modalidades de imagem permitem medidas acuradas para localização do canal alveolar inferior.

Kusnoto et al. (1999) realizaram um estudo para avaliar a confiabilidade de medidas lineares e angulares de imagens 3D produzidas por diferentes algoritmos computadorizados e várias combinações de projeções cefalométricas (lateral, frontal e basilar) comparadas com medições realizadas diretamente nos crânios secos de humanos e por meio de tomografia computadorizada, com cortes de 3 mm de espessura. Um programa de computador foi desenvolvido para a obtenção de 04 algoritmos computadorizados e 04 combinações de projeções cefalométricas gerando 22 medidas lineares e 10 medidas angulares em 3D obtidas de 20 pontos cefalométricos. Uma nova técnica para a produção de cefalogramas biplanares oriundos de uma única fonte de raios-X, utilizando um cefalostato especial, foi desenvolvida e a sua confiabilidade testada. Os autores concluíram que a identificação dos pontos cefalométricos em cada projeção é essencial na produção de mensurações angulares e lineares em 3D, e a utilização do cefalostato especial minimizou os efeitos de rotação da cabeça; e que aumentando o número de projeções (três planos: lateral, frontal e basilar) não aumenta a acurácia de ambas as medidas lineares e angulares, em comparação também com as medidas diretas (físicas) e as de TC.

Utilizando a TC helicoidal Kitaura et al. (2000) desenvolveram um novo sistema cefalométrico baseado em imagens 3D dos ossos crânio-faciais, procurando estabilizar um sistema de medidas cefalométricas que possibilitasse a determinação

precisa de comprimentos e ângulos reais no sistema coordenado 3D. Foram realizadas cefalometrias 3D utilizando a TC em 44 pacientes com câncer de cabeça e pescoço e os traçados em 3D revelam a transição dos pontos de referência com a idade avaliando, desta forma, o crescimento dos ossos faciais.

Cavalcanti e Vannier (2000) avaliaram a precisão e acurácia da mensuração de volume de tumores artificiais (in vitro) e a precisão de medidas volumétricas de tumores (in vivo) na 3D-TC, utilizando 5 cabeças de cadáveres e 15 pacientes que foram submetidos à TC em espiral com 2 mm de espessura de corte e 2 mm/s de incremento de mesa. Os dados originais foram transferidos para uma estação de trabalho independente com o programa Vitrea® para obtenção das imagens em 3D-TC pela técnica de volume. Dois observadores, independentemente, determinaram o volume, duas vezes, nas imagens multiplanares (coronal e sagital) e no corte axial pelo delineamento manual das lesões e mediram o volume real utilizando um cilindro calibrado, baseando-se no deslocamento da água. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada intra- e inter-observadores (in vitro e in vivo) ou entre as medidas obtidas nas imagens e as medidas físicas ($p>0,05$). Ainda afirmaram que o emprego da computação gráfica utilizando um programa de reconstrução volumétrica de imagem permitiu o arquivamento de dados e obtenção de imagens com melhor qualidade.

Na intenção de aferir a sua aplicabilidade clínica no futuro Chidiac et al. (2002) realizaram um trabalho para comparar medições em crânios humanos com suas projeções em radiografias cefalométricas e escanogramas obtidos por tomografia computadorizada. Selecionaram 13 crânios de adultos humanos onde as mandíbulas foram estabilizadas aos crânios na melhor oclusão dentária. Cefalogramas em norma lateral e frontal e escanogramas em TC foram obtidos para

cada crânio através de um método padronizado e pontos anatômicos foram localizados nos crânios e nas imagens. Medições lineares foram realizadas nos três registros, medições angulares apenas nos cefalogramas e nos escanogramas. Não foram encontradas diferenças significativas entre as medições angulares, mas houve diferenças nas medições lineares como Côndilo-Pogônio e entre Gônio-Gnatio.

Jung et al. (2002) realizaram um estudo para avaliar a acurácia quantitativa das imagens reconstruídas em 3D-TC obtida com diversos parâmetros (modo de aquisição e espessura de corte). Um radiologista realizou medidas lineares em crânio de humano sendo este o padrão ouro da pesquisa; este crânio foi escaneado com os diversos parâmetros citados anteriormente. Um observador fez as mesmas medidas lineares na imagem em 3D e a acurácia quantitativa destas medidas foram analisadas estatisticamente. Não foram encontradas diferenças significantes na acurácia das medidas pertencentes ao modo de aquisição; entretanto os resultados mostraram que a espessura de corte foi um fator influenciador na determinação da acurácia das medidas das imagens em 3D-TC. A análise quantitativa das medidas lineares pode ser uma ferramenta útil na avaliação da acurácia e na definição de parâmetros otimizados das imagens reconstruídas em 3D, auxiliando o diagnóstico e planejamento do tratamento.

Togashi et al. (2002) desenvolveram uma pesquisa com objetivo de testar a variabilidade de 18 medidas cefalométricas em 3D-TC pela técnica de superfície, de acordo com a posição da inclinação da cabeça (10^0 da posição de referência, em planos frontais, horizontais e sagitais) . Para isto, utilizaram 01 crânio seco que foi submetido à TC singleslice por meio de diferentes protocolos de espessura de corte: 1mm, 3mm, 5mm, e 7mm. O erro encontrado foi menor que 5% somente nas medidas em TC com espessura de corte de 1mm e 3mm (tanto para o plano de

referência quanto para as posições com inclinação de 10^0), sendo que a espessura de 1mm foi considerada clinicamente apurada pelos autores visto que a acurácia das medidas não foi influenciada pela posição da cabeça.

Com o intuito de avaliar a dismorfologia orbitária de pacientes com assimetria facial em 3D-TC e testar a aplicabilidade do método, foram estudados 32 pacientes com assimetria facial, divididos em 02 grupos, com e sem craniossinostose, submetidos à TC. Utilizou-se a computação gráfica para realizar mensurações lineares e volumétricas, por meio de um programa específico capaz de gerar imagens em 3D-TC. A análise estatística foi considerada para testar a confiabilidade do protocolo utilizado e os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com e sem craniossinostose, porém as diferenças de medidas lineares e volumétricas entre as órbitas de pacientes com craniossinostose foram consideradas maiores do que naquelas sem craniossinostose. Concluíram, então, que a 3D-TC demonstrou aplicabilidade na obtenção de medidas lineares e volumétricas das órbitas (SANTOS; ROMÃO; CAVALCANTI, 2002).

A precisão e acurácia (in vitro) e a precisão (in vivo) de medidas lineares na região do forame mental na 3D-TC foram estudadas por Cavalcanti, Ruprecht e Vannier (2002) utilizando TC multislice. Para o estudo in vitro, cinco (05) cabeças de cadáveres foram submetidas à TC em espiral multislice com 0,5 mm de espessura de cortes axiais e 0,5 mm de intervalo de reconstrução. As reconstruções foram obtidas pela técnica de volume em uma estação de trabalho independente contendo o programa Vitrea®. Dois observadores realizaram as medidas eletrônicas da borda superior do forame mental até a crista do processo alveolar e depois estas medidas foram comparadas com as medidas físicas. In vivo, as medidas de 15 pacientes

foram determinadas com a mesma metodologia. Neste estudo não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes inter- ou intra-observadores in vitro e in vivo, ou entre as medidas das imagens e as físicas, in vitro. A TC espiral multislice, combinada com a técnica de volume, permitiu maior acurácia e precisão de medidas lineares nas proximidades do forame mental quando comparada à técnica de superfície. A TC multislice pode adquirir mais cortes em um menor período de tempo e a técnica de volume possibilitou encontrar uma orientação que visualizasse a estrutura de interesse e a escolha de opacidade e cor para melhorar essa visualização.

Para avaliar a acurácia das imagens em 3D, por meio da mudança dos parâmetros de aquisição dos dados originais usando a TC com múltiplos detectores, 12 pontos clínicos importantes na cirurgia plástica e odontologia, foram posicionados na superfície de um crânio humano seco. As distâncias diretas entre estes pontos foram medidas com um compasso digital e definidas como padrão ouro para avaliar os erros de medidas nas imagens em 3D-TC. O crânio foi submetido à TC espiral com diferentes espessuras de corte axial: 1,25, 2,50, 3,75 e 5,00 mm. Um observador executou 7 medidas em 3D para cada parâmetro. Após análise estatística dos dados, os autores afirmaram que a qualidade da imagem variou de acordo com a espessura do corte, uma vez que a imagem obtida com 5,0 mm de espessura apresentou degradação da informação anatômica quando comparada com a imagem obtida com 1,25 mm. A espessura de corte foi considerada um fator que afeta a acurácia de medidas lineares realizadas em imagens reconstruídas em três dimensões (KIM et al., 2002).

Rocha, Ramos e Cavalcanti (2003) realizaram um trabalho com o propósito de avaliar a precisão das medidas lineares tegumentares e ósseas realizadas na 3D-

TC, utilizando a craniometria, para fins de identificação individual na Odontologia Forense. Em seguida, uma análise de erro padrão percentual das medidas intra- e inter-examinadores foi realizada e os resultados demonstraram um erro padrão percentual baixo apresentado para essas medidas, variando entre 0,85% e 3,09%, ou seja, este método oferece adequada precisão e acurácia dessas medidas na 3D. Dessa forma, foi possível concluir que as medidas lineares obtidas nas estruturas ósseas e tegumentares foram consideradas precisas em 3D-TC, com alta qualidade e resolução de imagem.

