

**MAURICIO ADRIANO DE OLIVÉRIO ACCORSI**

**COMPARAÇÃO DE GRANDEZAS CEFALOMÉTRICAS OBTIDAS  
POR MEIO DE TELERRADIOGRAFIAS E TOMOGRAFIAS  
COMPUTADORIZADAS *MULTISLICE* EM  
CRÂNIOS SECOS HUMANOS**

São Paulo

2007

**Mauricio Adriano de Olivério Accorsi**

**Comparação de grandezas cefalométricas obtidas por meio  
de telerradiografias e tomografias computadorizadas  
*multislice* em crânios secos humanos**

Dissertação apresentada à Comissão de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. José Rino Neto

São Paulo

2007

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Accorsi MAO. Comparação de grandezas cefalométricas obtidas por meio de telerradiografias e tomografias computadorizadas *multislice* em crânios secos humanos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

São Paulo, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

### Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_  
Titulação: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

2) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_  
Titulação: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

3) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_  
Titulação: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

## DEDICATÓRIA

*"Este trabalho é dedicado a todos os que o tornaram possível, especialmente aos meus pais, Flávio e Maria Helena, que me ensinaram o valor de um sonho".*



## DEDICATÓRIA

*"À Paula, que soube ser companheira,  
compreensiva e amiga nos momentos  
difíceis".*

## AGRADECIMENTOS

Ao Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, representado pelo **Prof. Dr. Julio Wilson Vigorito**, pelo grande exemplo e oportunidade concedida.

Ao Labi-3D e todos os seus integrantes, representado pelo **Prof. Dr. Marcelo Gusmão Paraíso Cavalcanti**, por criar condições de excelência para que este trabalho pudesse se tornar realidade, e, pelo incentivo, entusiasmo e amor à ciência, demonstrados ao longo desta jornada.

Ao **Prof. Dr. Eros Petrelli**, grande incentivador e amigo.

Ao professor e grande amigo **Ricardo Moresca**, o reconhecimento do valor de um incentivo.

À amiga **Dra. Patrícia de Medeiros Loureiro Lopes**, a quem devo minha eterna gratidão pela inestimável colaboração.

Aos amigos e funcionários do departamento de Ortodontia e Odontopediatria, **Viviane Passiano, Edina Lúcia Brito de Souza, Marinalva Januária de Jesus, Antônio Edílson Lopes Rodrigues e Ronaldo Carvalho**, pela presteza, profissionalismo e, especialmente pelo carinho, meu muito obrigado.

Ao **Marcelo, Heloísa, Jairo, Maria Emília, Camila, Gabriela e Fernando**.

*"Nada acontece a menos que sonhemos antes".*  
Carl Sandburg

## AGRADECIMENTOS AOS COLEGAS

Ao colega e amigo **Alael Barreiro Fernandes de Paiva Lino**, homem de bom caráter, que com sua amizade sincera, foi um suporte valioso nas horas difíceis e um grande companheiro nos momentos alegres.

À colega e amiga **Ana Cristina Soares Santos**, doce pessoa, minha gratidão por sua amizade e pela valiosa troca de idéias.

Ao colega e amigo **Fábio Vigorito**, companheiro de jornada, meu muito obrigado por sua amizade e por todos os momentos em que estivemos crescendo juntos.

Ao colega e amigo **Luis Fernando Corrêa Alonso**, pessoa estimada, minha gratidão eterna, por sua amizade e companheirismo nas horas boas, e nas muitas noites em claro em que estivemos estudando e trabalhando juntos.

À colega e amiga **Soo Young Kim Weffort**, de quem me orgulho de estar ao lado, pessoa de boa índole e exemplo de dedicação e trabalho.

Aos colegas da Universidade de São Paulo, **Aline Moraes, Annelise Ribeiro, André Abrão, Cristiane Claro, Eliane Cecílio, José Hermernegildo dos Santos Junior, Gilberto Queiroz, Leile Bassukos, Lílian Kanashiro, Michelle Sendyk, Miguel Attizzani, Ricardo Horliana, Klaus Batista, Sílvia Braga Reis e Vilmar Ferrazzo**, pela construtiva troca de idéias e convivência fraterna.

*"O caráter de um homem é formado pelas pessoas que escolheu para conviver".*

Sigmund Freud

## **AGRADECIMENTOS AOS MESTRES**

Ao **Professor Dr. José Rino Neto**, meu orientador, pela amizade construída ao longo desta jornada e pelo exemplo de vivacidade e incessante busca pelo conhecimento. Serei sempre grato pelo brilhante direcionamento dado a este trabalho e pelas valiosas contribuições, que certamente me tornaram um profissional mais bem preparado e uma pessoa mais experiente.

Aos **Professores, Dr. Jorge Abrão, Dr. João Batista de Paiva, Dra. Solange Mongelli de Fantini, Dra. Gladys Cristina Domingues-Rodrigues e Dr. André Tortamano**, meu eterno reconhecimento e gratidão pela boa acolhida e pelos valiosos ensinamentos. Sempre me lembrarei do saudável e profícuo ambiente de trabalho da Universidade de São Paulo.

*"Há homens que lutam por um dia e são bons.  
Há outros que lutam por um ano e são melhores.  
Há outros, ainda, que lutam por muitos anos e são muito bons.  
Há, porém, os que lutam por toda a vida: estes são os imprescindíveis".*

Bertold Brecht

## AGRADECIMENTOS

Ao departamento de Morfologia da Escola Paulista de Medicina, representado pelo **Prof. Dr. Ricardo Smith**, pela gentileza e cooperação na utilização da amostra empregada neste trabalho.

Ao **Dr. Luis Cláudio Lucarelli**, Instituto do Coração de São Paulo, pela utilização do centro de diagnóstico por imagens.

Ao amigo, **Dr. Augusto Andrighetto**, pelo incentivo e boa convivência.

Ao amigo **Dr. Hiroshi Miasiro Jr**, pela amizade e colaboração prestimosa na obtenção das telerradiografias.

À **Dra. Carla Moreira** pela amizade e valiosa colaboração como segunda examinadora

Ao **Dr. Marcelo Sales**, pela amizade e colaboração como terceiro examinador.

Às bibliotecárias, **Glauci Fidelis**, **Maria Aparecida Pinto** e toda a equipe do SDO, pelo cuidado e atenção nas correções e formatação deste trabalho.

Ao **Sr. Rogério Ruscitto do Prado**, pela eficiência na análise estatística empregada nesta pesquisa, à **Professora Célia Crestani**, pelo cuidado e profissionalismo na revisão gramatical, e, à **Designer Mônica Mendes** pela supervisão gráfica de impressão.

À amiga e estagiária **Dra. Juliana Karine Falciano**, pelo auxílio e gentileza.

Aos estagiários do departamento de Ortodontia e Odontopediatria, **Camila Reis**, **Kamila Godoy**, **Beatriz Lombardi**, **Maria Fernanda Bozzini**, **Marina Gouveia** e **Luciana Barrela**, pela colaboração e amizade.

*"É muito melhor arriscar coisas grandiosas, alcançar triunfos e glórias, mesmo expondo-se a derrota, do que formar fila com os pobres de espírito que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem nessa penumbra cinzenta que não conhece vitória nem derrota".*

Theodore Roosevelt

Accorsi MAO. Comparação de grandezas cefalométricas obtidas por meio de telerradiografias e tomografias computadorizadas *multislice* em crânios secos humanos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

## RESUMO

Proposição: O objetivo deste trabalho foi comparar medidas cefalométricas lineares obtidas por meio de telerradiografias em normas lateral e frontal, com medidas obtidas com tomografia computadorizada *multislice* em terceira dimensão (3D-TC), verificar a acurácia na comparação com o padrão ouro (medidas físicas) e checar a precisão intra-examinador e interexaminadores na localização de 10 pontos cefalométricos. Material e métodos: A amostra estudada consistiu de crânios humanos secos ( $n=10$ ). As telerradiografias foram obtidas no Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da Faculdade de Odontologia da USP, por meio de um aparelho Yoshida Dental, modelo Panoura, e as imagens de 3D-TC foram adquiridas por meio de um tomógrafo computadorizado *multislice* de 16 canais, (Aquilion<sup>®</sup> – Toshiba) pertencente ao Instituto do Coração de São Paulo, utilizando um protocolo com espessura de corte de 0,5 mm e intervalo de reconstrução de 0,3 mm. Os dados originais foram transferidos para uma estação de trabalho independente com o programa de visualização volumétrica Vitrea<sup>®</sup>, onde as medidas foram realizadas em terceira dimensão e com o auxílio das reconstruções multiplanares, para permitir a comparação com as medidas realizadas a partir das telerradiografias em normas lateral e frontal, com o auxílio do software Dolphin<sup>®</sup>. Resultados e Conclusões: As medidas obtidas por meio da 3D-TC apresentaram erros intra-examinador e interexaminadores insignificantes em termos absolutos (mm) e percentuais e,

correlações intraclasse elevadas com intervalos de confiança estreitos, para todas as medidas. Com relação à acurácia, a 3D-TC apresentou valores elevados para as correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%) estreitos nas comparações com o padrão ouro, para todas as medidas. A técnica que emprega a cefalometria radiográfica convencional apresentou imprecisão para a medida da grandeza Zm(d)-Zm(e) e inacurácia com relação ao padrão-ouro para todas as medidas, com exceção da medida da grandeza Co-Gn, que se mostrou precisa e acurada. A tomografia computadorizada *multislice* se mostrou mais precisa e acurada do que as telerradiografias em normas lateral e frontal, de forma estatisticamente significativa, para a obtenção de medidas em crânios secos humanos.

Palavras Chave: Ortodontia, Cefalometria, Tomografia Computadorizada Tridimensional.



Accorsi MAO. Cephalometric measurements comparison from data obtained by multislice computed tomography and conventional cephalograms in dry human skulls [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

## ABSTRACT

Proposition: The purpose of this study was to compare linear cephalometric measurements obtained by means of lateral and frontal conventional cephalograms, within measurements obtained by means of a multislice computed tomography in third dimension (3D-CT), verify its accuracy in comparison with the gold-standard (direct physical measurements) and verify the precision intra-examiner and inter-examiner for locating 10 cephalometric landmarks. Material and Methods: The sample under investigation was constituted by dry human skulls ( $n=10$ ). The conventional cephalograms, were taken in the department of orthodontics and pediatric dentistry in the School of Dentistry – São Paulo University, utilizing a Panoura<sup>®</sup> X-ray equipment (Yoshida Dental) and the 3D-CT images were obtained utilizing a 16 channel MSCT scanner (Aquilion<sup>®</sup> - Toshiba) located in the “Instituto do Coração de São Paulo” (School of Medicine/University of São Paulo). The acquisition parameter was 0,5 mm slice thickness by 0,3 mm slice rendering. The raw data was transferred to an independent workstation containing the Vitrea<sup>®</sup> software, where the measurements were made in 3D and aided by multiplanar reformations for posterior comparison with those measurements made over the lateral and frontal conventional cephalograms, using the software Dolphin<sup>®</sup>. Results and Conclusions: The means obtained from 3D-CT were consistently precise and accurate. They shown higher ICC values and short intervals of confidence (95%) in comparison with the gold-

standard, in addition, the intra-examiner and inter-examiner error, were low in absolute (mm) and percent terms. Regarding the conventional cephalograms, the measurement Zm(d)-Zm(e) shown lack of preciseness for intra-examiner and inter-examiner. Were also noticed an inaccuracy for all measurements, in comparison with the gold standard, excepting for the Co-Gn measurement, that presented preciseness and accuracy for both examiners. The multislice computed tomography is a reliable method and was statistically significant, more precise and accurate for cranial measurements than the conventional cephalograms.