Cavalcanti, Rocha e Vannier (2004) realizaram um trabalho com o propósito de avaliar a precisão e acurácia das medidas lineares realizadas na 3D-TC, utilizando a craniometria. Treze (13) cabeças de cadáveres foram examinadas com TC espiral e estes dados foram transferidos para uma estação de trabalho independente que apresentava um programa de reconstrução em 3D pela técnica de volume. Dez (10) medidas craniométricas lineares foram realizadas por dois examinadores, independentemente, 2 vezes cada 1, após a localização adequada dos pontos de interesse. As reconstruções multiplanares (coronal e sagital) e em 3D, simultaneamente, oferecidas pelo programa, foi de grande auxílio na determinação das medidas N-Me, Po-Me e Zy-Zy, uma vez que, foram utilizados o corte axial e a reconstrução sagital como auxiliares para a localização dos pontos Me e Zy nas imagens em 3D. Depois as medidas físicas (reais) foram obtidas por um terceiro examinador por meio de um aparelho chamado digitalizador eletromagnético (electromagnetic 3 SpaceTM digitizer) primeiramente as medidas tegumentares e em seguida as ósseas após remoção dos tecidos moles.

Em seguida, uma análise de erro padrão percentual das medidas intra- e inter-examinadores foi realizada e os resultados mostraram um erro padrão

percentual baixo apresentado para essas medidas, variando entre 0.83% para medidas ósseas e 1.78% para medidas tegumentares, ou seja, este método oferece adequada precisão e acurácia dessas medidas na 3D. Desta forma, foi possível concluir que as medidas lineares obtidas nas estruturas ósseas e tegumentares foram consideradas precisas em 3D-TC, com alta qualidade e resolução de imagem.

A reconstrução da imagem em 3D tem crescido muito nas últimas duas décadas e vem encontrando aplicações, dentre outras áreas, na área da ortodontia, tais como: avaliação pré e pós-ortodôntica do relacionamento dento-esquelético e a estética facial, resultados de auditoria ortodôntica no que se refere a tecidos moles e duros, planejamento de tratamento em 3D e prognóstico em 3D dos tecidos moles e duros. A imagem em 3D pode ser manipulada em qualquer direção, o que fornece ao ortodontista informações consideráveis sobre o paciente, sem a necessidade de retorno deste, bem como a avaliação não fica restrita apenas ao exame clínico segundo Hajeer et al. (2004).

A imagem em 3D é uma ferramenta de grande valor para averiguar áreas de deformidades, níveis de assimetria e o relacionamento entre os diferentes componentes da face. “Teleortodontia” é uma das aplicações promissoras em possuir os dados completos dos pacientes em 3D, principalmente nos casos em que há necessidade de tratamento interdisciplinar (HAJEER et al., 2004).

Uma vez que os pacientes com disfunção de ATM são geralmente tratados em associação com ortodontia e técnicas cirúrgicas, as imagens de 3D-TC fornecem informações valiosas acerca da localização das raízes dos dentes no osso alveolar e a sua posição relativa em relação às estruturas anatômicas particulares (MAUL; HIRSCHFELDER, s.d.)

De acordo com Shalmali (2005) o objetivo da imagem na ortodontia é representar a anatomia a mais fiel possível e isto é alcançado com a imagem em 3D. A ênfase atual está sendo dada para o planejamento do tratamento ortodôntico levando em conta a estética facial e o seu relacionamento com o posicionamento dentário e ósseo. O maior problema atual das imagens convencionais (2D) usadas na ortodontia é que os componentes das estruturas faciais são vistos de forma separada e desconectados, o que pode influenciar no diagnóstico, além de que, qualquer alteração de posicionamento da cabeça do paciente, durante a obtenção da imagem radiográfica, pode modificar os valores das medidas cefalométricas.

As mensurações em 3D-TC proporcionam uma avaliação real das mudanças no crescimento e desenvolvimento, uma vez que representam uma anatomia fidedigna. Assim, o avanço da imagem na ortodontia, poderá colaborar com outras especialidades médicas, tais como no tratamento da cabeça e pescoço e desordens faciais, bem como na apnéia do sono (SHALMALI, 2005).

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar a precisão e acurácia de medidas ósseas lineares crânio-faciais realizadas na reconstrução em terceira dimensão pela técnica de volume, utilizando a tomografia computadorizada multislice.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

O material da pesquisa foi constituído de 10 crânios secos de humanos, sem distinção de etnia ou gênero, previamente selecionados, com faixa etária entre 20 e 56 anos, sendo 07 do gênero masculino e 03 do gênero feminino, pertencentes ao Departamento de Morfologia da Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo (EPM/UNIFESP).

4.2 Métodos

O material da pesquisa foi estudado de acordo com a seguinte metodologia:

4.2.1 Tomografia Computadorizada multislice

4.2.2 Reconstrução tridimensional dos dados da TC por meio de uma estação de trabalho independente

4.2.3 Processamento das imagens em 3D-TC

4.2.4 Localização de pontos e obtenção de mensurações crânio-faciais

4.2.5 Análise estatística dos dados

4.2.1 Tomografia Computadorizada multislice

Dez (10) crânios secos foram submetidos à tomografia computadorizada multislice (Aquilion, Toshiba Medical, Tustin, CA, EUA) no Incor (Instituto do Coração da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo), desde ligeiramente superior ao ponto G (glabella) até a porção mais inferior da mandíbula, com o seguinte protocolo: 16 cortes de 0.5 mm de espessura, 0.3 mm de intervalo de reconstrução por 0.5 segundos de tempo. A matrix utilizada foi 512 x 512 com 120kVp, 300mA e FOV de 24,0 cm, com filtro para osso.

Previamente à aquisição das imagens de TC dos crânios, suas respectivas mandíbulas foram relacionadas e estabilizadas às suas maxilas por meio de fitas adesivas, com base na melhor intercuspidação dentária e assentamento do côndilo da mandíbula na cavidade glenóide.

Convém ressaltar que para a aquisição da imagem dos crânios no tomógrafo, estes foram apoiados a um suporte de borracha e colocados no interior de um recipiente de PVC (poly vinyl chlorid), com espessura, altura e diâmetro pré-determinados para simulação de tecido mole (SCHLEIDT, 2002). Tal recipiente foi então fixado à mesa do aparelho de tomografia, com fitas adesivas, permitindo, desta forma, uma posição constante dos crânios na mesa durante toda a aquisição. O plano horizontal de Frankfurt permaneceu paralelo ao solo e perpendicular ao plano sagital mediano.

Após a realização dos exames, os dados originais foram transferidos para uma estação de trabalho independente (DELL Precision 620 WINDOWS XP que

continha o programa Vitrea[®] versão 3.5.), via DICOM standard (Digital Imaging and Communication in Medicine), situado no INCOR, e gravados em CD-ROMs, possibilitando a revisão de qualquer imagem sem a perda de qualidade. Posteriormente estes dados foram transportados para o Laboratório de imagem em 3D da Faculdade de Odontologia da USP (Labi-3D FOUSP, www.fo.usp.br/labi3d), onde o processamento das reconstruções e as análises quantitativas foram desenvolvidos.

4.2.2 Reconstrução tridimensional dos dados da TC por meio de uma estação de trabalho independente

Os dados originais da TC multislice armazenados em CD-ROMs foram transferidos para uma estação de trabalho independente (DELL 420 Windows NT), localizada no Labi-3D contendo o programa de visualização volumétrica Vitrea[®] versão 3.5 (Vital Images Inc. Plymouth, MN, EUA) para obtenção das reconstruções multiplanares (coronal e sagital) e em 3D-TC, técnica de volume, das imagens dos cortes axiais originais, utilizando a computação gráfica (Figura 4.1).



Figura 4.1 - Tela de abertura do programa Vítrea®

O programa Vitrea® é bem indicado para a aplicabilidade em 3D da reconstrução crânio-facial das estruturas ósseas e possibilita, ainda, mensurações lineares diretamente no modelo em 3D-TC e a utilização de propriedades como rotação, translação e visualização endocranial (Figura 4.2).