Keywords: Orthodontics, Cephalometry, Three-dimensional Computed Tomography.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 4.1 - Recipiente confeccionado para acomodação e transporte dos crânios..... 93
- Figura 4.2 - Tomógrafo Aquilion<sup>®</sup> 16 (Toshiba Medical, Tokyo, Japan)..... 94
- Figura 4.3 - Tela do software Vitrea<sup>®</sup> (Vital Images Inc. Plymouth, MN, USA)..... 95
- Figura 4.4 - Aparelho de raios-X Panoura 10 CSU Yoshida Dental (YOSHIDA DENTAL MFG. CO, LTD, Sumida-ku, Tokyo, Japan)..... 96
- Figura 4.5 - Software Dolphin<sup>®</sup> (Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, CA , USA) ..... 98
- Figura 4.6 - Crânio estabilizado e envolvido pelo recipiente de PVC<sup>®</sup> posicionado na mesa de tomografia computadorizada multislice, para a aquisição do exame ..... 100
- Figura 4.7 - Crânio estabilizado no cefalostato com o plano de Frankfurt paralelo ao solo e o plano sagital mediano paralelo ao filme..... 101
- Figura 4.8 - Imagens das telerradiografias com a respectiva régua de calibração, após o tratamento por meio do software Adobe<sup>®</sup> Photoshop..... 103
- Figura 4.9 - Sinopse da metodologia adaptada de Kohn e Cheverud (1992) utilizado para testar este sistema de dados ..... 104
- Figura 4.10 - Grandeza Zm-Zm (distância entre os pontos Zm bilaterais) ..... 106
- Figura 4.11 - Grandeza AG-GA (distância entre os pontos AG e GA) ..... 107
- Figura 4.12 - Grandeza AZ-ZA (distância entre os pontos AZ e ZA)..... 108

Figura 4.13 - Grandeza Co-A (distância entre os pontos Co e Pt A).....	110
Figura 4.14 - Grandeza Co-Gn (distância entre os pontos Co e Gn) .....	111
Figura 4.15 - Grandeza ENA-Me (distância entre os pontos ENA e Me) .....	112
Figura 4.16 - Semelhante à metodologia utilizada para a obtenção das medidas nas telerradiografias, as grandezas na 3D-TC foram mensuradas duas vezes, por dois examinadores experientes de forma independente e com intervalo de tempo de 14 dias entre elas.....	113
Figura 4.17 - Pontos cefalométricos utilizados no aspecto frontal: Zm e Zm, AG e GA e AZ e ZA; e aspecto lateral: Co, ENA Ponto A e Gn e Me .....	114
Figura 4.18 - Grandeza Zm-Zm (distância entre os pontos Zm bilaterais). Notar a distância medida pelo software Vitrea <sup>®</sup> em 99,5 mm .....	115
Figura 4.19 - Grandeza AG-GA (distância entre os pontos AG e GA). Notar a distância medida pelo software Vitrea <sup>®</sup> em 80,6 no aspecto ínfero-superior da imagem em 3D-TC .....	116
Figura 4.20 - Grandeza AZ-ZA (distância entre os pontos AZ e ZA). Notar a distância medida pelo software Vitrea <sup>®</sup> em 148,8 mm .....	117
Figura 4.21 - Grandeza Co-A (distância entre os pontos Co e A). Notar a distância medida em 103,8 mm, pelo software Vitrea <sup>®</sup> no aspecto esquerdo da imagem .....	118
Figura 4.22 - Grandeza Co-Gn (distância entre os pontos Co e Gn). Notar a distância medida em 120,4 mm, pelo software Vitrea <sup>®</sup> no aspecto esquerdo da imagem .....	119
Figura 4.23 - Grandeza ENA-Me (distância entre os pontos EMA e Me). Notar a distância medida em 63,0 mm, pelo software Vitrea <sup>®</sup> .....	120
Figura 4.24 - Paquímetro digital Mitutoyo <sup>®</sup> (série 167) utilizado nesta pesquisa. (Mitutoyo Sul Americana, Suzano, Brasil).....	121

Figura 4.25 - Obtenção das medidas físicas Zm-Zm e AZ-ZA ..... 122

Figura 4.26 - Ilustração esquemática dos conceitos de precisão e acurácia.  
(Epidemiologia e Bioestatística na Pesquisa Odontológica, Atheneu, 2006)..... 127

## LISTA DE TABELAS E QUADROS

- Tabela 5.1 - Erro absoluto (em mm) intra-examinador 01 para cada tipo de medida cefalométrica nas telerradiografias, e resultado das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%)..... 132
- Tabela 5.2 - Erro absoluto (em mm) intra-examinador 02 para cada tipo de medida cefalométrica nas telerradiografias, e resultado das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%)..... 133
- Tabela 5.3 - Erro absoluto (em mm) interexaminador para cada tipo de medida cefalométrica nas telerradiografias, e resultado das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%)..... 133
- Tabela 5.4 - Erro percentual (em %) intra-examinador e interexaminador para cada tipo de medida cefalométrica obtida nas telerradiografias..... 134
- Tabela 5.5 - Erro absoluto (em mm) intra-examinador 01 para cada tipo de medida cefalométrica obtida por meio da 3D-TC e resultado das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%)..... 136
- Tabela 5.6 - Erro absoluto (em mm) intra-examinador 02 para cada tipo de medida cefalométrica obtida por meio da 3D-TC e resultado das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%)..... 136
- Tabela 5.7 - Erro absoluto (em mm) interexaminador para cada tipo de medida cefalométrica obtida por meio da 3D-TC e resultado das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%)..... 137
- Tabela 5.8 - Erro percentual (em %) intra-examinador e interexaminador para cada tipo de medida cefalométrica obtida por meio da 3D-TC..... 137
- Tabela 5.9 - Diferenças em valores absolutos e percentuais e os resultados das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%) para o examinador 01 na comparação entre o método radiográfico convencional (telerradiografias) e as medidas físicas ..... 140

Tabela 5.10 - Diferenças em valores absolutos e percentuais e os resultados das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%) para o examinador 02 na comparação entre o método radiográfico convencional (telerradiografias) e as medidas físicas .....	140
Tabela 5.11 - Resultados das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%) para o examinador 01 na comparação entre o método radiográfico convencional (telerradiografias) e o método da 3D-TC (tomografia computadorizada).....	141
Tabela 5.12 - Resultados das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%) para o examinador 02 na comparação entre o método radiográfico convencional (telerradiografias) e o método da 3D-TC (tomografia computadorizada).....	141
Tabela 5.13 - Diferenças em valores absolutos e percentuais e os resultados das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%) para o examinador 01 na comparação entre o método 3D-TC (tomografia computadorizada) e as medidas físicas.....	142
Tabela 5.14 - Diferenças em valores absolutos e percentuais e os resultados das correlações intraclasses e intervalos de confiança (95%) para o examinador 02 na comparação entre o método 3D-TC (tomografia computadorizada) e as medidas físicas.....	143
Tabela 5.15 - Testes <i>t</i> de Student pareados para significância estatística ( $p < 0,05$ ), entre as diferenças para ambos os métodos em comparação com as medidas físicas .....	160
Quadro 2.1 - Dose de radiação efetiva para os vários sistemas de aquisição de imagens do complexo craniofacial em milisieverts (dados reportados por Suetens em <i>Fundamental of Medical Imaging</i> - <a href="http://www.cambridge.org/catalogue/catalogue.asp?isbn">http://www.cambridge.org/catalogue/catalogue.asp?isbn</a> ) .....	89
Quadro 5.1 - Precisão e acurácia de medida .....	126

## LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 5.1 - Precisão: eixo vertical apresentando os valores das correlações intraclasse para as medidas obtidas na 3D-TC, para a obtenção do erro intra- e interexaminadores..... 138
- Gráfico 5.2 - Precisão: eixo vertical apresentando os valores das correlações intraclasse para as medidas obtidas nas telerradiografias, para a obtenção do erro intra- e interexaminadores ..... 138
- Gráfico 5.3 - Acurácia: eixo vertical apresentando os valores das correlações intraclasse para as medidas obtidas na 3D-TC, quando comparadas com as medidas físicas, para ambos examinadores ..... 144
- Gráfico 5.4 - Acurácia: eixo vertical apresentando os valores das correlações intraclasse para as medidas obtidas nas telerradiografias, quando comparadas com as medidas físicas, para ambos examinadores ... 144
- Gráfico 5.5 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Co-A entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01 ..... 145
- Gráfico 5.6 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Co-A entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02..... 146
- Gráfico 5.7 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Co-Gn entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01 ..... 146
- Gráfico 5.8 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Co-Gn entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02..... 147
- Gráfico 5.9 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida ENA-Me entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01 ..... 147



Gráfico 5.10 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida ENA-Me entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	148
Gráfico 5.11 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida AG-GA entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	148
Gráfico 5.12 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida AG-GA entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	149
Gráfico 5.13 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Zm-Zm entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	149
Gráfico 5.14 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Zm-Zm entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	150
Gráfico 5.15 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida AZ-ZA entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	150
Gráfico 5.16 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida AZ-ZA entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	151
Gráfico 5.17 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-A(d) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	152
Gráfico 5.18 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-A(d) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	152
Gráfico 5.19 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-A(e) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	153

Gráfico 5.20 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-A(e) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	153
Gráfico 5.21 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-Gn(d) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	154
Gráfico 5.22 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-Gn(d) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	154
Gráfico 5.23 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-Gn(e) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	155
Gráfico 5.24 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-Gn(e) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	155
Gráfico 5.25 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de ENA-Me entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	156
Gráfico 5.26 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de ENA-Me entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	156
Gráfico 5.27 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Zm-Zm entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	157
Gráfico 5.28 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Zm-Zm entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	157
Gráfico 5.29 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de AG-GA entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	158

Gráfico 5.30 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de AG-GA entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	158
Gráfico 5.31 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de AZ-ZA entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 01.....	159
Gráfico 5.32 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de AZ-ZA entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão-ouro (MF) para o examinador 02.....	159
Gráfico 5.33 - Correlações intraclases para cada medida realizada pelo examinador 01 e, respectivos intervalos de confiança .....	161
Gráfico 5.34 - Correlações intraclases para cada medida realizada pelo examinador 02 e, respectivos intervalos de confiança .....	161

## LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

2D	bidimensional
3D	tridimensional
3D-TC	tomografia computadorizada tridimensional
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i>
ATM	articulação temporomandibular
bits	<i>binary digit</i>
CAD	<i>computed aided design</i>
CCI	coeficiente de correlação intraclasse
CL	cefalometria lateral
cm	centímetro
CT	<i>computed tomography</i>
dpi	<i>dots per inch</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
EPM	Escola Paulista de Medicina
FMUSP	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
FOV	<i>Field of View</i>
HV	horizontal verdadeira
ICC	<i>Intraclass Correlation Coefficient</i>
INCOR	Instituto do Coração
Kv	quilovoltagem
kVp	quilovoltagem pico
Labi 3D	laboratório de Imagens 3D - FOUSP
LRV	linha de referência vertical

mA	miliamperagem
mm	milímetro
mAs	miliampere/segundo
MPR	<i>multiplanar reconstructions</i>
ms	milissegundos
MSCT	<i>multislice computed tomography</i>
mSv	<i>millisievert</i>
PA	pósterio-anterior
pixels	<i>picture elements</i>
PVC	<i>poly vinyl chloride</i>
RSNA	<i>Radiological Society of North America</i>
SMV	submentovertex
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
Sv	<i>sievert</i>
TC	tomografia Computadorizada
TCFC	tomografia computadorizada por feixe cônico
TMA	<i>titanium molybdenum alloy</i>
UCSF	<i>University of California San Francisco</i>
voxels	<i>volume elements</i>

# SUMÁRIO

	p.
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	27
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	31
2.1 Cefalometria Radiográfica.....	31
2.2 Tomografia Computadorizada – Princípios Técnicos.....	45
2.3 Tomografia Computadorizada em Odontologia.....	49
2.4 Cefalometria Tridimensional.....	59
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	91
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	93
4.1 Seleção da Amostra.....	93
4.2 Materiais.....	94
4.3 Métodos.....	99
4.4 Obtenção das medidas diretas nos crânios secos humanos.....	121
4.5 Método Estatístico.....	123
<b>5 RESULTADOS</b> .....	131
5.1 Análise das medidas nas telerradiografias em normas lateral e frontal..	131
5.2 Análise das medidas em 3D-TC.....	135
5.3 Comparação entre os métodos estudados e o padrão ouro.....	139
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	163
6.1 Metodologia Científica.....	166
6.2 Precisão.....	171
6.3 Acurácia.....	173
6.4 Considerações Finais.....	177
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	181
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	183
<b>APÊNDICES</b> .....	193
<b>ANEXOS</b> .....	202

*"Determine um curso para onde deseja ir e tenha um plano ou mapa, a fim de poder tomar decisões de qualidade pelo caminho".*

Anthony Robbins

## ***INTRODUÇÃO***

---

# 1 INTRODUÇÃO

A cefalometria radiográfica tem sido uma das mais importantes ferramentas de diagnóstico em Ortodontia desde a sua introdução no início dos anos 30, por Broadbent (1931) nos Estados Unidos e Hofrath (1931) na Alemanha. Gerações de ortodontistas vêm confiando na interpretação destas imagens para o diagnóstico e planejamento do tratamento ortodôntico, assim como, para o acompanhamento em longo prazo das modificações obtidas em seus pacientes. Para isso muitas análises cefalométricas foram desenvolvidas e estão disponíveis para o clínico. Entretanto, essa técnica apresenta uma expressiva desvantagem, que é a representação bidimensional de uma estrutura tridimensional.

Os ortodontistas estão familiarizados com o processo de diagnóstico convencional, bidimensional, em que há uma segmentação da região maxilofacial nas várias modalidades de exames disponíveis, como as radiografias panorâmicas e telerradiografias laterais e frontais, modelos de gesso e fotografias. Porém, as telerradiografias convencionais são derivadas de uma técnica conhecida como projeção em perspectiva, e o resultado geométrico é uma magnificação inerente da imagem dependendo da distância da estrutura ao filme, que impede em alguns casos, a detecção de deformidades faciais, especialmente do terço médio da face.

Dessa forma, em função dessa limitação inerente à cefalometria radiográfica, o uso deste método, como fonte de informações clínicas na base do planejamento no tratamento ortodôntico, tem sido questionado. Contudo, apesar das limitações, a cefalometria radiográfica persiste como uma ferramenta clínica vital na inspeção e



determinação da morfologia craniofacial e do crescimento, no diagnóstico das anomalias e, no planejamento e avaliação dos resultados (QUINTERO et al., 1999).