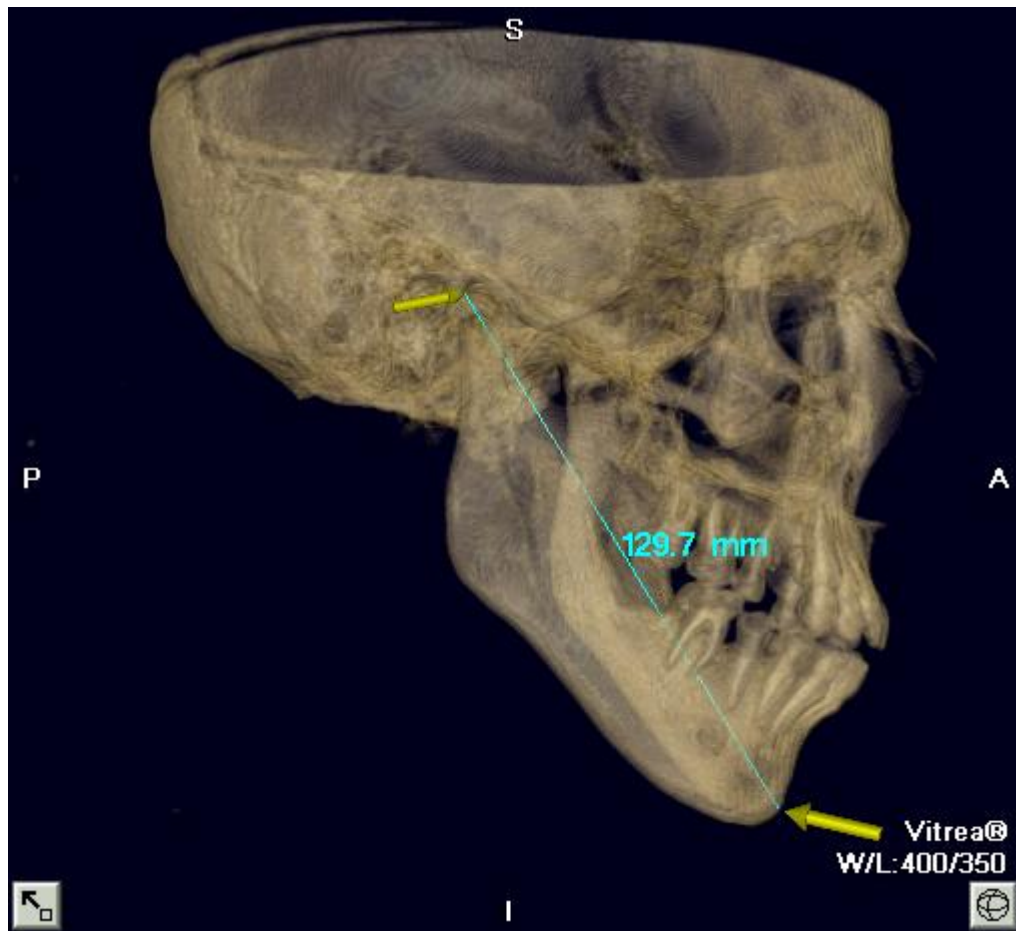


Figura 4.2 - Reconstrução em 3D-TC no protocolo ósseo (transparência) da medida Co-Pg

Este programa vem sendo utilizado em inúmeras aplicações na Odontologia, inclusive no estudo da acurácia e precisão de medidas lineares relacionadas a lesões dos maxilares, craniometria e implantes dentários (CAVALCANTI; ANTUNES, 2002; CAVALCANTI; HALLER; VANNIER, 1999; CAVALCANTI; ROCHA; VANNIER, 2004; ROCHA; RAMOS; CAVALCANTI, 2003; SANTOS; ROMÃO; CAVALCANTI, 2002).

Esta metodologia possibilitou uma aquisição de dados em 3D, técnica de volume, com mais facilidade onde a reconstrução é mais fiel e permite uma visualização de alta resolução da imagem por meio da escala de cores e transparências.

4.2.3 Processamento das imagens em 3D-TC

As imagens tridimensionais foram processadas utilizando ferramentas do programa Vitrea[®], procurando alcançar uma visualização com alta resolução, revisão de qualquer imagem sem perda de qualidade e estabelecer protocolos de reconstrução de tecido ósseo adequados para análise quantitativa crânio-faciais.

Este programa de computação gráfica oferece várias ferramentas para se trabalhar no processamento da imagem, como é mostrado na figura 4.3.

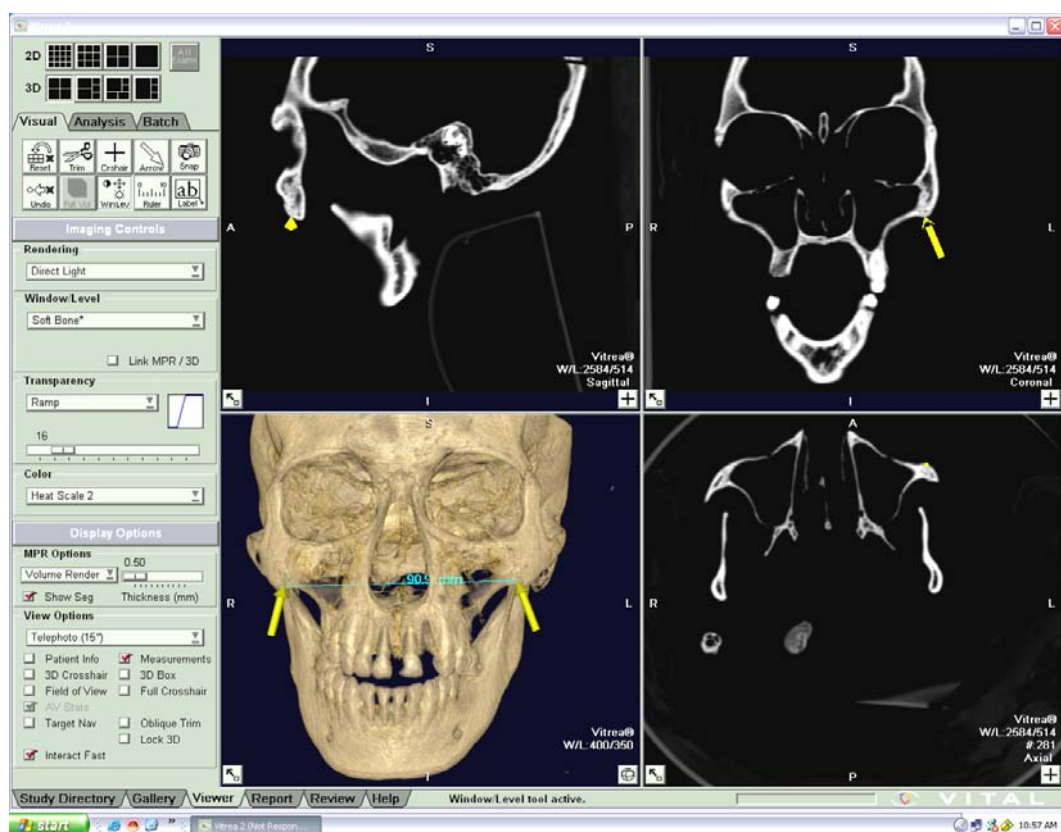


Figura 4.3 - Tela de abertura do programa Vítreá[®] 5.3 demonstrando: corte axial; reconstrução coronal; reconstrução sagital; reconstrução em 3D-TC volume no protocolo ósseo com 90.9 mm para a medida Zm-Zm (setas)

Neste trabalho, o processamento da imagem foi realizado por meio de alterações das seguintes ferramentas, as quais são apresentadas na tela como transparência e cor, respectivamente:

- Transparência: procurou-se uma transparência que possibilitasse a visualização das estruturas ósseas adequadamente;
- Cores: foram selecionadas de forma que a imagem visualizada apresentasse uma semelhança mais próxima do real;
- Luz: a intensidade e direção escolhidas possibilitaram uma visualização adequada dos locais de interesse e evitaram a presença de sombreamentos.

Foram então desenvolvidos padrões qualitativos de imagens por meio de protocolos para reconstrução em 3D-TC de tecido ósseo, os quais foram seguidos no momento da execução das análises crânio-faciais.

O Protocolo ósseo utilizado para localização de pontos e medidas ósseas crânio-faciais foi o seguinte:

- Transparency: CT Bone Surfaces, com escala variando de 0 a 25;
- Color: Heat Scale 2;
- Windows Level: 3D – bone direct;
- Windows Level: 2D – soft bone, trabalhar os tons de cinza (W/L);
- Rendering: direct light

4.2.4 Localização de pontos e obtenção de mensurações crânio-faciais

Os pontos crânio-faciais (Quadro 4.1) foram localizados e 18 medidas crânio-faciais lineares (Quadro 4.2) determinadas nas imagens em 3D-TC por dois examinadores, previamente treinados e que possuem experiência em mensurações utilizando a TC, independentemente, duas vezes cada um, com intervalo de uma semana. Foram utilizados recursos do programa Vitrea[®] que possibilitaram manipulação, segmentação, rotação e translação da imagem. A determinação de pontos e medidas lineares seguiu os critérios pré-estabelecidos para o protocolo ósseo e, quando necessário, eram consultadas as imagens bidimensionais (RMP) na confirmação desses pontos e medidas, uma vez que o Vitrea[®] oferece visualização simultânea das imagens dos cortes axiais originais, das reconstruções multiplanares (coronal e sagital) e em 3D-TC.

| | |
|-----|---|
| Po | Pório, ponto mais alto da margem superior do meato auditivo externo |
| Ba | Básio, ponto localizado no limite ínfero-posterior da borda anterior do forame magno |
| Co | Condílio, ponto mais posterior e superior do côndilo da mandíbula |
| ENA | Espinha nasal anterior, ponto mais anterior do assoalho das fossas nasais |
| ENP | Espinha nasal posterior, ponto mais posterior no assoalho das fossas nasais |
| N | Násio, ponto localizado na porção mais anterior da sutura fronto-nasal |
| Or | Orbitário, ponto mais inferior do assoalho da órbita |
| A | Ponto localizado na parte mais profunda da concavidade alveolar da maxila |
| B | Ponto localizado na parte mais profunda da concavidade alveolar da mandíbula |
| Pg | Pogônio, ponto mais anterior da sínfise mentoniana |
| Me | Mentoniano, ponto localizado no limite mais inferior da curva da sínfise mentoniana |
| Go | Gônio, ponto mais posterior e inferior da curva entre o corpo e o ramo da mandíbula |
| EU | Eurion, ponto mais lateral de cada lado do crânio na área de intersecção dos ossos parietal e frontal; os dois pontos Eu estabelecem uma linha que representa a maior largura do crânio |
| G | Glabela, ponto mais anterior do crânio no plano sagital médio |
| Op | Opistocrânio, ponto mais posterior do crânio, no plano sagital médio |
| Zm | zigomaxilar, ponto mais inferior na sutura entre os ossos zigomático e maxilar |
| Zy | Ponto mais lateral do arco zigomático |