Os princípios ideais de uma imagem devem incluir a determinação da anatomia o mais próximo do real com relação à precisão, localização espacial, tamanho, forma e relacionamento com as estruturas adjacentes. Idealmente, múltiplas imagens poderiam ser fusionadas em uma base de dados tridimensionais (3D) comum na confecção de um modelo acurado, interativo e multidimensional representando as estruturas craniofaciais e tecidos do paciente.

A tomografia computadorizada (TC), originalmente conhecida como tomografia computadorizada axial é uma técnica de aquisição volumétrica, por meio de um método radiológico, que permite a reprodução de uma secção do corpo humano com finalidade diagnóstica. A palavra “tomografia” é derivada do grego “tomos” (fatia) e do “graphia” (descrição). A TC produz um volume de dados que podem ser manipulados por meio de um processo conhecido como *windowing*<sup>1</sup>, com a finalidade de demonstrar as várias estruturas internas em função da sua “capacidade” de atenuar o feixe de raios X. Embora historicamente as imagens geradas estejam no plano axial ou coronal, os tomógrafos modernos permitem que esse volume de dados possa ser reformatado em vários planos, ou mesmo, por meio de reconstruções volumétricas tridimensionais das estruturas.

Dessa forma, pesquisas sobre a precisão, acurácia e aplicabilidade clínica dessas novas técnicas, são necessárias, para que em futuro breve, as inovações na avaliação do complexo craniofacial possam agregar valor ao diagnóstico e

---

<sup>1</sup> *Windowing*: Processo que utiliza as unidades da escala de Hounsfield, para construir uma imagem. As várias amplitudes de radiodensidade são mapeadas em uma escala de tons de cinza, que são distribuídos em uma amplitude de valores dentro da escala, para a visualização das estruturas em função da atenuação do feixe de raios X.

planejamento do tratamento em Ortodontia e Ortopedia Facial, assim como para a Cirurgia Ortognática.

*"Aqueles que estão apaixonados pela prática sem a ciência, são iguais ao piloto que navega sem leme ou bússola e nunca tem certeza para onde vai. A prática deve estar sempre baseada em um perfeito conhecimento da teoria".*

Leonardo da Vinci

---

**REVISÃO DA LITERATURA**

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Cefalometria Radiográfica

A cefalometria radiográfica tornou-se viável após a padronização da obtenção das radiografias cefalométricas por Broadbent no ano de 1931 (BROADBENT, 1931). O método envolvia a integração de dados observados a partir de duas radiografias obtidas quase simultaneamente, a partir de um par de tubos de raios X, orientados de forma que o ângulo de intersecção entre os raios centrais fosse de  $90^\circ$ , o ponto de intersecção estivesse a 152,40 centímetros do ponto de foco de cada emissor, e os dois “chassis” orientados perpendicularmente entre si e cada um perpendicular aos raios centrais das respectivas fontes emissoras.

Thurow (1949) traduziu livremente o termo cefalometria como “medições da cabeça”; E, segundo o próprio autor: “é isso exatamente o que ela é”. Nós podemos visualizar as mesmas estruturas nos filmes tomados pelas técnicas convencionais, mas somente nos filmes cefalométricos pode-se realizar medidas e compará-las com as medidas de outros pacientes, ou com o mesmo paciente após o tratamento ortodôntico, ou durante a fase de crescimento.

Ricketts (1961) analisando a cefalometria comentou que simplesmente chamar uma dimensão de “grande” ou “pequena” ou “boa” ou “ruim”, não possui o mesmo significado para todos. Para uma descrição mais precisa, torna-se mais útil expressarmos as dimensões em termos de ângulos ou medidas lineares. Esse autor cita ou quatro “C’s” como objetivos da análise cefalométrica: 1) *Characterizar* ou

descrever as condições existentes; 2) *Comparar* um indivíduo com outro, ou com ele mesmo em um tempo futuro; 3) *Classificar* certas descrições em várias categorias e 4) *Comunicar* todos esses aspectos com os colegas clínicos, pesquisadores ou aos pais e pacientes.

É evidente que qualquer erro incorrido na demarcação de um ponto cefalométrico irá introduzir erros em quaisquer medidas realizadas a partir daquele ponto. Bjork e Solow (1962) realizaram um estudo, utilizando o coeficiente de correlação de Pearson, para avaliação do procedimento de mensuração utilizado em telerradiografias laterais e frontais. Com essa finalidade foram empregadas 101 radiografias, nas quais foram mensurados 11 ângulos em duas etapas. Na primeira etapa não foram delimitados os pontos cefalométricos, enquanto na segunda esses foram demarcados. Os autores concluíram que o processo de marcação dos pontos para a realização das mensurações introduziu erros sistemáticos significativos. Portanto, mensurações a serem utilizadas em análises de correlação devem ser realizadas, de acordo com os autores, diretamente na radiografia, sem a demarcação de pontos e linhas, ou de forma indireta pela adição ou subtração de outros ângulos.

Com relação à utilização dos filmes frontais, ou em norma pósterio-anterior (PA), Mulick (1965), cita um autor chamado Davis, como o primeiro a utilizar o filme frontal em 1918, para o estudo da assimetria dos seios paranasais. Mulick cita ainda outros autores que pesquisaram assimetrias, utilizando a radiografia em norma frontal, como Doering, Woods e Warren, Harvold e Ricketts, e ressalta a importância do posicionamento do paciente como fator determinante na obtenção de imagens consistentes. Sua sistematização inclui planos de referência horizontais e verticais, com indicações clínicas na detecção de alterações da linha mediana, no plano

oclusal, assimetria facial, desvios funcionais da mandíbula, tipificação morfológica e deformidades congênitas como palato fendido, disostose craniofacial e hemi-hipertrofias entre outras.

Baumrind e Frantz (1971), utilizando um sistema localizador de coordenadas, automático, e um *software* de computador, propôs quantificar os erros na identificação de pontos cefalométricos e conseqüentemente sua influência na mensuração de medidas lineares e angulares. A amostra consistiu de 20 telerradiografias laterais escolhidas aleatoriamente entre pacientes tratados ortodonticamente. De cada radiografia foram obtidos cefalogramas em que foram demarcados 16 pontos cefalométricos, realizados por cinco residentes do primeiro ano do curso de Ortodontia da Universidade da Califórnia em São Francisco (UCSF). A análise dos traçados permitiu ao autor concluir que há grande variabilidade na magnitude e configuração do erro referente a cada estrutura, não havendo padrão de demarcação das estruturas anatômicas, reduzindo desta forma, a eficiência da cefalometria radiográfica para a tomada de decisões clínicas.

Midtgard, Björk e Linder-Aronson (1974), propuseram um estudo para avaliar a reprodutibilidade na demarcação de 15 pontos cefalométricos e na mensuração de 07 grandezas lineares. A amostra contou com 25 pacientes selecionados aleatoriamente, sendo que para cada indivíduo, foram obtidas duas telerradiografias em norma lateral. Foi observada diferença estatisticamente significativa em relação à reprodutibilidade na demarcação dos pontos cefalométricos havendo, entretanto, pequena variação entre as médias das diferenças das estruturas anatômicas utilizadas. A maior variação foi observada no ponto orbital em que a diferença foi superior a 2,0 mm; já as menores diferenças foram encontradas nos pontos articulare e sela turca. Não houve diferenças significativas em relação à

reprodutibilidade entre registros realizados em intervalos distintos e entre os dois operadores nessa pesquisa. De acordo com os autores, os erros de mensuração são diretamente dependentes da precisão da demarcação dos pontos cefalométricos e a variação do erro não deve exceder 3% da variação da amostra como um todo. Se a variação do erro exceder 10% da variação de toda a amostra para os pontos cefalométricos em questão, então o método aplicado para as medições é inadequado.

O termo *distorção* é freqüentemente associado ao problema de *ampliação radiográfica*, entretanto, a primeira consiste na duplicação errônea de determinada estrutura ou área, enquanto *ampliação* consiste na expansão proporcional de determinada estrutura (BERGERSEN, 1980). Esse autor estudou a *magnificação* e a *distorção* em 821 telerradiografias laterais. Para calcular as distâncias médias do filme ao plano sagital mediano e a média dos tamanhos das cabeças dos pacientes, ele utilizou dados médios obtidos da Fundação Bolton. Foi constatada diferença entre os valores lineares mensurados diretamente no objeto em relação aos encontrados nas radiografias. Segundo o autor, as principais alterações nas imagens radiográficas ocorrem quando não são utilizadas estruturas localizadas no plano sagital mediano, quando são utilizadas referências distantes do feixe central dos raios X, e em pessoas com diferentes idades. Com relação às telerradiografias em norma frontal, esse autor comentou que os fatores de *magnificação* são muito mais complexos nas projeções frontais, devido ao fato de que os pontos cefalométricos utilizados para as interpretações estão localizados em diferentes planos coronais e conseqüentemente, a distâncias variadas entre o foco de raios X e o filme, “infelizmente não existe um plano ‘base’ no filme frontal como o que representa o plano sagital médio nas telerradiografias laterais”. Dificuldade de

interpretação, como resultado da magnificação, tem sido freqüentemente mencionada na literatura. Para finalizar, Bergersen descreve uma técnica para a compensação da magnificação das telerradiografias em norma lateral e frontal, por meio de tabelas parciais clinicamente aplicáveis.

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

Ahlquist, Eliasson e Welander (1986) avaliaram os erros de projeção sobre as medidas cefalométricas lineares, ocasionadas pelo posicionamento incorreto do paciente no momento da exposição. Rotações de até 5° em relação à posição ideal ocasionaram distorções que resultaram em erros nas medidas lineares usualmente menores do que 1%. Rotações maiores do que 5° podem aumentar a quantidade de erros, porém ficam evidentes no posicionamento do paciente no momento da tomada radiográfica. Esses autores concluíram que a vantagem de uma distância do foco ao filme, extremamente longa, parece duvidosa.

Spolyar (1987) propôs, em um estudo cefalométrico, quantificar a presença de distorções ocasionadas pela possível rotação da cabeça no momento da exposição radiográfica. Marcadores radiopacos foram posicionados em diferentes



regiões da cabeça, em uma amostra de 20 crânios secos, os quais foram submetidos a duas telerradiografias laterais. Os resultados indicaram alterações lineares médias de 1,7 mm com valores entre 0,5 e 6,2 mm e angulares de 1,59°, com valores de 0 a 5,23°. Para esse autor, técnicas acuradas de traçados podem compensar a maioria das variações das imagens observadas nas cefalometrias seriadas, mas não podem compensar todos os erros nas medidas lineares.

Jarvinen (1987) elaborou um estudo visando determinar os possíveis fatores que poderiam influir na mensuração de grandezas cefalométricas lineares. A amostra foi constituída por três diferentes grupos de indivíduos do qual foram avaliadas 73 medidas lineares. De acordo com o autor, a variabilidade na mensuração de grandezas cefalométricas lineares pode estar relacionada a erros na técnica e imprecisão dos operadores, problemas na determinação dos pontos de referência, principalmente em áreas de contorno ósseo ou com relativa variabilidade anatômica como a mandíbula. Esse autor recomenda a utilização de pontos anatômicos ao invés de pontos de referência, como, "... o ponto mais anterior do contorno", ou "... o ponto mais profundo da curvatura"; para reduzir a variação nas mensurações cefalométricas lineares.

Buschang (1987) apresentou a aplicação de um modelo completo de análise de variância (ANOVA) para a avaliação da confiabilidade técnica intra-examinador na demarcação de medidas cefalométricas e descreveu, de forma detalhada, uma amostra de delineamentos metodológicos para se verificar a validade de medidas cefalométricas, com ênfase na distinção entre: 1) a variação observada e a verdadeira; 2) componentes aleatórios e sistemáticos das variações e 3) modelos simples e completos para se avaliar o erro de mensuração. Para esse autor, a cefalometria requer acurácia e confiabilidade técnica para servir como ferramenta de

diagnóstico para o ortodontista. Estimativas devem ser baseadas na razão da variação real com a variação observada; "quanto mais próxima estiver a variação real da variação observada, maior a confiabilidade da medida". A avaliação do erro do método, abordagem comum para a avaliação do erro cefalométrico, não fornece a confiabilidade desejada, quando modelos complexos estão sendo empregados. Modelos para avaliar a variação devem ser delineados para serem capazes de verificar todas as fontes de variabilidade em potencial. Restringir a análise à variação associada com o processo de mensuração, como no caso do erro intra- e interexaminador podem resultar em estimativas imprecisas do erro real e/ou metodológico, o que pode alterar a avaliação da validade das medidas.

Sandler (1988) realizou um estudo visando comparar os erros envolvidos na mensuração de grandezas lineares e angulares por meio de três diferentes métodos. Como variáveis, foram utilizadas três técnicas de mensuração: com instrumentos manuais, com o auxílio da digitalização dos traçados e, por fim, a digitalização direta das radiografias. Para a análise, foram empregados 25 indivíduos distintos, cujas telerradiografias foram selecionadas de acordo com a nitidez da imagem radiográfica. O autor concluiu que, independentemente do método escolhido, a precisão da mensuração é diretamente dependente da seleção de referências cefalométricas precisas e bem delimitadas.

Tng, Chan e Cooke (1994) realizaram um estudo avaliando a confiabilidade de referências cefalométricas dentárias e esqueléticas comumente utilizadas e as influências destas na mensuração de ângulos e distâncias lineares. Foram realizadas duas telerradiografias laterais de 30 crânios secos, sendo uma realizada com esferas metálicas coladas nos crânios representativas dos pontos cefalométricos, e outra sem os marcadores radiopacos. De acordo com os autores,

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

Trpkova et al. (1997) realizaram um estudo estatístico (meta análise) comparando os dados de diferentes estudos sobre o erro de identificação de 15 pontos cefalométricos. Os resultados desse estudo permitiram recomendar que 0,59 mm de erro total na coordenada x e 0,59 mm na coordenada y são níveis aceitáveis de exatidão nos traçados. Os pontos B, A, Ptm, S e Go na coordenada x, e Ptm, A e S na coordenada y apresentaram níveis insignificantes de erro médio e pequeno valor de erro total e, por isso, constituem-se em pontos com suficiente confiabilidade para análises cefalométricas laterais.

Golfdreich et al., (1998) apresentaram uma revisão da literatura sobre os resultados das principais investigações acerca dos erros em cefalometria. Foi

constatado que o erro é uma constante nos dados advindos dos traçados cefalométricos. Para se utilizar adequadamente uma telerradiografia cefalométrica, há basicamente cinco itens que devem ser observados: 1) projeção do objeto no filme; 2) mudanças dimensionais do filme; 3) identificação de pontos cefalométricos; 4) leitura desses pontos e, 5) técnicas incorretas de mensuração. Com relação aos erros de projeção, os ajustes da cabeça do paciente no cefalostato deixaram de ser a grande preocupação dos clínicos, quando eles admitiram que a posição postural natural da cabeça poderia ser vantajosa na avaliação do perfil facial. A posição padronizada passou a não ser desejável na telerradiografia lateral da cabeça porque não registraria fielmente a postura crânio-cervical atípica a qual está ligada, muitas vezes, à etiologia da deformidade facial (problemas respiratórios) e porque uma posição forçada no cefalostato poderia mascarar, principalmente, as relações entre os tecidos moles do perfil tegumentar. A posição natural da cabeça é definida como a posição fisiológica obtida por um indivíduo relaxado, olhando para um ponto de referência a sua frente como, por exemplo, seus próprios olhos num espelho fixado na parede. Uma linha vertical verdadeira de referência (LRV) é aquela obtida a partir de um fio metálico de prumo, cuja imagem é registrada no filme radiográfico. A verdadeira linha de referência horizontal (HV) é aquela perpendicular à verdadeira linha vertical de referência. Com estas determinações, as estruturas da cabeça são descritas em relação às verdadeiras linhas de referência construídas. Quando são usadas estruturas internas para definir planos de referência (linha S-N ou plano horizontal de Frankfurt) há grande variabilidade entre os pacientes. Por exemplo, se a linha S-N não representa aquilo que dela se esperava em termos de posição espacial, então todas as medidas relacionadas à linha S-N serão inadequadamente consideradas e, assim, erradas para um plano de tratamento adequado. Outro

problema com o uso inadequado de estruturas internas do crânio como referência é que certos pontos podem influenciar a geometria dos ângulos, levando a números não representativos dos verdadeiros desvios. Um exemplo desse tipo de erro de representação é o efeito que a posição do ponto násio (N) tem no ângulo ANB. Com relação à magnificação, outra fonte de erro de projeção é que o filme fica a 1,52 m da fonte de radiação, o que causa distorção devido ao aumento da imagem. O erro de magnificação, ou de projeção, é um problema inerente em cefalometria pela natureza como os raios X saem da fonte, em linha reta e divergindo a partir de uma pequena área. Quanto mais perto o objeto ficar da fonte e quanto mais longe ficar do filme, maior será o aumento por projeção. Portanto, para se diminuir a distorção por aumento de projeção deve-se aumentar a distância filme-objeto. Isso é feito de forma consciente em cefalometria. Como as concentrações dos raios X diminuem na proporção do inverso do quadrado da distância foco-objeto, torna-se impraticável aumentar essa distância além de 1,52 m, devido à pouca diminuição da distorção com o grande acréscimo em radiação necessária para se obter uma radiografia com boa qualidade. Os fatores de magnificação para as telerradiografias pósterio-antérieures são mais complicados devido ao fato de que os pontos cefalométricos usados para interpretação são localizados em planos coronais distintos e, portanto, com distâncias variáveis do foco e do filme. Problemas também aparecem devido à projeção de linhas diagonais como linhas no filme que aparecem diminuídas, isto é, distâncias em três dimensões, que são projetadas no plano do filme. Há também os problemas com distorção das imagens. Na localização dos pontos cefalométricos, foi enfatizado que os maiores erros em cefalometria provêm, na grande maioria, da identificação inadequada dos pontos. Grandes discordâncias ocorrem entre examinadores quanto à determinação de alguns pontos cefalométricos, mesmo

quando há treinamento prévio. Um maior cuidado no traçado e mensurações é importante, mas a maior experiência de um determinado *traçador* não assegura a reprodutibilidade das medidas. Outros estudos também acharam que a variabilidade interexaminadores é um pouco maior que a variabilidade intra-examinador. Assimetrias também podem causar problema de identificação de pontos cefalométricos, pois a magnificação é diferente para posição da cabeça e a assimetria produz duas imagens no filme. Com relação ao registro dos pontos cefalométricos na imagem, após a identificação dos pontos cefalométricos, há vários métodos distintos para se fazer o registro para mensuração e outros propósitos. A abordagem convencional tem sido primeiro traçar as estruturas de interesse no acetato, localizar os pontos cefalométricos, traçar as linhas conectando os pontos de interesse e depois medir as distâncias e ângulos apropriadamente. Porém, essa forma proporciona diversas oportunidades de se cometer erro. O acetato pode ser opaco de forma que a localização de pontos em estruturas muito delicada fique duvidosa. A espessura da ponta do lápis pode influenciar quando há necessidade de medidas precisas nessas estruturas finas. Espessura de grafite de 0,5 mm pode comprometer valores de 0,25 a 0,5 mm. Erro de paralaxe pode ser outra importante fonte de erro se o examinador não tiver cuidado para se posicionar de forma que a sua visão seja sempre constante e privilegiada sobre o negatoscópio. O desenvolvimento de equipamentos para digitação de pontos tem simplificado a mensuração e permitem que pontos cefalométricos anatômicos sejam digitados diretamente do filme, sem a necessidade de um traçado intermediário. Esse método de digitação direta pode consumir menos tempo e a eliminação de um passo no processo pode contribuir para minimizar as possibilidades de erro.

Na cefalometria pósterio-anterior e basilar, as imagens podem ser distorcidas pela posição do paciente durante processo de obtenção da imagem. Além disso, a interpretação das imagens pode ser dificultada pelas sobreposições das estruturas cranianas. Quando um objeto tridimensional é representado em duas dimensões, as estruturas são deslocadas vertical e horizontalmente em proporção à sua distância ao filme, ou plano de registro e como as estruturas craniofaciais 3D são projetadas num filme radiográfico 2D, esse processo cria estruturas e pontos cefalométricos que não existem no paciente. Essas estruturas são efetivamente ilusões ópticas da anatomia craniofacial. Exemplos dessas estruturas são a sínfise mandibular, a fossa pterigomaxilar e a “*key ridge*”. Apesar dos ortodontistas se referirem a estas estruturas como reparos anatômicos, eles são, na verdade, artefatos da técnica cefalométrica. É impossível determinar a importância dessa perda de informações no diagnóstico e plano de tratamento (HANS et al., 2001).

Yoon et al. (2001) avaliaram os erros de projeção em telerradiografias laterais ocasionadas por rotações da cabeça no sentido vertical (eixo-Z). Para o estudo, foram empregados 17 crânios secos, sendo cada um submetido a exposições radiográficas com rotações de  $-15^{\circ}$  até  $+15^{\circ}$  com intervalos de  $1^{\circ}$ . Para quantificação da distorção foram adotadas medidas cefalométricas lineares e angulares. Os autores observaram que medidas angulares apresentaram erros de projeção menores que as medidas lineares, e que a utilização de referências localizadas no plano sagital mediano para mensurações angulares apresentaram menos distorção. Observaram também que medidas lineares horizontais decrescem gradualmente em comprimento quando o eixo de rotação em direção ao filme aumenta, enquanto que ocorre um pequeno aumento das medidas, seguido de um decréscimo, quando a rotação ocorre em direção ao foco. Finalmente, erros de projeção de medidas

lineares verticais aumentam na medida em que a distância do eixo de rotação aumenta.

Dibbets e Nolte (2002) avaliaram o efeito da magnificação em telerradiografias laterais provenientes de diferentes acervos de documentação. Para a análise foram empregadas três distâncias situadas em planos distintos: uma no plano horizontal (do ponto sela até o ponto násio), uma no plano vertical (do ponto násio até o ponto mentoniano), e outra no plano oblíquo (do ponto sela até o ponto gnátio). Os autores observaram que telerradiografias com origens diferentes não podem ser comparadas de maneira direta. Concluíram que a determinação precisa da magnificação permite a correção das grandezas cefalométricas para o tamanho real e, conseqüentemente, a comparação entre os dados. Portanto, o que foi inerente à magnificação radiográfica é muito expressivo para ser ignorado, uma conclusão de impacto, segundo os autores, para esta era de cefalometria computadorizada.

Segundo Becker, Barison GF e Barison JC (2004), hoje é possível a obtenção instantânea dos cefalogramas após a digitalização dos pontos cefalométricos no computador, que também pode criar e armazenar documentações ortodônticas inteiras e fazer transmissões de dados via internet. Os sistemas de cefalometria computadorizada mais antigos necessitavam de um micro-computador, plotter, impressora e uma mesa digitalizadora, além do *software* responsável pelas análises. Os sistemas mais modernos não necessitam mais da mesa digitalizadora, onde os pontos cefalométricos eram digitalizados por meio de uma caneta eletrônica ou cursor, pois agora são digitalizados diretamente no monitor do computador por meio do dispositivo apontador (*mouse*), o que aprimorou a obtenção dos cefalogramas.



Para Wahl (2006), a cefalometria não se iniciou especificamente na Ortodontia, mas com os estudos do crescimento e desenvolvimento da anatomia craniofacial. A avaliação destes padrões é importante no planejamento e tratamento dos pacientes de classe II e classe III, uma vez que o ortodontista deve confiar no controle do crescimento de seus pacientes. Outras razões para o estudo da cefalometria repousam nas artes plásticas e na antropologia. A análise das proporções faciais alcançou um clímax com os estudos de Leonardo da Vinci (1452-1519; Itália) que utilizou a “proporção divina”<sup>2</sup> em vários de seus trabalhos. Petrus Camper (1722-1789; Alemanha) médico, anatomista e pintor, abriu as portas para a antropometria na determinação etnográfica da forma facial e foi provavelmente o primeiro a utilizar ângulos na mensuração facial. No ano de 1882, em Frankfurt, Alemanha, foi determinado em um congresso internacional de anatomistas e antropologistas, um plano horizontal de referência. Dessa forma, por sugestão de Herbert Von Ihering, o plano que se estende do ponto mais superior do conduto auditivo externo (pório) ao ponto mais inferior do contorno da órbita passou a ser conhecido como Plano de Frankfurt. Em 1923, Paul W. Simon externou sua teoria sobre o conceito de normal em Ortodontia, contradizendo o dogma da estabilidade absoluta da posição do primeiro molar superior difundida por Angle e afirmou que todo diagnóstico deve ser realizado nas três dimensões do espaço.

---

<sup>2</sup> Na proporção divina, desenvolvida por matemáticos gregos, o comprimento de uma linha é dividido em duas partes, de tal forma que a parte menor dividida pela parte maior equivale à parte maior dividida pelo todo. Ou seja, a parte maior é 1.61803 vezes maior do que a parte menor.