Quadro 4.1 – Especificações dos pontos crânio-faciais

| | |
|---------|---|
| A-Pg | Distância entre os pontos A e Pg |
| Co-A | Distância entre os pontos Co e A, determina o comprimento efetivo da maxila |
| Co-Pg | Distância entre os pontos Co e Pg, determina o comprimento efetivo da mandíbula |
| ENA-ENP | Distância entre os pontos ENA e ENP, representa o plano palatino |
| ENA-Me | Distância entre os pontos ENA e Me, representa a altura facial ântero-inferior |
| ENA-N | Distância entre os pontos ENA e N, representa a altura facial ântero-superior |
| ENA-A | Distância entre os pontos A e ENA |
| N-A | Distância entre os pontos N e A, determina o posicionamento da região anterior da maxila em relação à base do crânio |
| N-B | Distância entre os pontos N e B, determina o posicionamento da região anterior da mandíbula em relação à base do crânio |
| N-Me | Distância entre os pontos N e Me, representa a altura facial total |
| N-Pg | Distância entre os pontos N e Pg, indica a posição da mandíbula em relação à base do crânio |
| N-Ba | Distância entre os pontos N e Ba, representa a base do crânio |
| Po-Or | Distância entre os pontos Po e Or, representa o plano de Frankfurt |
| Eu-Eu | Distância entre os pontos Eu direito e Eu esquerdo, representa a maior largura cranial |
| G-Op | Distância entre os pontos G e Op, representa o comprimento máximo cranial |
| B-Me | Distância entre os pontos B e Me |
| Zm-Zm | Distância entre os pontos Zm direito e Zm esquerdo, representa a largura maxilar |
| Zy-Zy | Distância entre os pontos Zy direito e Zy esquerdo, representa a largura máxima da face |

Quadro 4.2 - Especificações das medidas lineares crânio-faciais

Os pontos e mensurações crânio-faciais foram selecionados baseados na literatura científica já existente (CAVALCANTI; ROCHA; VANNIER, 2004; CAVALCANTI; VANNIER, 1998; FARKAS, 1994; HILDEBOLT; VANNIER; KNAPP, 1990; INTERLANDI, 2002; KRAGSKOV et al. 1997; ROCHA; RAMOS; CAVALCANTI, 2003; XIMENES, 2000).

Dentre os critérios para determinação de medidas nas imagens em 3D-TC, estabelecemos:

- Lado direito: para localização de pontos laterais;
- Posição frontal e lateral: padronizadas para localização dos pontos por meio de atalhos do teclado do computador escolhidos para o programa (F4 e F6).

Todos os pontos de interesse foram localizados em uma dessas duas posições. Na posição frontal foram localizados os pontos Or, EU, Zm, Zy e na posição lateral Po, Ba, Co, ENA, ENP, N, A, B, Pg, Me, G e Op (Figura 4.4).



Figura 4.4 - Reconstrução em 3D-TC no protocolo ósseo (ponto ZM e medida linear Zm-Zm)

A metodologia empregada na presente pesquisa ofereceu recursos de fundamental importância para a análise:

- Guia de localização - possibilita a localização adequada dos pontos Zy e Me ósseos, por meio da reconstrução multiplanar (RMP) (ROCHA; RAMOS; CAVALCANTI, 2002);
- Segmentação da imagem – muito importante no momento em que foi necessário remover a imagem do suporte (utilizado para fixação dos crânios quando da aquisição das imagens no tomógrafo) em alguns crânios para localização dos pontos Po e Op. Vannier et al. (1985), consideraram esse recurso importante para avaliação de pontos internos;
- Manipulação rápida da imagem – permite a localização rápida de um ponto frontal e outro lateral para determinação de uma medida. Alguns programas levavam até 25 minutos para fazer uma simples rotação (OFFUTT et al. 1990);
- Qualidade na imagem final em 3D – trabalhando com excelente escala de cor e transparência, ajuste do brilho, iluminação (CAVALCANTI; ANTUNES, 2002; CAVALCANTI; HALLER; VANNIER, 1999; ROCHA; RAMOS; CAVALCANTI, 2003).

- Transparência - este recurso torna possível a excelente localização do ponto N (násio) devido à ótima definição da sutura fronto-nasal. Parisi et al. (1989) já tinham observado a importância de tal recurso, mesmo trabalhando com a técnica de superfície.
- Facilidade e rapidez - na determinação de medidas lineares e angulares, por possibilitarem uma considerável redução do tempo de reconstrução da imagem e na determinação de medidas (CAVALCANTI; ANTUNES, 2002; ROCHA; RAMOS; CAVALCANTI, 2003).

As medidas físicas (reais) foram consideradas o padrão ouro desta pesquisa.

As medidas físicas lineares foram obtidas por um caliper digital certificado (Mitutoyo série 167), que foi especialmente projetado para esta pesquisa, com amplitude máxima de 300 mm e com 0.3 mm de espessura de ponta ativa (com o intuito de coincidir com a espessura do intervalo de reconstrução dos cortes da TC). Estas medidas foram realizadas por um terceiro examinador, uma única vez, que não possui conhecimento das medidas nas imagens, nas dependências da Escola Paulista de Medicina (UNIFESP), no Departamento de Morfologia (Figura 4.5).



Figura 4.5 - Paquímetro digital e medida linear Zy-Zy

Essas medidas físicas foram determinadas logo após a realização da TC (no departamento de imagem do INCOR), com o intuito de considerá-las confiáveis.

4.2.5 Análise estatística dos dados

A análise quantitativa foi realizada por meio da diferença entre as repetições das medidas lineares e as das reconstruções em 3D-TC (Vítrea®) e da média destas com as medidas físicas (Caliper digital). Para isto foi utilizado o programa estatístico ANOVA (análise de variância) a fim de verificar a acurácia e precisão destas medidas. Isto proporcionou testar a validade do método adotado.

Por definição, a validade de um exame ou teste é a capacidade para medir unicamente aquilo que deve medir, sem ser influenciado por fontes de erro aleatórias ou sistemáticas. Uma boa capacidade do teste implica graus elevados de

sensibilidade e de especificidade para análise qualitativa e de precisão e acurácia para análise quantitativa. A precisão (confiabilidade ou reprodutibilidade) é a concordância mais estreita entre os resultados obtidos aplicando um procedimento experimental, várias vezes, sob condições definidas. A precisão constitui na capacidade que os resultados obtidos de uma aferição possuem de serem reproduzidos se o teste for repetido. Acurácia é a concordância máxima entre o valor “verdadeiro” de uma quantidade e os valores que foram obtidos pela medida dessa quantidade. A acurácia, também chamada de validade, é o grau que uma medida ou conjunto de medidas pode representar do valor verdadeiro de um parâmetro (medidas reais x imagens); “é a proximidade entre o valor obtido experimentalmente e o valor verdadeiro na medição de uma grandeza física” (REY, 1999; SZKLO; NIETO, 2000).

A precisão intra- e inter-examinadores foram avaliadas por meio das análises de erro percentual e o cálculo do intervalo de confiança de todas as medidas e o erro percentual e absoluto de cada tipo de medida. Para avaliação da acurácia, além das análises previamente citadas foi efetuado o cálculo do valor de “p” da análise de cada tipo de medida.

5 RESULTADOS

5.1 Análise das medições dos Crânios

Os resultados demonstram a análise da mensuração dos crânios, verificando sua precisão intra- e inter-examinador tal qual a sua acurácia.

A precisão intra-examinador considera o erro de medição do próprio observador, sendo este o fator de erro que este tipo de medida pretende captar. A precisão inter-examinador pretende verificar os erros existentes na comparação dos dois examinadores.

5.1.1 Precisão

Para medir a precisão das imagens em 3D-TC, verificamos o erro absoluto apresentado por cada um dos dois observadores (erro intra-examinador) e o erro referente à relação existente entre as mensurações de ambos (erro inter-examinador). Ressaltamos que nesse tipo de análise foram envolvidas apenas mensurações observadas na TC, sem uma comparação direta com a medida real do crânio seco.

Na Tabela 5.1, em relação ao erro intra-examinador foram encontradas poucas mensurações com valores acima de 1 mm. Isso mostra que o erro existente de mensurações entre duas observações independentes de um mesmo observador difere muito pouco uma da outra. O erro inter-examinador demonstrou também ser bem reprodutível, com apenas uma mensuração maior que 2 mm (Co-A). Ou seja, entre dois observadores os erros de medições permaneceram em níveis de erros confiáveis.