## 2.2 Tomografia Computadorizada – Princípios Técnicos

Para (CAVALCANTI, 2004b) o sistema de tomografia computadorizada é basicamente composto de três partes: 1) O sistema de obtenção de dados, em que estão incluídos os elementos que geram a imagem radiográfica, ou seja, o tubo de raios X, que fica posicionado em um uma armação (*gantry*), a mesa onde fica posicionado o volume anatômico (paciente), e os detectores que transformam a radiação X em informações que são transferidas para um computador; 2) O sistema de processamento de dados e reconstrução de imagens, que compreende o computador que recebe as informações e que por meio de *software* próprio, obtém os complexos cálculos matemáticos, necessários para a reconstrução da imagem gerada, de forma bidimensional (multiplanar) e em 3D; 3) Sistema de visualização e armazenagem dos dados, ou seja, os discos magnéticos e CD-ROMs. Esse autor classifica os tomógrafos computadorizados através de suas diretrizes técnicas: técnica convencional e técnica espiral (helicoidal). Com a TC convencional, uma espessa secção ou corte tomográfico da parte estudada é examinada por múltiplos ângulos, com um estrito feixe de colimação dos raios X. A fonte (tubos de raios X) e os detectores são rigidamente acoplados e fazem um movimento rotacional sobre o paciente, que não se movimenta durante a exposição radiográfica. O plano em que os dados são obtidos é usualmente chamado de plano transversal ou plano de imagem (plano x, y). O eixo ortogonal a este plano é denominado eixo do scanner ou eixo-Z. Numa TC convencional, o objeto (paciente) é escaneado por sucessivos cortes simples. O intervalo entre consecutivos cortes é usualmente o movimento do paciente na mesa para o próximo corte anatômico. Portanto, a cada exposição de

um ponto anatômico, a mesa (paciente) movimenta-se e pára. A tomografia computadorizada espiral ou helicoidal foi inicialmente introduzida em 1989, com o objetivo de evitar as diversas limitações da TC convencional, como a demora com que essa processava a imagem. Com isso, diminui a exposição do paciente à radiação e os possíveis artefatos que ela causava. Nesta técnica, o paciente é movimentado juntamente com a mesa em direção à fonte de raios X, durante uma contínua aquisição da imagem, simultaneamente, resultando num padrão espiral (helicoidal) do foco de raios X relativos ao paciente. Nos dias atuais, a TC *multislice - multislice computed tomography (multislice CT)* é o que se tem de mais avançado em se tratando de TC espiral (ver ilustração no Apêndice G). Na reconstrução 3D existem dois métodos de visualização, análise e compreensão na reconstrução em terceira dimensão (3D): técnica de superfície (*surface rendering*) e técnica de volume (*volume rendering*). Na técnica de volume, todos os *voxels* (elemento de figura 3D) dos dados originais provenientes da TC são preservados e isso permite um aperfeiçoamento na visualização de pequenas estruturas anatômicas, assim como melhora sensivelmente a qualidade da imagem nas detecções de pequenas lesões, por exemplo. Pelo fato da técnica do volume trabalhar com todas as informações originais da imagem, esta requer larga memória do sistema computadorizado (*workstation*) necessitando de um tempo maior e conhecimento mais abrangente da técnica para que se possa obter as imagens desejadas. O emprego de *software*<sup>3</sup> em associação com as estações de trabalho (*workstation*) na computação gráfica tem sido um grande avanço na área da radiologia. A manipulação de imagens em 3D por meio de computação gráfica vem crescendo e sendo aperfeiçoada a cada dia.

---

<sup>3</sup> O laboratório de imagens 3D, Labi-3D ([www.fo.usp.br/labi3d](http://www.fo.usp.br/labi3d)) da disciplina de Radiologia da FOU SP conta em sua *workstation* com o *software* Vitrea<sup>®</sup> (Vital Images Inc., Plymouth, Mn, EUA) que vem sendo utilizado nas linhas de pesquisa daquele departamento.

Para Scarfe, Farman e Sukovic, (2006), a TC pode ser dividida em duas categorias baseada na geometria do feixe de raios X na aquisição da imagem: feixe cônico e feixe em leque. A tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) é baseada na obtenção volumétrica dos dados, utilizando uma estrutura bidimensional digital de detectores. Isto é combinado com um feixe cônico tridimensional de raios X. A técnica do feixe cônico envolve uma rotação única de 360° da fonte de raios X em que há um movimento sincronizado da fonte de raios X e da estrutura de detectores que se movimentam em torno da cabeça do paciente, que está estabilizada em uma estrutura parecida com um cefalostato. Em certos intervalos de tempo, projeções simples de imagens, conhecidas como “imagens base” são obtidas. Isto é similar à radiografia cefalométrica lateral, com cada angulação diferindo levemente uma da outra. Essas séries de projeções de “imagens base” são referidas como dados de projeção. *Softwares* que incorporam sofisticados algoritmos<sup>4</sup> de reconstrução de imagens incluindo a retro-projeção filtrada (*back-filtered projection*) são aplicados a essas imagens para gerar dados volumétricos 3D, os quais são utilizados para promover uma reconstrução primária das imagens nos três planos ortogonais (axial, sagital e coronal). A técnica TCFC serve muito bem para a obtenção de imagens da região craniofacial. Ela fornece imagens claras de estruturas altamente contrastadas e é extremamente útil para avaliar os tecidos duros, e embora existam limitações atualmente no uso dessa tecnologia para as imagens dos tecidos moles, esforços estão sendo dirigidos para desenvolvimento

---

<sup>4</sup> do Lat. *algorithms*

s. m., Mat.,

Forma da geração dos números;

Processo de cálculo em que um certo número de regras formais resolvem, na generalidade e sem exceções, problemas da mesma natureza;

Qualquer procedimento que permita mecanizar a obtenção de resultados de tipo determinado, podendo um resultado ser obtido por mais do que um algoritmo;

Inform. Conjunto de etapas bem definidas necessárias para chegar à resolução de um problema.

das técnicas e dos algoritmos dos *softwares* para melhorar a relação sinal-ruído e aumentar o contraste. As reconstruções de dados de TCFC são executadas por um computador pessoal. Além disso, o *software* pode estar disponível ao usuário, não apenas ao radiologista, através de uma compra direta ou “por licença inovativa do uso” dos vários fabricantes, Isso fornece ao clínico, a oportunidade de usar a exposição da imagem ao lado da cadeira odontológica, além de fazer uma análise em tempo real, e usar modalidades de reconstruções multiplanares (MPR) para uma tarefa específica. Em função da série de dados volumétricos de TCFC serem isotrópicos<sup>5</sup>, o volume inteiro pode ser reorientado de modo que as características anatômicas do paciente sejam re-alinhadas. O valor da imagem gerada por TCFC pode ser vista no planejamento de implantes, no planejamento cirúrgico de patologias, na avaliação das ATMs, no pré e pós-operatório de fraturas craniofaciais. Na Ortodontia, as imagens de TCFC são úteis na avaliação do crescimento e desenvolvimento da face e no planejamento de tratamentos e avaliação de resultados (ver ilustração no Apêndice H)

---

<sup>5</sup> do Gr. *ísos*, igual + *trópos*, direção

adj.,  
que apresenta as mesmas propriedades físicas em todas as direções.

### 2.3 Tomografia Computadorizada (TC) em Odontologia

Em 1967, na Inglaterra, Hounsfield (1973) um engenheiro das indústrias EMI<sup>®</sup> - *Eletronic Music Industry*, desenvolveu o primeiro protótipo de um aparelho de tomografia computadorizada e descreveu pela primeira vez a técnica de TC, por meio da transmissão de um feixe de raios X em forma de bastão, através de um objeto tridimensional em vários ângulos (cabeça humana), os valores de absorção do material contido neste objeto eram calculados em um computador, e apresentados por meio de uma série de cortes do crânio. A técnica descrita dividia a cabeça em uma série de cortes, cada um sendo irradiado via suas extremidades. A radiação era contínua ao corte, e por esta razão, ao contrário das técnicas convencionais de raios X, a informação derivada de qualquer objeto não era afetada pelas variações no material ou no lado do corte. Os dados eram processados e apresentados por métodos digitais computadorizados, e podiam ser visualizados por meio de uma escala de 256 tons de cinza (escala de Hounsfield) que está relacionada à atenuação dos raios X pelas várias estruturas como músculos, ossos, vasos sanguíneos, ar, água, etc.

Ambrose (1973) complementou a apresentação de Hounsfield, citando as vantagens da nova técnica e suas aplicações clínicas, possibilitando a identificação das estruturas com forma, tamanho e posição bem definidas. As lesões podiam ser visualizadas por meio das alterações na densidade normal e interpretadas ao longo da sua evolução. Aumentos de densidade podiam, por exemplo, estar associadas ao aumento da vascularização sanguínea que acompanha lesões tumorais e ao

depósito de cálcio nos tumores. Densidades menores podiam estar associadas a necroses e formações císticas.

Offutt et al. (1990) utilizaram tomografias computadorizadas de alta resolução, de mais de 100 pacientes que apresentavam deformidades craniofaciais e desordens ortopédicas, para demonstrar a praticabilidade da visualização volumétrica tridimensional. Os dados de TC foram reconstruídos em 3D, pela técnica de volume e superfície, em uma estação de trabalho de imagem médica, por meio de um sistema de computação gráfica. Relataram que a reconstrução pela técnica de volume é melhor do que pela técnica de superfície; as estruturas internas de um objeto podem ser vistas com melhor nitidez, além da exibição de todas as informações dos dados originais de TC.

Para Udupa (1999), as operações com imagens 3D podem ser classificadas nas seguintes categorias: 1) pré-processamento (definição do sistema que irá criar o modelo geométrico do objeto a ser investigado); 2) visualização (visualização e compreensão do objeto investigado); 3) manipulação (alteração do objeto, ex: cirurgias virtuais); 4) análise (informações qualitativas e quantitativas sobre o objeto). E todas essas operações são altamente interdependentes.

Para Mah (2001), um objetivo fundamental da nova tecnologia de imagem é a precisão de dados e imagens que podem ser produzidas, representando fielmente a anatomia e função do paciente. Informações precisas e confiáveis geram um melhor diagnóstico, simulação de tratamento, análise computadorizada e entendimento da ortodontia como um todo. Os tomógrafos convencionais são relativamente grandes, caros e geralmente localizados em centros de imagem médicos ou hospitalares. Os tomógrafos modernos utilizam um grupo de detectores dispostos em círculo ao redor do paciente. O tubo de raios X produz um feixe em

formato de leque estreito, que gira em torno do paciente durante a exposição. Em qualquer localização do tubo, os fótons de raios X não absorvidos são projetados em sensores múltiplos localizados no lado oposto do portal. Cada sensor recebe várias imagens únicas do volume anatômico, enquanto o tubo gira em torno do paciente. As vantagens dos tomógrafos *multislice* incluem o registro de tecido duro e mole, visualização 3D da anatomia e capacidade de mostrar interativamente a anatomia de um determinado ponto de vista. A principal desvantagem inclui o alto custo, alta exposição de radiação e detalhes anatômicos relativamente pobres. Esse autor conclui que esses novos equipamentos podem trazer benefícios no diagnóstico, planejamento e simulação do tratamento, desenvolvimento de tecnologias futuras e abordagens na ortodontia e pesquisa (resultados de tratamentos, ortodontia baseada em evidências).

Hans et al. (2001) comentaram que existe uma diferença básica entre informação analógica e digital. Os dados analógicos são armazenados num fluxo contínuo, limitado por propriedades físicas dos meios onde são registrados. Em contraste, a informação digital deve ser quebrada em unidades discretas, e é limitada pelo tamanho e número destas unidades. Nas imagens digitais, uma especificação independente é apenas o número de pixels nas direções horizontais e verticais. Um fator importante em relação às medidas das imagens digitais é que nós não podemos adicionar mais pixels à imagem, depois que ela é convertida em formato digital. Existem dados que relatam que o olho humano pode discernir apenas 64 níveis de cinza, e esse nível de resolução é suficiente para a visão humana. No entanto, a realidade é que o olho humano pode processar 64 tonalidades de cinza por vez, mas o olho pode selecionar estes 64 de um total de 10.000 possibilidades de níveis de cinza realmente presentes numa radiografia



cefalométrica analógica. Infelizmente, não existe uma teoria ou equação para calcular exatamente quantos pixels e níveis de cinza podem ser usados. No geral, o maior número de níveis de cinza disponíveis é usado. Além disso, o nível da escala de cinza e o número de pixels não são independentes. Por exemplo, o número de pixels horizontais e verticais deve ser adequado para 256 níveis de cinza, mas com esta quantidade, uma resolução espacial superior pode compensar a perda da resolução do cinza. Apesar de não existir um padrão aceitável de registros ortodônticos digitais, nós acreditamos que uma resolução espacial de 0,1 mm com uma resolução da escala de cinza de 12 bits (4096 tons de cinza) é adequada para capturar informações úteis nos cefalogramas.

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 maxilofacial 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<sup>®</sup>. Esse programa permite reconstruir tecido mole (tecido muscular e adiposo) e tecido ósseo num mesmo volume em terceira dimensão (CAVALCANTI; ANTUNES, 2002).

Para Troulis et al. (2002), a aquisição de dados 3D permite a visualização e análise de anomalias craniofaciais e detalhes anatômicos de traumas faciais. A aplicação da imagem 3D para planos de tratamento cirúrgico será crítica para guiar o desenvolvimento e aplicação da distração osteogênica e outras técnicas reconstrutivas no futuro. A tecnologia de simulação cirúrgica interativa também está

sendo desenvolvida para aplicação no esqueleto do complexo craniofacial. Os objetivos deste grupo de pesquisa têm sido: 1) criar um *software* para aquisição de dados e incorporar algoritmos de segmentação de osso e tecido mole; 2) criar algoritmos de compressão para diminuir o tamanho do grupo de dados; 3) alcançar esses objetivos sem sacrificar detalhes anatômicos. O programa permite ao operador simular osteotomias e movimentar os fragmentos ósseos resultantes. O sistema de plano de tratamento é particularmente útil na determinação dos parâmetros de movimento de qualquer correção cirúrgica. Esses dispositivos devem ser usados, no futuro, para alcançar um movimento esquelético 3D específico. Isso irá permitir o desenvolvimento futuro para técnicas cirúrgicas menos invasivas e, talvez, remotas.