Tabela 5.1 - Erro absoluto (em mm) intra-examinador e inter-examinador para cada tipo de medida óssea

| medidas | Erro intra-ex. 1 | Erro intra-ex. 2 | Erro inter-ex. |
|----------------|-------------------------|-------------------------|-----------------------|
| A-Pg | 0,80 | 0,93 | 1,06 |
| Co-A | 0,92 | 1,01 | 2,03 |
| Co-Pg | 0,83 | 1,38 | 1,21 |
| ENA-ENP | 0,65 | 1,00 | 1,13 |
| ENA-Me | 0,41 | 1,26 | 1,08 |
| ENA-N | 0,52 | 0,68 | 0,88 |
| ENA-A | 0,33 | 0,31 | 0,48 |
| N-A | 0,69 | 1,19 | 1,02 |
| N-B | 0,74 | 0,68 | 1,80 |
| N-Me | 0,60 | 0,88 | 1,06 |
| N-Pg | 0,84 | 0,90 | 0,99 |
| Po-Or | 0,72 | 1,28 | 1,10 |
| Ba-N | 0,40 | 1,45 | 1,51 |
| Eu-Eu | 0,49 | 1,41 | 0,55 |
| G-Op | 1,06 | 1,08 | 1,91 |
| Zm-Zm | 0,68 | 0,99 | 1,37 |
| Zy-Zy | 0,66 | 0,71 | 0,92 |
| B-Me | 0,59 | 0,93 | 1,17 |

A Tabela 5.2 mostra um erro percentual muito baixo para o erro intra-examinador, com apenas uma medida óssea do examinador 1 com um percentual maior que 3% (ENA-A), e 3 medidas (ENA-ENP, ENA-A, B-Me) por parte do examinador 2. No caso do erro inter-examinador também temos níveis confiáveis de erros percentuais. As análises evidenciaram que houve uma precisão aceitável da TC. Apenas as medidas ENA-A e B-Me apresentaram um erro percentual acima de 3%.

Tabela 5.2 - Erro percentual (em %) intra-examinador e inter-examinador para cada tipo de medida óssea

| medidas | Erro intra-ex. 1 | Erro intra-ex. 2 | Erro inter-ex. |
|----------------|-------------------------|-------------------------|-----------------------|
| A-Pg | 1,26% | 2,08% | 1,84% |
| Co-A | 0,60% | 1,98% | 1,96% |
| Co-Pg | 0,57% | 1,24% | 0,98% |
| ENA-ENP | 1,67% | 3,48% | 2,30% |
| ENA-Me | 1,10% | 1,60% | 1,53% |
| ENA-N | 1,09% | 1,99% | 1,67% |
| ENA-A | 6,10% | 7,74% | 10,47% |
| N-A | 1,94% | 2,43% | 1,89% |
| N-B | 0,92% | 1,37% | 1,79% |
| N-Me | 0,46% | 1,18% | 0,90% |
| N-Pg | 0,71% | 1,05% | 0,90% |
| Po-Or | 1,79% | 1,49% | 1,40% |
| Ba-N | 0,59% | 1,96% | 1,50% |
| Eu-Eu | 0,80% | 1,04% | 0,39% |
| G-Op | 1,14% | 1,68% | 1,05% |
| Zm-Zm | 0,59% | 1,64% | 1,48% |
| Zy-Zy | 0,75% | 1,03% | 0,75% |
| B-Me | 2,49% | 3,45% | 5,13% |

Foi realizada também uma análise resumo referente ao erro percentual para fazer uma comparação entre os tipos de erros. Na Tabela 5.3 observa-se que, em média, comparando as medidas de precisão, os erros percentuais se apresentam em níveis confiáveis (baixos) e próximos.

Tabela 5.3 - Erro percentual médio (%), desvio padrão (%) e intervalo de confiança para a precisão intra- e inter-examinadores

| Medidas ósseas | Média | Desvio Padrão | Intervalo de confiança (95%) |
|---------------------------|--------------|--------------------------|---|
| Erro inter-ex. 1 | 1,44 | 1,24 | 0,82 a 2,06 |
| Erro inter-ex. 2 | 2,05 | 1,62 | 1,24 a 2,86 |
| Erro intra-ex. | 2,11 | 2,22 | 1,00 a 3,21 |

Os desvios padrão apresentaram valores baixos, ou seja, uma possível diferença entre medições de diferentes pontos anatômicos não foi relevante. O gráfico 5.1, demonstra o erro percentual médio de forma mais ilustrativa.

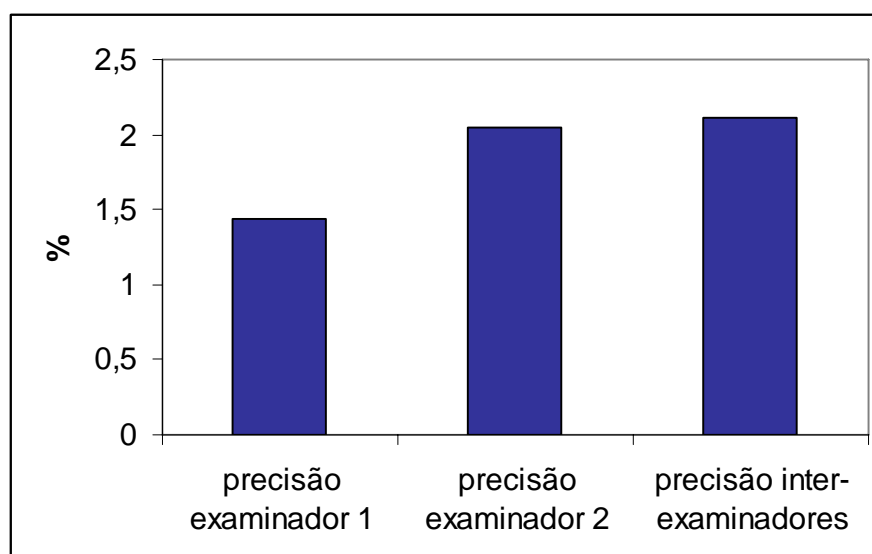


Gráfico 5.1 - Erro percentual médio intra- e inter-examinadores das medidas ósseas

5.1.2 Acurácia

Neste tópico foi realizada uma análise onde foi considerada uma média geral das observações comparando com a mensuração feita diretamente no crânio seco.

Numa primeira comparação, foi verificado o erro absoluto e percentual de cada uma das medições ósseas.

Tabela 5.4 - Erro absoluto (mm) e percentual (%) das medições observadas comparadas ao crânio seco

| Medidas | A-Pg | Co-A | Co-Pg | ENA-ENP | ENA-Me | ENA-N | ENA-A | N-A | N-B |
|-----------------|-------------|-------------|--------------|----------------|---------------|--------------|--------------|--------------|-------------|
| Erro absoluto | 0,79 | 1,02 | 1,04 | 1,15 | 0,76 | 0,60 | 0,24 | 1,11 | 0,68 |
| Erro percentual | 1,40 | 1,00 | 0,84 | 2,46 | 1,11 | 1,16 | 5,69 | 2,14 | 0,71 |
| Medidas | N-Me | N-Pg | Po-Or | Ba-N | Eu-Eu | G-Op | Zm-Zm | Zy-Zy | B-Me |
| Erro absoluto | 0,96 | 0,81 | 1,13 | 1,25 | 1,26 | 2,24 | 0,87 | 1,11 | 0,39 |
| Erro percentual | 0,79 | 0,74 | 1,47 | 1,25 | 0,92 | 1,23 | 0,97 | 0,88 | 1,81 |

Na Tabela 5.4 observamos que em apenas uma medida (G-Op) temos um erro absoluto maior que 2 mm. Ou seja, temos níveis de erro aceitáveis, visto que se trata de uma grande medida.

No caso do erro percentual, encontramos este valor para a medida ENA-A muito maior que as demais. Isso ocorre pelo fato de que o erro percentual é calculado a partir de uma razão, cujo denominador é o valor da medição do crânio seco. Como esta medida é muito menor que as demais, o erro percentual é diretamente afetado.

Contudo, verificamos um erro percentual muito baixo nos demais casos, evidenciando uma satisfatória mensuração dos examinadores.

Tabela 5.5 - Média, desvio padrão e intervalo de confiança do erro absoluto (mm) e percentual (%) das medições observadas comparadas ao crânio seco

| Medidas ósseas | Média | Desvio Padrão | Intervalo de confiança (95%) |
|------------------------|--------------|----------------------|---|
| Erro absoluto | 0,96 | 0,42 | 0,75 a 1,17 |
| Erro percentual | 1,47 | 1,15 | 0,90 a 2,05 |

Da mesma forma como observado na Tabela 5.4, a Tabela 5.5 revela que, em média, o erro absoluto das medições apresenta níveis confiáveis de erro, tal qual o erro percentual, com 1,47% de medida de erro para 1,15% para desvio padrão, em um intervalo de confiança de 95%.

Como uma última análise, verificamos a significância estatística das medidas ósseas crânio-faciais (Tabela 5.6), informando o valor de p. Comparamos a média das observações realizadas com o valor real da mensuração (o valor do crânio seco).

Tabela 5.6 - Valor de p da comparação das médias das medidas com as medidas dos crânios secos para cada tipo de medida óssea ($p < 0.01$ para significância)

| A-Pg | Co-A | Co-Pg | ENA-ENP | ENA-Me | ENA-N | ENA-A | N-A | N-B |
|-------------|-------------|--------------|----------------|---------------|--------------|--------------|--------------|-------------|
| 0,79 | 0,6 | 0,75 | 0,82 | 0,99 | 0,94 | 0,99 | 0,89 | 0,98 |
| N-Me | N-Pg | Pó-Or | Ba-N | Eu-Eu | G-Op | Zm-Zm | Zy-Zy | B-Me |
| 0,77 | 0,81 | 0,91 | 0,79 | 0,86 | 0,74 | 0,83 | 0,8 | 0,93 |

Todos as medidas apresentaram um valor de p bem superior a 0,01, ou seja, não houve diferença estatística entre as medidas obtidas em 3D-TC e as medidas observadas nos crânios secos (medidas reais).

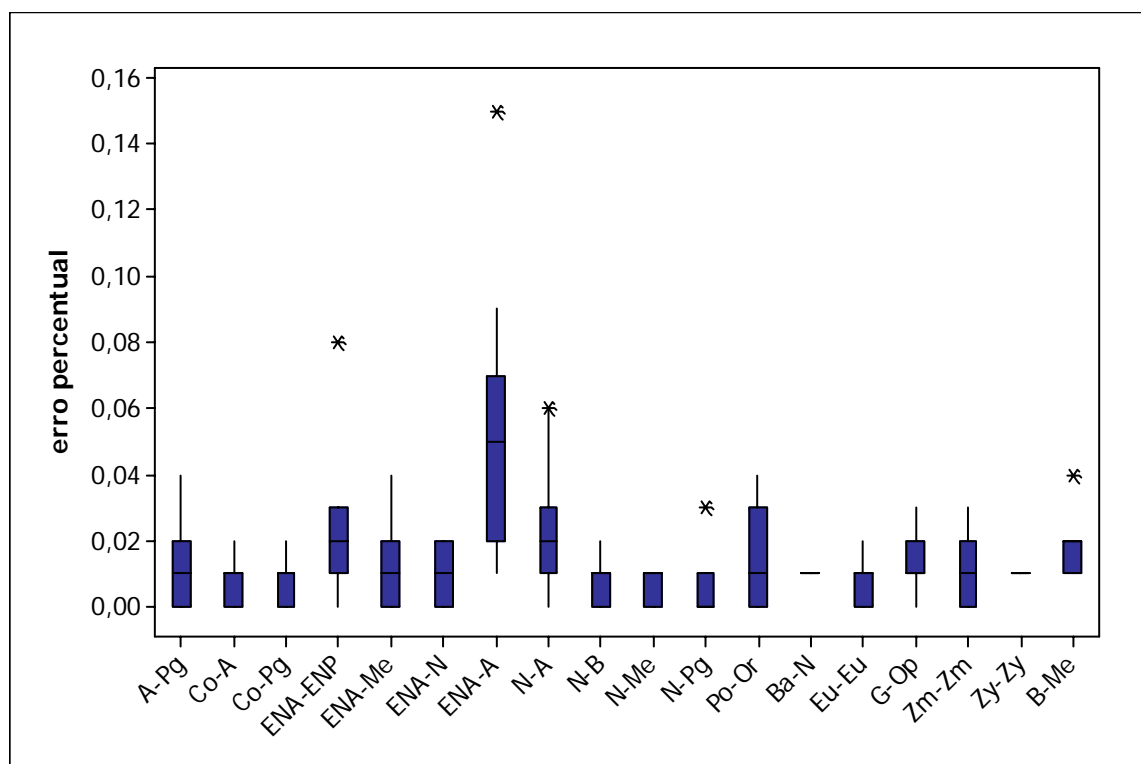


Gráfico 5.2 - Box-plot dos erros percentuais quanto a acurácia

No Gráfico 5.2, cada box-plot está relacionado com as 18 mensurações analisadas. A medida ENA-ENP, por exemplo, possui uma mensuração discrepante que poderia estar influenciando a média do erro percentual. Todavia, foi observado um erro percentual de 2,46% para o mesmo. Ou seja, com ou sem essa medida discrepante, o erro percentual permanece em níveis confiáveis.

A grande variabilidade exposta pelo box-plot, juntamente com o valor discrepante observado (que só aumenta a variabilidade) na medida ENA-A, evidenciam mais uma vez a análise feita na Tabela 5.4, indicando uma forte influência da grandeza do objeto analisado (no caso o tamanho da medida ENA-A) com a medida do erro percentual. Assim, deve-se ter certa atenção ao analisar tal medida, sendo que nesse caso fica evidente que uma diferença não muito discrepante na realidade pode ser superestimada (basta verificar que, dentre a média dos erros absolutos, a que apresentou menor valor foi justamente a mensuração ENA-A).

6 DISCUSSÃO

O avanço de programas de computação gráfica melhora a interatividade da visualização, mensuração e análise para planejamento do tratamento de afecções maxilo-mandibulares. Mensurações diretas de pontos crânio-faciais, distâncias, áreas e volumes podem ser obtidos partindo destes dados. Isto proporciona uma descrição quantitativa das deformidades do esqueleto, permitindo um planejamento cirúrgico e avaliação de crescimento crânio-facial. Os dados de 3D-TC vêm sendo utilizados para planejar intervenções no complexo dento-maxilo-facial.

Estudando a acurácia e reprodutibilidade de medidas do esqueleto crânio-facial em cortes de TC Waitzman et al. (1992a) encontraram erro percentual numa faixa entre 0,1% a 3,0%, ficando a diferença percentual média dos 05 crânios combinados de 0,9%. Ao analisar as 40 medidas, em 70% destas, a diferença percentual foi menor que 1%; em 80% menor que 1,5% e em 90% menor que 2%. Ainda observaram que as medidas de dimensões menores apresentaram maiores diferenças percentuais e concluíram que as medidas obtidas a partir de TC são acuradas e podem ser reproduzidas. De acordo com nossa pesquisa, porém, utilizando 3D-TC encontramos valores de precisão menores que 2,49% e de acurácia menores 2,46%, embora utilizando uma amostra e número de medidas bem maior. De acordo com os resultados de Waitzman et al. (1992a) em medidas de dimensões menores, como especificamente a ENA-A e a B-Me encontramos valores de erro percentuais bem mais elevados do que nas outras medidas.

Waitzman et al. (1992b) realizaram um trabalho, buscando avaliar o padrão de crescimento do complexo crânio-facial por meio de TC axial e, ainda, definir

valores normais para uma série de medidas crânio-faciais. Todos os parâmetros relacionados à execução de medidas foram padronizados e os erros intra- e inter-examinadores estiveram dentro de limites aceitáveis. Discutindo as implicações clínicas, afirmaram que uma análise quantitativa de TC, antes da operação cirúrgica de um paciente específico, permite ao profissional calcular os movimentos de osteotomia a serem realizados na cirurgia. Os autores relataram, ademais, que comparações de normas desenvolvidas com TC em relação àquelas desenvolvidas a partir de cefalometria, radiografia cefalométrica e antropometria não somente são úteis para pesquisa, mas também permitem uma abordagem multidisciplinar para o planejamento cirúrgico de pacientes, o que corrobora com nossa opinião pelo desenvolvimento da presente pesquisa onde por meio de acuradas e precisas medidas crânio-faciais, foi possível estabelecer um padrão quantitativo individual importante para pacientes que serão submetidos à cirurgia ortognática e tratamento ortodôntico.

De acordo com Kragsskov et al. (1997), comparando a identificação de pontos cefalométricos entre radiografias convencionais e em 3D-TC, encontraram nos cefalogramas laterais que a variação intra-examinador foi menor que 1mm para a maioria dos pontos. E, para todos os pontos, exceto o Básio, os dois examinadores apresentaram a mesma variação. De acordo com nossos resultados à medida que o ponto Ba foi inserido (medida Ba-N) encontramos os valores de erro absoluto de 0,40 mm a 1,45 mm para análise intra-examinador, e 1,25 mm de erro absoluto quando comparamos todas as imagens em 3D-TC com o crânio seco. Nos cefalogramas frontais, as variações e os desvios padrões foram maiores. A única diferença estatisticamente significativa que ocorreu entre os dois examinadores foi observada na medição da sutura zigomática-frontal direita. Em relação aos pontos

obtidos na 3D-TC, a variação intra-examinador e o desvio padrão foram maiores do que no cefalograma lateral e apresentaram uma variação intra-observador um pouco maior do que nos cefalogramas frontais. Levando em consideração a técnica (espiral singleslice) e o programa em 3D (superfície) utilizados, podemos também atribuir essa diferença à falta de experiência dos examinadores, visto que não foi realizado nenhum treinamento prévio. Além disso, estes autores não trabalharam com mensurações nas imagens volumétricas, além da acurácia não ter sido testada.

Segundo Cavalcanti e Vannier (1998), os autores relataram que a imagem em 3D-TC por superfície utilizando TC singleslice permite análises com melhores detalhes dos componentes ósseos crânio-faciais e que medidas lineares e angulares podem ser feitas, para proporcionar objetivas condições clínicas de avaliação da face. Comparação das condições pré-operatórias com os resultados pós-operatórios tem sido facilmente apreciada nas imagens em 3D, pois todas as mensurações em 3D-TC tiveram uma acurácia satisfatória em comparação com as medidas físicas. Desta forma, concluíram que a 3D-TC pode distinguir a anatomia crânio-facial mais acuradamente para várias mensurações, apesar de algumas destas apresentarem desvio padrões altos (Zm-Zm), que não vem de encontro aos resultados da acurácia desta medida em nosso trabalho, onde encontramos um erro percentual muito baixo de 0,97%. Em nossa pesquisa pudemos comparar os dados obtidos com os resultados de Cavalcanti e Vannier (1998), pois utilizamos uma reconstrução em 3D pela técnica de volume por meio de uma TC multislice, uma vez que esta imagem proporciona uma concepção crânio-facial espacial completa, permitindo um melhor entendimento da complexidade óssea estrutural vista nas imagens axiais.