Sucovic (2003) descreveu os recentes avanços na técnica de TC, que incluem multi-detectores e varredura espiral. A TC *multislice* permite a aquisição de vários cortes seccionados ao mesmo tempo, reduzindo o tempo de varredura. Os tomógrafos que utilizam a técnica do feixe cônico (TCFC) utilizam um detector bidimensional, ou em painel, que permite uma rotação única do portal (*gantry*) para gerar uma varredura da cabeça inteira, quando comparados com os tomógrafos convencionais, cujos cortes múltiplos devem ser empilhados para obter-se uma imagem completa. A TCFC utiliza os raios X de forma mais eficiente, requer menos energia elétrica e permite o uso de componentes de raios X menores e mais baratos do que a tecnologia de feixe em forma de leque. Adicionalmente, esse feixe em forma de leque usado nos tomógrafos convencionais não permite uma minimização, pois requer um espaço significativo para girar em espiral em torno do corpo inteiro.

Para Vannier (2003a), a TC avançou por cada década, desde a sua introdução, nos anos 70, como resultado dos melhoramentos em velocidade e

qualidade de imagem. Nos anos 90, a TC espiral/helicoidal se tornou o instrumento padrão, e desde a sua introdução em 1998, a TC *multislice* revolucionou este campo. Esse autor cita ainda a TCFC como uma técnica intrinsecamente tridimensional na aquisição de imagens, e oferece sistemas compactos e de baixo custo para serem instalados em clínicas e consultórios de cirurgiões e ortodontistas. Conclui-se que os sistemas TC *multislice* fornecem benefícios técnicos importantes, incluindo cobertura de volumes maiores, tempo de varredura reduzido, melhora da resolução axial (longitudinal) e melhor uso da posição do tubo de raios X. Apesar do maior custo quando comparado com a TC single-slice, esses instrumentos têm grandes vantagens em aplicações clínicas importantes, e o futuro da imagem craniofacial inclui uma nova e melhor tecnologia para imagem 3D e intervenções guiadas para imagem. Desta forma, a imagenologia craniofacial irá tornar-se inteiramente digital em algum ponto no futuro. Quando esse fato estiver consolidado, vários fatores irão determinar a taxa de progresso e o nível de aplicação clínica. Entre os fatores mais importantes influenciando a imagenologia craniofacial estão as consolidações da indústria tecnológica, a Lei de Moore, tecnologias disruptivas, informática de imagens, Atlas especiais eletrônicos e bases de dados digitais.

A 3D-TC está sendo utilizada extensamente na Odontologia por muitas razões, entre as quais: 1) medidas reais podem ser obtidas; 2) uma imagem espacial das estruturas craniofacial pode ser produzida; 3) a imagem 3D pode ser girada facilmente mudando a linha central rotatória; 4) as estruturas internas podem ser observadas removendo as superfícies exteriores, e 5) os vários órgãos podem ser observados independentemente, mudando-se a densidade dos órgãos. Uma imagem de 3D-TC mostra também as assimetrias do terço médio da face e a base

cranial; isso é difícil de detectar com a radiografia convencional 2D. (VANNIER, 2003b).

Farman (2003) relata que imagens digitais bidimensionais são compostas de elementos distintos denominados pixels. O nível de cinza em cada pixel está relacionado com a atenuação dos raios X, da radiodensidade e da espessura de penetração nos tecidos, adicionalmente aos fatores de exposição selecionados. As imagens 3D são formadas por elementos de volume ou *voxels*, e o nível de cinza será um fator de radiodensidade do tecido por volume de determinada exposição. O olho capta a imagem como um mosaico de pixels ou *voxels*. A maior parte da literatura que abrange sistemas digitais não enfatiza o seu uso na prática clínica. Qualquer sistema digital deve ser tão eficiente e efetivo quanto o analógico em termos de qualidade de imagem, segurança, ergonomia e economia.

Nos dias atuais, a TC *multislice* é o que se tem de mais avançado em se tratando de tomografia computadorizada. Esta técnica foi introduzida no final do ano de 1999 e permite cortes de 0,5 mm com incremento da mesa e intervalo de reconstruções de 0,3 mm em apenas 0,5 segundo. Isto significa que as reconstruções são obtidas ao mesmo tempo em que o paciente é submetido à TC. A partir da 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, 2004b).

Para Mah e Hatcher (2004), na formação de imagens com filmes planos, sempre há algum erro de projeção, porque a região anatômica de interesse está a alguma distância do filme e é projetada no mesmo. Radiografias panorâmicas têm uma projeção diferente porque o principal caminho do feixe dos raios X vem de uma angulação levemente negativa. Para realizar diagnóstico, o profissional está ciente deste artefato. Na TCFC, a projeção é ortogonal, indicando que os feixes de raios X estão paralelos entre si, e devido ao objeto estar muito perto do sensor, há pouco efeito de projeção.

Para Hatcher e Aboudara (2004), uma imagem digital é composta por elementos de imagens (pixels), que são arranjados em uma grade retangular bidimensional, e cada pixel possui um tamanho, cor, intensidade e localização específica na imagem. Um pixel é o menor elemento de uma imagem digital. Resolução refere-se ao grau de definição da imagem, e esse parâmetro é determinado pelo número de pixels por extensão (pixel/mm), o número de níveis de cinza por pixel (bits) e o arranjo da escala de cinza. Aparelhos digitais selecionados podem produzir volumes digitais em imagens tridimensionais. Um elemento de volume (*voxel*) é o menor elemento da imagem tridimensional. Cada *voxel* possui altura, volume e largura. Esses autores citam ainda várias aplicações em Odontologia como na investigação de dentes impactados, ATM, planejamento de implantes e patologias. Com as técnicas tradicionais de imagem, algumas áreas anatômicas são pobremente visualizadas. As imagens de 3D-TC podem fornecer informações valiosas sobre outros aspectos da dentição, como a posição das raízes dos incisivos superiores em relação à cortical lingual do palato, a quantidade de osso posteriormente à maxila disponível para distalização, a quantidade de osso lateralmente aos segmentos vestibulares da maxila disponível para expansão

dentária ou esquelética, informações sobre as vias aéreas nas passagens faringianas ou nasais, proximidade das raízes superiores aos seios maxilares, extensão tridimensional de um alvéolo atrofiado e a posição das raízes dos incisivos inferiores no osso. Essas imagens também permitem uma visualização tridimensional de defeitos ósseos e dentes supranumerários em pacientes fissurados. A capacidade de se obter uma vista axialmente correta da ATM com os dentes em oclusão na mesma secção de reconstrução é uma vantagem significativa da 3D-TC.

O conceito fundamental da imagem 3D resulta num volume que pode ser reformatado, provendo infinitas perspectivas ou pontos de vista. Muitos grupos ao redor do globo estão desenvolvendo análises cefalométricas 3D, e quando elas estiverem mais padronizadas, irão gerar um expressivo aumento na compreensão do diagnóstico ortodôntico. A visualização volumétrica 3D do esqueleto é uma nova maneira de avaliar as inter-relações entre as estruturas maxilo-mandibulares e a base do crânio. Essas imagens permitem uma inspeção da morfologia óssea dos maxilares. A altura do osso alveolar é particularmente importante em adultos e em pacientes comprometidos periodontalmente. Irregularidades na superfície óssea devido a dentes ectópicos, deiscências ósseas, invaginações da glândula salivar e outras anormalidades podem ser observadas nas imagens 3D. Uma vez que estas irregularidades em alguns casos se estendem nos alvéolos entre as raízes, sua identificação precisa traz grande benefício ao ortodontista durante o planejamento do tratamento. O volume 3D proporciona vistas frontais, laterais, ou qualquer outra vista facial que o usuário escolha. Pela alteração da translucidez da imagem, pode-se determinar uma relação específica entre os tecidos moles e o esqueleto ósseo. Isso tem significantes implicações no planejamento da movimentação dentária,

cirurgia ortognática e outras terapias que podem alterar a aparência facial. A vista frontal dos arcos dentários habilita o clínico a acessar as dimensões transversais e verticais e o volume, e avaliar as discrepâncias interarcos e os limites verticais do movimento dentário. A vista frontal pode ser correlacionada com os cortes das ATM e sua inter-relação com as posições cuspídeas. As vistas oclusais dos arcos dentários revelam a posição dos dentes e a forma do osso de suporte. Traçados com formas de arcos são tipicamente feitas na altura do alvéolo, mas podem variar de acordo com a preferência do usuário. As formas de arcos podem então ser superpostas para revelar discrepâncias ou compatibilidade. A análise ortodôntica 3D apresentada aqui é baseada em dados de TCFC, assim como nos elementos da avaliação ortodôntica tradicional. O objetivo é extrair detalhes pertinentes das imagens volumétricas que poderão proporcionar ao ortodontista aplicações clínicas dessas informações. O desenvolvimento que está em andamento da avaliação 3D promete melhorar a precisão e eficácia do diagnóstico e planejamento em ortodontia (REDMOND, 2005).

Holberg et al. (2005) realizaram um estudo para comparar a TCFC com a TC *multislice*. O alvo desse estudo foi investigar a qualidade e a exatidão da TCFC na imagem das estruturas dentais em uma amostra de 417 dentes e compará-la com a qualidade da imagem produzida por TC *multislice*. Os aparelhos utilizados foram o NewTom DVT 9000 QR (Verona, Itália) para TCFC e para a TC *multislice*, o tomógrafo Light Speed Ultra 8, General Electric® (Easton Turnpike, Fairfield, CT, EUA) e o *software* para a visualização dos dados, e-film Lite® versão 1.9.1 Merge e-film (Milwaukee, WI, USA). Em contraste com a TC *multislice*, os artefatos do metal foram pouco aparentes na TCFC e quando apareciam, eram muito sutis, visto que somente foram observados rompimentos na qualidade da imagem dos artefatos

decorrentes de movimento com a TCFC. A qualidade da imagem do dente e das estruturas ósseas circunvizinhas era consideravelmente melhor com o TC *multislice*. As principais aplicações para a TCFC estão no planejamento de implantes e para a detecção do trajeto do nervo mandibular. A TCFC parece também ser superior a TC *multislice* para a avaliação das estruturas dentais e esqueléticas principais (relação dos dentes, da visualização de má-oclusões esqueléticas) por causa de sua exposição de radiação mais baixa. Por outro lado, a TC *multislice* deve ser preferida se as estruturas dentais finas tais como o espaço do ligamento periodontal necessitarem ser avaliadas por TC, para diagnosticar anquilose e reabsorções radiculares, porque a qualidade da imagem destas estruturas que são obtidas por meio da TCFC, não são ainda satisfatórias neste sentido.

## **2. 4 Cefalometria Tridimensional**

Vannier et al. (1985) afirmaram que as técnicas de imagens convencionais não são capazes de mostrar a relação das estruturas cranianas em 3D-TC. Assim, realizaram um estudo sobre reconstrução da superfície craniana em terceira dimensão, utilizando TC. Os pacientes com deformidades craniofaciais foram submetidos a esse exame com 1-2 mm de espessura de corte. O uso de um programa de computador para reconstrução em 3D-TC possibilitou a manipulação da imagem e a determinação das distâncias, áreas e volumes das regiões anatômicas estudadas, além de poder desarticular as estruturas cranianas com



conseqüente movimentação destes segmentos separados, independentemente, obtendo-se, assim, uma imagem acurada.

Matteson et al. (1989) realizaram um estudo para comparar de forma quantitativa o valor das imagens 3D em comparação com as técnicas de cefalometria radiográfica convencionais, na avaliação das deformidades craniofaciais. Marcadores metálicos como referências foram afixados em um crânio deformado. Medições realizadas nos cefalogramas e nas imagens 3D foram comparadas com aquelas obtidas fisicamente no crânio. A imagem de reformatação 3D produz uma representação mais acurada da deformidade do que o método cefalométrico convencional, porque todas as relações estruturais ficam preservadas na matriz dos dados da TC. Dessa forma, as medições são acuradas e reproduzíveis. A 3D-TC oferece vantagens dinâmicas sobre a cefalometria convencional em função da possibilidade de manipulação dos dados de forma interativa. Para esses autores, maiores investigações são necessárias no que diz respeito à posição de cabeça, protocolos de varredura e algoritmos para o planejamento de tratamentos. Os autores também apresentaram definições dos elementos de figura em TC. Pela descrição matemática, a TC deve ser interpretada como um aglomerado de unidades de imagem individuais separadas chamadas de *voxels*. A imagem é, na verdade, um complexo de unidades que estão relacionadas com o coeficiente de atenuação dos tecidos irradiados, na fatia escaneada, convertidas em uma “escala de cinza” que pode ser visualizada no monitor de computador. As dimensões dos *voxels* são determinadas pela espessura de corte e pelo tamanho dos pixel. O tamanho do pixel é determinado em função do diâmetro escaneado pelo tamanho da matriz: tamanho do pixel = diâmetro do scan/tamanho da matriz. Por exemplo, um diâmetro de varredura de 22 cm com uma matriz de 512

x 512 geram um pixel de 0,43 mm de lado (22 cm divididos por 512). Como uma espessura de corte axial de 1,5 mm, cada voxel mediria 0,43 mm X 0,43 mm X 1,5 mm. Nesse trabalho, os autores utilizaram um tomógrafo GE<sup>®</sup> 9800 (General Electric Medical Systems, Milwaukee, Wis, USA) para a obtenção das imagens 3D, e as telerradiografias foram obtidas em norma lateral, frontal e submentovertex. Medidas angulares e lineares foram obtidas nas imagens 3D, no próprio crânio e nos cefalogramas radiográficos. A média da diferença entre as medidas obtidas na 3D-TC com as medidas obtidas diretamente no crânio seco com paquímetro foram da ordem de 0,19 mm para as lineares e de 0,38° para as angulares. Já a média das diferenças entre as medidas na 3D-TC com as telerradiografias foram da ordem de 5,54 mm para as lineares e 3,69° para as angulares. Para finalizar, os autores recomendaram estudos para se verificar a acurácia na demarcação dos pontos cefalométricos sem a fixação de marcadores metálicos.