Outra discussão pertinente aos resultados obtidos em nossa pesquisa, se refere à comparação de medidas cefalométricas em 3D-TC utilizando diferentes

espessuras de corte, como foi desenvolvido um trabalho por Togashi et al. (2002). Nessa pesquisa, os autores testaram a acurácia de diversos pontos cefalométricos, entretanto utilizando somente 01 crânio seco, onde a validade deste sistema não pode ser estabelecida. Nossos resultados demonstraram erro percentual inferior a 1% para as mesmas medidas estudadas por Togashi et al. (2002). Além disso, a validade foi estabelecida utilizando um conjunto de 10 crânios testando-se, por via de consequência, a reprodutibilidade do sistema. Isto deve-se em razão de utilizarmos um protocolo de 0.5 mm de espessura de corte por 0.3 mm de intervalo de reconstrução na TC multislice, ao contrário da pesquisa de Togashi et al. (2002) que adotaram diversos protocolos de aquisição que variaram de 1mm a 7mm. Vale ressaltar que a técnica de reconstrução em 3D utilizada em nosso estudo foi a de volume, já demonstrada experimentalmente, tanto qualitativa quanto quantitativamente, como sendo superior a de superfície (CAVALCANTI; ANTUNES, 2002).

A utilização da 3D-TC para o planejamento cirúrgico quantitativo e avaliação de injúrias crânio-faciais estimulam o rápido desenvolvimento de programas de computador específicos, para planejamento cirúrgico computadorizado, uma vez que, o diagnóstico e tratamento das desordens crânio-faciais se baseiam de forma significativa na imagem radiográfica, especialmente na imagem de TC. A computação digital baseada na reconstrução da imagem em 3D, a partir de dados de TC, tem se tornado uma ferramenta valiosa no diagnóstico e planejamento de tratamento das fraturas maxilo-faciais.

Tendo em vista as limitações das técnicas de reconstrução por superfície e a riqueza de informações que a TC multislice pode oferecer bem como a evolução no processo de aquisição e exibição de imagem pela computação gráfica, foi decidido

trabalhar com uma reconstrução tridimensional das estruturas ósseas a partir de dados de TC multislice 16 cortes, visando à determinação de medidas utilizadas na prática da Ortodontia.

Alguns autores confirmaram a grande dificuldade na localização de pontos e na determinação de medidas em cortes de TC, (KRAGSKOV et al., 1997; RICHTSMEIER et al., 1995). Este fato não ocorreu durante nosso estudo visto que utilizamos um parâmetro de 0.3 mm de intervalo de reconstrução o que permite uma reconstrução consideravelmente mais detalhada dos pontos anatômicos do que nos parâmetros utilizados pelos autores supra citados. Foi comprovado que uma melhor qualidade final da reconstrução em 3D-TC é obtida ao se trabalhar com uma menor espessura de corte (COVINO et al., 1996; HEMMY; TESSIER, 1985; KIM et al., 2002, TOGASHI et al., 2002), assim como a obtenção de medidas mais acuradas (COVINO et al., 1996; TOGASHI et al., 2002). Por isso, em nossa pesquisa utilizamos cortes de 0.5 mm, uma vez que a precisão e acurácia de algumas medidas lineares do forame mental ao rebordo alveolar correspondente e de mensurações volumétricas de neoplasias bucais já foram comprovadas por meio deste mesmo protocolo de aquisição e reconstrução da imagem (CAVALCANTI et al., 2002; CAVALCANTI; VANNIER, 2000).

Existe a necessidade de se criar uma imagem tridimensional que utilize as valiosas informações oferecidas pela TC e onde os pontos sejam visualizados facilmente. Pesquisas foram desenvolvidas e a computação gráfica foi evoluindo nos estudos dos programas para reconstrução de uma imagem adequada.

A reconstrução tridimensional obtida pela técnica de superfície utilizando a TC convencional e a espiral singleslice foi empregada por diversos autores, os quais puderam comprovar sua aplicabilidade para deformidades crânio-faciais e para o

diagnóstico e planejamento cirúrgico (AKIMOTO et al., 1991; CAVALCANTI et al., 1999a; COVINO et al., 1996; HEMMY; TESSIER, 1985; KRAGSKOV et al., 1997; NAGASHIMA et al., 1998; OFFUTT et al., 1990; ONO et al., 1992; VANNIER et al., 1985). Quando comparada com as imagens em 2D-TC, a 3D-TC, pela técnica de superfície, apresentou melhores resultados na observação de suturas, Parizi et al. (1989) e em estudos craniométricos (CAVALCANTI; VANNIER, 1998; HILDEBOLT et al., 1990).

A técnica de superfície já está sendo considerada limitada quando comparada com a técnica de volume. Na técnica de superfície há perda de informações originais, estruturas internas do objeto não podem ser visualizadas e a presença de brilho e sombra na imagem final pode acarretar erros, principalmente na localização de pontos anatômicos. Semelhante ao nosso experimento alguns autores utilizaram esta técnica para estudo quantitativo do complexo maxilo-facial (CAVALCANTI; VANNIER, 1998; TOGASHI et al.; 2002). Entretanto, na técnica de volume as informações originais são preservadas e é possível a visualização das estruturas internas e de diferentes estruturas devido às escalas de cores e transparência que são oferecidas (CAVALCANTI, 2000; HOPPER et al., 2000). Como também Cavalcanti, Rocha e Vannier (2004) desenvolveram um trabalho utilizando a técnica de volume, porém por meio da TC singleslice, com 3.0 mm de espessura de corte para 1.5 mm de intervalo de reconstrução, obtendo erros de 1% a 2% para as mesmas medidas realizadas no presente estudo.

Comparando os nossos resultados com dados de TC em espiral e a 3D-TC pela técnica de volume com aqueles obtidos por Hildebolt et al. (1990), os quais utilizaram TC convencional e obtiveram a reconstrução em 3D pela técnica de superfície, podemos afirmar que a precisão e a acurácia do método em estudo foi

bem maior. Em relação a acurácia demonstrada pelo método para essas medidas, Hildebolt et al. (1990) obtiveram valores de erros absolutos de 1,8 mm em ENA-N e de 1,6 mm para Zy-Zy. Entretanto, em nosso trabalho a variação foi de 0,60 mm para ENA-N e 1,11 mm para Zy-Zy .

As limitações da técnica de superfície também podem ser comprovadas pela comparação de dois estudos para planejamento de implante dentário, na mesma região, os quais utilizaram a TC em espiral, mas a 3D-TC foi obtida por técnicas distintas. Yang et al. (1999) obtiveram medidas acuradas na região do forame mental, mas com um desvio padrão considerado alto e atribuíram isto à limitação da técnica de superfície. Cavalcanti, Ruprecht e Vannier (2002) trabalharam com a técnica de volume, encontraram medidas precisas e acuradas na mesma região e consideraram essas medidas melhores do que aquelas obtidas com a técnica de superfície.

Comparando os nossos resultados obtidos com TC em espiral e a técnica de volume com aqueles obtidos por Cavalcanti e Vannier (1998), que trabalharam com TC em espiral e a técnica de superfície, os dois estudos obtiveram acurácia aceitável para as medidas ósseas estudadas nos dois trabalhos com $p > 0,01$. Demonstrando, assim, que aquela metodologia ofereceu acurácia adequada quando na determinação das medidas crânio-faciais.

Neste estudo, a 3D-TC foi obtida pela técnica de volume por meio de uma estação de trabalho independente, já que o custo é menor e a facilidade para se trabalhar é maior (AKIMOTO et al., 1991; CAVALCANTI, 2000). A estação de trabalho independente, bem como o uso de um programa moderno de computação gráfica, permitiram a visualização dos cortes axiais originais e das reconstruções multiplanares (coronal e sagital) e em 3D, simultaneamente, o que foi de grande

auxílio na determinação das medidas N-Me e Zy-Zy, uma vez que foram utilizados o corte axial e a reconstrução sagital como auxiliares para a localização dos pontos Me e Zy nas imagens em 3D. Além disso, devido à facilidade e rapidez que o programa ofereceu foi possível escolher as imagens em 2D e manipular a 3D de um modo fácil e rápido.

Medidas de pequenas dimensões (<6 cm) foram consideradas por Ward e Jamison (1991) e Jamison e Ward (1993) menos confiáveis do que as de maiores dimensões e, dentre estas, eles citaram a ENA-A e Al-Al. Os nossos resultados demonstraram concordar com esse relato, uma vez que a medida de menor dimensão (ENA-A) apresentou os maiores erros percentuais inter-examinadores (6,10% e 7,74%) e na análise intra-examinadores (10,47%). Em relação à análise comparativa com o crânio seco, a medida ENA-A foi a que apresentou o único erro percentual maior que 2,5%.

Cavalcanti e Vannier (1998) testaram a acurácia e precisão de medidas crânio-faciais utilizando um single slice (Toshiba X/Press) por meio da 3D-TC pela técnica de superfície. Neste trabalho, foi utilizado um tomógrafo multislice, processando as imagens do programa Vitrea® (programa instalado no Laboratório de Imagem em 3D da FOU SP) validando a técnica de volume em 3D por meio de um tomógrafo computadorizado multislice de 16 cortes para mensurações ósseas crânio-faciais. Isso possibilitou cortes de 0,5mm de espessura com intervalo de reconstrução de 0,3mm e em 0,5 segundos, onde, comparando-se as mesmas medidas utilizadas, foram alcançados resultados mais confiáveis, não deixando, porém, de validar os resultados obtidos pelos autores supracitados. Nesta Tese, foram discutidos os resultados com prévios trabalhos publicados na literatura pertinentes estritamente com o assunto da nossa pesquisa.