Hildelbolt, 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 tridimensional. Avaliando as medidas realizadas nos cortes de TC, puderam observar que em 15 medidas as médias excederam 2,0 mm, em 7,0 medidas, excederam 3,0 mm, em 3 medidas excederam 4,0 mm e 1 medida excedeu 5,0 mm. Nas reconstruções em 3D-TC, as medidas foram consideravelmente melhores, com apenas 5 medidas excedendo 2,0 mm e uma excedendo 3,0 mm. Baseado nestes resultados puderam afirmar a superioridade das medidas realizadas em 3D-TC em relação àquelas determinadas diretamente nos cortes de TC. No entanto, os autores ressaltaram 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.

Diferentemente da cefalometria radiográfica convencional, os fatores que afetam a produção de imagens por meio de TC são a seleção da janela de visualização (*window setting*), controle de qualidade e erros na calibração do aparelho, efeitos de volumes parciais, posicionamento do paciente, resolução e uniformidade espacial e presença de artefatos. Em seu trabalho, Waitzman et al. (1992a) estudaram a acurácia e precisão de 08 medidas do esqueleto craniofacial. Os autores realizaram cada medida, por 03 vezes, de forma direta (compasso) e indireta (TC); utilizaram 5 crânios secos, sendo 3 de adultos e 2 de crianças com marcadores metálicos. Após análise dos resultados, observaram que as menores medidas apresentaram maiores diferenças percentuais e concluíram que as medidas obtidas a partir de TC são acuradas e podem ser reproduzidas, sendo úteis na avaliação da morfologia craniofacial e no planejamento de cirurgias.

Continuando sua pesquisa, Waitzman et al. (1992b) realizaram um estudo retrospectivo utilizando 542 séries de TC de 401 indivíduos. Quinze medidas foram utilizadas de uma população de sujeitos considerados normais esqueleticamente, buscando avaliar o padrão de crescimento do complexo craniofacial por meio de TC (GE 8800 e GE 9800 (General Electric Medical Systems Milwaukee, Wis, USA) com 5,0 mm de espessura de corte com 1,0 mm de intervalo de reconstrução) e definir valores normais para uma série de medidas craniofaciais. Todos os parâmetros relacionados à execução de medidas foram padronizados e os erros intra- e interexaminador estiveram dentro de limites aceitáveis. A variação normal do crescimento em valores mensurados na base do crânio, região orbitária e terço médio da face foram apresentados. O tamanho total da região esquelética crânio-

órbito-zigomática alcança 85 % do tamanho adulto aos 5 anos de idade. A base craniana cresce rapidamente no primeiro ano de vida e vai decrescendo rapidamente, o terço médio da face cresce a uma velocidade baixa durante a infância, mas continua a crescer durante a toda a infância e adolescência. Citando as limitações do método radiográfico convencional, como a inacurácia inerente aos fatores de magnificação e distorção da imagem, e as dificuldades na localização dos pontos cefalométricos, os autores discutiram as implicações clínicas, e mencionaram que uma análise quantitativa de TC antes da cirurgia de um paciente específico permite ao profissional calcular os movimentos de osteotomia a serem realizados no procedimento. Ressaltaram, ainda, que comparações de normas desenvolvidas com TC em relação àquelas desenvolvidas a partir de cefalometria radiográfica e antropometria não somente são úteis para pesquisa, mas também permitem uma abordagem multidisciplinar para o planejamento pré e pós-cirúrgico de pacientes com anomalias craniofaciais e aberrações, como determinados grupos de indivíduos com síndrome de Crouzon e Treacher Collins.

Ono et al. (1992) estudaram de forma tridimensional as deformidades em pacientes com anomalias faciais congênitas, como lábio e palato fendido ou microssomia hemifacial, utilizando a TC por meio de um aparelho Shimadzu SCT2500T com uma espessura de corte de 2,0 mm. Ao mesmo tempo, os dados da 3D-TC foram processados e analisados utilizando um sistema de medições desenvolvido pelos autores. Um sistema de coordenadas de 67 pontos teste no esqueleto craniano foi determinado nas imagens de 3D-TC. Utilizando esse sistema, os autores prepararam “esqueletogramas” que apresentavam as deformidades ósseas em detalhes, por meio de um sistema de coordenadas estruturadas. Os autores concluíram que o sistema criado revelou deformidades 3D complexas como

assimetrias e distorções dos ossos craniofaciais. Os resultados indicam que o sistema é altamente indicado e útil na avaliação da morfologia craniofacial, planejamento de cirurgias do complexo crânio-maxilofacial e avaliação dos resultados cirúrgicos. Como desvantagens, os autores consideraram a necessidade de se reduzir a quantidade de erro para menos do que 2-3%, e o tempo na demarcação dos pontos que, neste protocolo em particular, demandava 30 minutos.

Todos os sistemas de mensuração que utilizam a TC requerem habilidade para se localizar acuradamente às regiões de interesse nas imagens, por exemplo, áreas, volumes, curvas, superfícies e pontos; Richtsmeier et al. (1995) realizaram um estudo utilizando uma amostra de 10 crânios humanos secos pertencentes à Escola de Medicina da *Johns Hopkins University*, para avaliar a precisão e repetibilidade na localização de estruturas anatômicas em três dimensões nos cortes de TC e validar esse sistema por meio de um sistema de mensuração estabelecido. O desenho desta pesquisa foi adaptado de Kohn e Cheverud, (1992) que permite testar o quanto as estruturas podem ser precisamente localizadas nas imagens produzidas por sistema de aquisição de imagens, o quanto um sistema de imagens pode produzir imagens repetidas e o quanto as estruturas anatômicas podem ser precisamente localizadas em um espécime individual. Os sistemas de imagens podem produzir três tipos de erros: 1) erro ao se produzir uma imagem de um indivíduo vivo (habilidade do aparelho de TC em se produzir à imagem); 2) erros na detecção dos pontos cefalométricos nas imagens digitalizadas (habilidade do examinador); 3) erros na localização e registro do ponto na imagem pelo examinador (habilidade do examinador para utilizar corretamente um hardware específico, ou *softwares* e ferramentas de interface como cursores dirigidos por dispositivos apontadores - *mouse*). O aparelho utilizado neste trabalho foi o GE CT9800 com um

protocolo de espessura de corte de 1,5 mm. A média do erro na localização do ponto anatômico é sempre de 0,5 mm e, para alguns pontos, desprezível. Estudos de repetibilidade mostram menos do que 2% na variação total nos dados desse estudo, em função da inacurácia das mensurações. Apesar dos dados coletados dos arquivos de TC serem internamente consistentes, a validação implica cuidado na utilização da TC quando combinados com a utilização de dados obtidos por meio de paquímetros, compassos ou outros métodos diretos.

Covino et al. (1996) realizaram um estudo para avaliar a acurácia e reprodutibilidade de medições lineares obtidas de reconstruções 3D a partir da TC utilizando um tomógrafo GE 9800 (General Electric Medical Systems Milwaukee, Wis, USA). Os autores procuravam avaliar a aplicabilidade de *softwares* de computador e seu impacto no diagnóstico e planejamento de tratamento de pacientes portadores de anomalias craniofaciais. Blocos retangulares de acrílico (fantomas plásticos) foram preparados com marcadores de liga de titânio molibdênio (TMA<sup>®</sup>, Ormco Corp., Glendora, CA, USA), que não geram artefatos de técnica; com um espaçamento de 1,0 a 10 mm respectivamente. Uma esfera plástica foi também preparada com conjuntos de marcadores de TMA<sup>®</sup> com espaçamento de 1,0 a 10 mm. Cada objeto foi escaneado 3 vezes com espessuras de corte de 3,0 mm 1,5 mm e 0,5 mm e posicionados no tomógrafo de duas maneiras diferentes (perpendicular e paralelo) ao feixe de raios X. As distâncias entre os marcadores foi medida nos objetos reconstruídos tridimensionalmente por meio do *software* MediCAD *Surgical Simulation Software* (Medical Corporation, Setauket, NY, USA) e comparado com medições feitas a mão por meio de um compasso eletrônico venier (Chuan Brand CMCTW, Chengou, China). Os resultados foram analisados por meio do coeficiente de correlação intraclassa estimado por uma análise de variância

(ANOVA) unidirecional. Com o protocolo de corte de 3,0 mm, os resultados apresentaram dados indicando inconsistência na distância dos marcadores quando o objeto retangular foi escaneado paralelo ao feixe de radiação. Esse achado não foi encontrado com os protocolos de 1,5 mm e 0,5 mm. As distâncias intermarcadores para os objetos escaneados perpendicularmente ao feixe de radiação foram consistentes, mas sujeitas à “demagnificação” em uma taxa de 17% a 20% para os dois protocolos de varredura. Concluindo, a orientação do objeto no aparelho de tomografia e a espessura de corte parecem ter impacto na acurácia e validade de medições lineares realizadas nos eixos x, y e z, como consequência, caso a área de interesse esteja no plano x-y (ex, largura inter-orbital ou comprimento do palato) um protocolo que diminui a quantidade de radiação deve ser empregado. Caso haja a necessidade de maior acurácia e precisão no eixo z (distância do násio ao mento) os resultados desse estudo sugerem a necessidade de se empregar protocolos com espessura de corte e intervalo de reconstruções menores.

Kragstov et al., (1997) realizou um estudo com o objetivo de comparar os pontos cefalométricos obtidos através de duas modalidades: comparar a variação de registro de pontos cefalométricos intra- e, interexaminadores, nas radiografias frontais e na 3D-TC e comparar a variação de registro de pontos intra- e interexaminadores, nas radiografias laterais e na 3D-TC, utilizando crânios sem marcadores metálicos. Nove crânios humanos secos foram escaneados por meio de um tomógrafo Siemens DRH Somatom<sup>®</sup>. Cortes axiais paralelos ao plano horizontal de Frankfurt foram obtidos, e os dados da TC foram transformados numa estação de trabalho Graphics Silicon<sup>®</sup> e processados em um *software* para mensurações 3D. Também foram obtidas radiografias laterais e frontais dos crânios, que foram medidas com o uso de um *software* cefalométrico computadorizado. O registro de

pontos na 3D-TC foi realizado através de rotação da reconstrução, para que fosse obtida uma ótima visualização do ponto. Após a sua localização, o programa produzia os valores x, y e z. Os nove crânios foram medidos duas vezes por dois examinadores, com um intervalo de vários dias, para detectar variações intra- e interexaminadores. De forma similar, todas as medidas dos pontos nos cefalogramas laterais e frontais foram traçadas e digitalizadas duas vezes, com um intervalo de alguns dias. No programa cefalométrico computadorizado, foram aplicados os fatores de correção. Nos cefalogramas laterais, a variação intra-examinador foi menor que 1,0 mm para a maioria dos pontos, e para todos os pontos exceto o básico, os dois examinadores apresentaram a mesma variação. Nos cefalogramas frontais, as variações e os desvio-padrão foram maiores. A única diferença estatisticamente significativa que ocorreu entre os dois examinadores, foi percebida na medição da sutura zigomático-frontal direita. Para os pontos medidos na 3D-TC que também foram medidos nos cefalogramas laterais, a variação intra-examinador e o desvio padrão foram maiores do que no cefalograma lateral. Os pontos medidos na 3D-TC e também nos cefalogramas frontais apresentaram uma variação intra-examinador, um pouco maior do que nos cefalogramas frontais. Apesar de a TC evitar a sobreposição e problemas de aumento de largura quando comparadas aos cefalogramas, existem outros problemas associados: janela de observação (*window setting*), efeitos de volume parcial, uniformidade e resolução espacial, ruído e artefatos que podem influenciar a qualidade da imagem e conseqüentemente a reconstrução da imagem 3D. 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 cefalométricos padrão, na cefalometria lateral e frontal, não existe evidência de que a 3D-TC seja



mais confiável do que os métodos cefalométricos convencionais no crânio normal. No entanto, o benefício da cefalometria 3D-TC é indicado nos pacientes com assimetrias e síndromes craniofaciais severas, pois os cefalogramas convencionais são inferiores nestes casos.