Com base na literatura e nos resultados previamente obtidos em pesquisas, consideramos importante a validação dessas medidas crânio-faciais em 3D utilizando TC multislice, para ser empregada em diversas áreas da odontologia que envolvem análises quantitativas como a Ortopedia funcional dos maxilares, Ortodontia, Cirurgia Ortognática e Cirurgia buco-maxilo-facial, assim como na área da Antropometria. Por conseguinte, ressaltamos que este método é válido para ser empregado na Ortodontia e poderá servir de base para outros estudos nesta área, como, apenas para exemplificar, a inclusão de medidas angulares crânio-faciais.

7 CONCLUSÕES

7.1 As medidas ósseas crânio-faciais determinadas nas reconstruções tridimensionais (3D-TC) obtidas pela técnica de volume foram consideradas precisas e acuradas utilizando a TC multislice 16.

7.2 A técnica de volume em 3D-TC, em associação com a computação gráfica, ofereceu recursos de grande relevância que tornaram a análise de medidas ósseas crânio-faciais uma tarefa mais fácil e rápida, podendo ser aplicada à Ortodontia.

REFERÊNCIAS¹

Akimoto M, Tamai J, Hyakusoku H, Fumiiri M. Three-dimensional CT system using a personal computer. *Aesthetic Plast Surg* 1991;15:181-5.

Altobelli DE, Kikins R, Mulliken JB, Cline H, Lorensen W, Jolesz F. Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery. *Plast Reconst Surg* 1993;92:576-85.

Cavalcanti MGP. Tomografia computadorizada: reconstrução em 2D e em 3D. In: Freitas A, Rosa EJ, Souza IF. *Radiologia odontológica*. 5ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2000. cap. 37, p.681-726.

Cavalcanti MGP, Antunes JLF. 3D-CT imaging processing for qualitative and quantitative analysis of maxillofacial cysts and tumors. *Braz Oral Res* 2002;16:189-94.

Cavalcanti MGP, Vannier M.W. Measurement of the volume of oral tumors by three-dimensional spiral computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2000;29:35-40.

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

Cavalcanti MGP, Haller JW, Vannier MW. Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:690-4.

Cavalcanti MGP, Rocha SS, Vannier MW. Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering. Implications for clinical applications. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:1-9.

Cavalcanti MGP, Ruprecht A, Vannier MW. 3D volume rendering using multislice computed tomography for dental implants. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31:218-23.

¹ De acordo com Estilo Vancouver .Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE

Cavalcanti MGP, Yang J, Ruprecht A, Vannier MW. Validation of spiral computed tomography for dental implants. *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27:329-33.

Christiansen EL, Thompson JR, Kopp S. Intra- and inter-observer variability and accuracy in the determination of linear and angular measurements in computed tomography. *Acta Odontol Scand* 1986;44:221-9.

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

Covino SW, Mitnick RJ, Shprintzen RJ, Cisneros GJ. The accuracy of measurements of three-dimensional computed tomography reconstructions. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54:982-90.

Farkas LG. Anthropometry of the head and face. 2^a ed. New York: Raven Press; 1994.

George RM. Anatomical and artistic guidelines for forensic facial reconstruction. In: Iscan MY, Helmer RP. *Forensic analysis of the skull*. New York: Wiley-Liss; 1993. p. 215-27.

Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP. Current products and practices applications of 3D imaging in orthodontics: part I. *J Orthod* 2004;31:62-70.

Hemmy DC, Tessier PL. CT of dry skulls with craniofacial deformities: accuracy of three-dimensional reconstruction. *Radiology* 1985;157:113-6.

Hildebolt CF, Vannier MW. Three-dimensional measurement accuracy of skull surface landmarks. *Am J Phys Anthropol* 1988;76:497-503.

Hildebolt CF, Vannier MW, Knapp RH. Validation study of skull three-dimensional computerized tomography measurements. *Am J Phys Anthropol* 1990;82:283-94.

Hooper KD, Tunç Lyriboz A, Wise SW, Neuman JD, Mauger DT, Kasales CJ. Mucosal detail at CT virtual reality: surface versus volume rendering. *Radiology* 2000;214:517-22.

Interlandi S. Ortodontia: bases para iniciação 5^a ed. São Paulo: Artes Médicas; 2002.

Jamison PL, Ward RE. Brief communication: measurement size, precision, and reliability in craniofacial anthropometry: bigger is better. *Am J Phys Anthropol* 1993;90:495-500.

Jung H, Kim HJ, Kim DO, Hong S, Jeong HK, Kim KD. Quantitative analysis of three-dimensional rendered imaging of the human skull acquired from multi-detector row computed tomography. *J Dig Imag* 2002;15:232-9.

Kawamata A, Arij Y, Langlais RP. Three-dimensional imaging for orthognatic surgery and orthodontic treatment. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2001;13(4):713-25

Kim DO, Kim HJ, Jung H, Jeong HK, Hong SI, Kim KD. Quantitative evaluation of acquisition parameters in three-dimensional imaging with multidetector computed tomography using human skull phantom. *J Digit Imag* 2002;15 suppl 1:254-7.

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

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

Kusnoto B, Evans CA, BeGole EA, Rijk W. Assessment of 3-dimensional computer-generated cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:390-9.

Mc Cance AM, Moss JP, Fright Wr, James Dr, Linney AD. A three dimensional analysis of soft and hard tissue changes following bimaxillary orthognathic surgery in skeletal III patients. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1992;30:305-12.

Matteson SR, Bechtold W, Phillips C, Staab EV. A method for three-dimensional image reformation for quantitative cephalometric analysis. *J Oral Maxillofac Surg* 1989;47:1053-61.

Maul T, Hirschfelder U. Dental CT for orthodontic treatment planning. Erlangen: Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics/University of Erlangen-Nuremberg; s.d.

Nagashima M, Inoue K, Sasaki T, Miyasaka K, Matsumura G, Kodama G. Three-dimensional imaging and osteometry of adult human skulls using helical computed tomography. *Surg Radiol Anat* 1998;20:291-7.

Offutt CJ, Vannier MW, Gilula LA, Marsh JL, Sutherland CJ. Volumetric 3D imaging of computerized tomography scans. *Radiol Technol* 1990;61:212-9.

Ono I, Ohura T, Narumi E, Kawashima K, Matsuno I, Nakamura S, et al. Three-dimensional analysis of craniofacial bones using three-dimensional computer tomography. *J Craniomaxillofacial Surg* 1992;20:49-60.

Parisi M, Mehdizadeh HM, Hunter JC, Finch IJ. Evaluation of craniosynostosis with three-dimensional CT imaging. *J Comput Assist Tomogr* 1989;13:1006-12.

Rey L. Dicionário de termos técnicos de medicina e saúde. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan;1999.

Richtsmeier JT, Paik CH, Elfert PC, Cole III TM, Dahlman HR. Precision, repeatability, and validation of the localization of cranial landmarks using computed tomography scans. *Cleft Palate-Craniofac J* 1995;32:217-28.

Rocha SS, Ramos DLP, Cavalcanti MGP. Applicability of 3D-CT facial reconstruction for forensic individual identification. *Braz Oral Research* 2003;17:24-8.

Santos DT, Romão M, Cavalcanti MGP. Avaliação da dismorforlogia orbitária de pacientes com assimetria facial por meio da 3D-TC. *Rev Imagem* 2002;24:229-234.

Santos DT, Costa e Silva APA, Vannier MW, Cavalcanti MGP. Validity of multislice computed tomography for diagnosis of maxillofacial fractures using an independent workstation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endodont* 2004;98:210-6.

Schleidt DT. Validation of three-dimensional craniofacial imaging of computed tomography [PhD Thesis]. Copenhagen: School of Dentistry University of Copenhagen; 2002.

Seeram E. Computed tomography: physical principles, clinical applications and quality control. 2^a ed. Philadelphia: Saunders; 2001.

Shalmali P. 3D diagnosis and planning bring orthodontists closer to “anatomic truth”. 2005. Disponível em: URL: <http://www.AuntMinnie.com> [2005 June 2].

Szklo M, Nieto FJ. Epidemiology: beyond the basics. Aspen: Maryland; 2000.

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

Vannier MW, Conroy GC, Marsh JL, Knapp RH. Three-dimensional cranial surface reconstructions using high-resolution computed tomography. Am J Phys Anthropol 1985;67:299-311.

Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE. Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: part I. Accuracy and reproducibility. Cleft Palate Craniofac J 1992a;29:112-7.

Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE. Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: part II. Normal values and growth trends. Cleft Palate Craniofac J 1992b;29:118-28.

Ward RE, Jamison PL. Measurement precision and reliability in craniofacial anthropometry: implications and suggestions for clinical applications. J Craniofac Genet Dev Biol 1991;11:56-64.

Ximenes O. Cefalometria radiográfica em norma lateral no diagnóstico ortodôntico-cirúrgico (Monografia de Especialização). São Paulo: Faculdade de odontologia da USP; 2000.

Yang J, Cavalcanti MGP, Ruprecht A, Vannier MW. 2-D and 3-D reconstructions of spiral computed tomography in localization of the inferior alveolar canal for dental implants. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1999;87:369-74.

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](#)