Cavalcanti e Vannier (1998) estudaram as aplicações clínicas craniofaciais das reconstruções em segunda (2D) e em terceira dimensão (3D) obtidas a partir de TC em relação às medidas lineares craniofaciais. Nove crânios secos, todos com história de traumas craniofaciais, foram analisados e os dados armazenados em discos ópticos e transferidos para uma estação de trabalho independente contendo o programa CEMAX para gerar imagens volumétricas tridimensionais. A reconstrução em 3D-TC foi realizada pela técnica de superfície e, individualmente, dois (02) examinadores, duas vezes cada um, mediram somente as medidas ósseas nas imagens de 2D-TC e 3D-TC. Em seguida, foram feitas comparações entre as medidas nas reconstruções em 2D-TC e 3D-TC e estas com as medidas físicas determinadas com o 3 *Space*<sup>®</sup> *digitizer* eletromagnético e os resultados apresentaram diferença significativa entre as modalidades de imagem e acurácia aceitável em todas as medidas da 3D-TC. Concluíram, então, que os programas em 3D-TC permitiram melhor visualização da anatomia facial em relação às estruturas adjacentes e que as distâncias lineares podem ser, em alguns casos, medidas com maior acuidade pela TC e isso pode ter uma contribuição valiosa nas aplicações clínicas craniofaciais, uma vez que determinadas mensurações são essenciais no diagnóstico e planejamento do tratamento das injúrias e anomalias, como também, para identificação craniana e facial.

Nagashima et al. (1998), em seu trabalho, obtiveram imagens em 3D-TC de 33 crânios secos de japoneses a partir de TC helicoidal e então realizaram nove (09)

medidas lineares, para avaliar a exatidão quantitativa dos dados dessa imagem. A espessura dos cortes axiais foi de 3,0 mm e o intervalo de reconstrução foi de 3mm/s; as imagens em 3D-TC foram obtidas no próprio console de TC por meio de um programa específico. Quatro (04) representações de todos os crânios (lateral, interna, ântero-posterior, pósterio-anterior) foram demonstradas e comparadas com as fotografias e os crânios para avaliação das imagens em 3D-TC; dezessete examinadores mediram as distâncias diretamente nos crânios por meio de compasso e nas imagens projetadas no monitor do console de TC; os resultados indicaram inacurácia e os autores atribuíram isto 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. Concluíram que a representação qualitativa da 3D -TC foi adequada, embora alguns dados quantitativos podem não ter sido determinados corretamente.

De acordo com Cavalcanti e Vannier (1999), a abordagem cefalométrica é indicada como ferramenta de diagnóstico para cirurgia ortognática. Para determinar a acurácia relativa das mensurações craniofaciais obtidas por meio da TC em espiral nas reconstruções em 2D e 3D, esses autores realizaram um estudo em uma amostra de 09 (nove) cabeças de cadáveres que foram examinadas na TC espiral com 3 mm de colimação e intervalo de mesa de 2mm/s. Os dados foram armazenados em discos ópticos, o que permite uma completa revisão retrospectiva de qualquer imagem. Em seguida os dados foram transferidos para uma estação de trabalho independente que permite visualização das imagens, mensurações e análises. Mensurações foram feitas a partir de pontos craniométricos identificados nas imagens em 2D-TC e em 3D-TC por 02 (dois) examinadores, duas vezes. O tecido mole foi removido dos cadáveres e as mensurações realizadas por um

digitalizador eletromagnético. 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. Assim, concluíram que a 3D-TC espiral pode distinguir a anatomia craniofacial mais acuradamente para várias mensurações. Afirmaram, ainda, que a radiografia cefalométrica padrão vem sendo tradicionalmente utilizada para planificação cirúrgica, e a substituição desta pela TC pode ser bastante prática, uma vez que as reconstruções em 3D podem ser obtidas com uma precisão geométrica adequada, além de não apresentarem sobreposições.

Haffner et al. (1999) apresentaram uma técnica para a criação de um aspecto estandardizado para utilização em cefalometria 3D que pode ser útil para utilização em conjunto com a cefalometria convencional na avaliação do esqueleto craniofacial. Apesar da grande utilidade da cefalometria radiográfica, existem, segundo esses autores, fatores que limitam o escopo desta técnica analítica. Por exemplo, um cefalograma 2D requer simetria das estruturas anatômicas e pontos cefalométricos, o que diminui a sua utilidade em pacientes com anomalias craniofaciais severas. Adicionalmente, apesar da cefalometria 2D isolar pontos no esqueleto facial, onde os contornos são mais nítidos, existem áreas onde isso se torna mais difícil. Com o advento da TC helicoidal e dos *softwares* para a criação de modelos 3D, o uso das imagens 3D tem se espalhado nos centros de pesquisa ao redor do mundo, aumentando drasticamente a acurácia no diagnóstico das anomalias craniofaciais, especialmente nos casos de marcada assimetria facial como na microssomia hemifacial e na síndrome óculo-aurículo-vertebral. A 3D-TC

oferece a possibilidade de se avaliar alguns pontos do esqueleto com grande detalhamento e precisão, em comparação com o método radiográfico convencional. Como as imagens 3D mostram cada lado da face separadamente, e em função riqueza de detalhes nos contornos e superfícies, conhecimento adicional do esqueleto pode ser obtido. Por exemplo, modificações na posição da abertura piriforme, eminência do canino, e crista lacrimal anterior, podem ser avaliadas por esta técnica. Outra vantagem da 3D-TC é a possibilidade de se correlacionar os tecidos moles com pontos localizados no esqueleto ósseo. Nesse trabalho os autores utilizaram dados axiais de TC com espessura de corte igual ou inferior a 3,0 mm que foram reconstruídos por meio do *software* (GE/Sun), utilizando o programa Votool versão 2.0. Manipulação da imagem foi necessária para se alinhar o modelo 3D e por meio de passos seqüenciais se obtém a standardização do esqueleto. Uma linha descendo do ponto násio perpendicular a sela-násio pode então ser utilizada para se avaliar modificações no sentido antero-posterior. Da mesma maneira, o eixo sela-násio pode ser utilizado para medir distâncias verticais de um número de pontos no esqueleto facial. Um exemplo da aplicabilidade dessa técnica são os estudos recentes sobre a tendência de retrusão do terço médio da face em relação a násio, com o avanço da idade, mesmo em indivíduos com dentição maxilar completa. Estudos como este só foram possíveis com o advento da cefalometria em 3D-TC em função da possibilidade de identificação precisa da eminência do canino e da abertura piriforme lateral.

Kusnoto et al (1999) realizaram um estudo para acessar a confiabilidade de medidas lineares e angulares de imagens 3D obtidas por diferentes algoritmos computadorizados e várias combinações de projeções cefalométricas comparadas com medições realizadas diretamente nos crânios e por meio de tomografia

computadorizada, realizada com um aparelho GE9800 (General Electric Medical Systems Milwaukee, Wis, USA) com cortes de 3,0 mm de espessura. Um programa de computador foi desenvolvido para a obtenção de quatro algoritmos computadorizados e quatro 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 bipolares 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. Com relação à tomografia computadorizada, apesar da sua aplicabilidade e versatilidade, apresenta desvantagens como custo e emissão de altas doses de radiação X.

Para avaliar *in vitro*, a acurácia de medidas utilizadas no planejamento cirúrgico craniofacial na 3D-TC Cavalcanti, Haller e Vannier (1999) submeteram nove (09) cabeças de cadáveres a uma força de impacto, com o intuito de simular fraturas craniofaciais, e depois ao exame de TC em espiral. Realizaram 20 medidas lineares a partir de pontos anatômicos convencionais, utilizando propriedades do programa CEMAX, por meio do qual foram obtidas as imagens volumétricas e de 3D-TC; as medidas reais foram determinadas com um 3 Space<sup>®</sup> digitizer eletromagnético. Por meio dos resultados obtidos, afirmaram que o método utilizado permitiu a determinação de medidas do crânio e dos ossos faciais, na 3D-TC, com acurácia considerada satisfatória ( $p > 0,05$ ) para planejamento cirúrgico e avaliação do tratamento de fraturas craniofaciais.

Kitaura et al. (2000) desenvolveram um novo sistema cefalométrico baseado em imagens 3D dos ossos craniofaciais através de TC helicoidal. A intenção foi estabilizar um sistema de medidas cefalométricas que possibilite a determinação precisa de comprimentos e ângulos reais no sistema de coordenadas 3D. Para esse estudo, foi realizada uma cefalometria 3D utilizando a TC helicoidal em 44 pacientes com câncer de cabeça e pescoço, com idade entre 5 e 26 anos. Os traçados 3D revelaram a transição dos pontos de referência com a idade, avaliando o crescimento do osso facial. Foram posicionados vetores correspondentes para cada um dos cinco grupos de idade, e a sua transição com a idade foi representada no sistema de coordenadas 3D. A precisão da cefalometria 3D foi avaliada comparando as medidas 3D com as medidas reais determinadas por compassos. A precisão foi expressa por erro de porcentagem dos comprimentos reais. Foram selecionadas 29 medidas cefalométricas para determinação do comprimento dos ossos faciais. Essas medidas foram consideradas para representar magnitudes de alguns aspectos do crescimento em comprimento craniano, altura facial, comprimento maxilar e palatino, comprimento mandibular ou dimensões da base do crânio. Quando a aquisição de dados foi realizada, com 1,0 mm de espessura de corte e todas as medidas cefalométricas 3D mostraram erros inferiores a 2% das medidas reais, a aquisição de dados com 3,0 mm de espessura de corte ainda apresentou alta precisão, com todas as medidas, exceto ANS-Pr, associadas a erros inferiores a 3% das medidas reais. Por outro lado, a aquisição de dados com 5,0 a 7,0 mm de espessura de corte resultou num aumento do número de medidas associadas a erros superiores a 3% das medidas reais. Estes resultados sugerem que a colimação de 3,0 mm deve ser apropriada para o uso clínico da cefalometria 3D. A precisão das medidas também foi avaliada pela repetição dos comprimentos entre os pontos, após o mesmo ou

dois examinadores diferentes remarcarem a posição dos pontos, e foi expressa pelo cálculo da média dos coeficientes de variação para os erros intra- e interexaminadores. Os problemas com o sistema proposto permanecem os mesmos da cefalometria convencional: 1) a base do crânio cresce, e parece improvável que o ponto sela permaneça inalterado ao longo da ontogenia, e 2) algumas das dismorfologias craniofaciais mais severas envolvem uma base do crânio que se torna mais dismórfica ao longo do tempo.

Uma geometria plana é inadequada para analisar um volume e o seu crescimento Treil (2001). O método descrito nesse artigo combina dados de tomografias computadorizadas, pontos anatômicos e ferramentas matemáticas para criar, utilizando um *software* (C2000), um modelo tridimensional da face humana. O equilíbrio e simetria do modelo definem normalidade e patologias caracterizadas por desequilíbrio e assimetria. A manipulação da forma dos modelos permite a previsão de crescimento. A partir da exploração de uma vista lateral do crânio, é planejada uma aquisição helicoidal do osso hióide ao todo da cavidade orbitária ou da “calvária”. O *software* permite: 1) a seleção manual de oito pontos de referência no crânio 2) a seleção de dentes, pela inervação que pertence ao sistema trigeminal e a dentição de dente por dente por um *software* semi-automático. Usando valores de coordenadas X, Y e Z dos oito pontos anatômicos, o módulo C2000 *Cepha* cria uma construção geométrica denominada estrutura maxilofacial. A normalidade parece ser essencialmente definida por dois conceitos: simetria e equilíbrio, que devem estar presentes durante o crescimento. A função e a estética estão relacionadas com simetria. A simetria vertical, direita e esquerda da face e das áreas basais horizontais é demonstrada por um valor de 90 graus dos ângulos definidos como

eixos médios das três áreas projetadas nos três principais planos da estrutura maxilofacial.

Para Leever (2001), até agora, nenhuma prova matemática foi confirmada para correlacionar as relações anatômicas inerentes num paciente, definindo sua oclusão dentária. Todos os sistemas de referências externas e eixos óticos são incapazes de provar matematicamente a correlação entre locais de identificação de pontos de referência anatômicos em pacientes, devido ao intervalo físico na conectividade. Por décadas, a tecnologia tem apresentado a oportunidade de transcender este conceito através de radiografia, tomografia computadorizada e imagem de ressonância magnética para dissecar eletronicamente seus pacientes. Essa tecnologia fornece a capacidade de revelar linearmente a estrutura de referência interna, usada para determinar a relação da anatomia funcional específica para a oclusão de cada paciente. As limitações conceituais impostas e os erros de quantificação, criados pela instrumentação da estrutura de referência externa tentando correlacionar o arco dentário maxilar imóvel com um eixo de dobradiça virtual, pode agora ser transcendente. Com isso, a questão da escolha do procedimento torna-se um contexto ético.

O interesse do ortodontista está na anatomia craniofacial como um todo e na interação entre as partes. Para um tratamento efetivo, os clínicos precisam entender não apenas como os dentes se relacionam entre si, mas também como eles estão posicionados na arquitetura óssea do crânio e como eles afetam ou são afetados pelo tecido mole que cobre a face. Nos anos 60 e 70, pesquisadores procuraram implementar o uso de métodos de estéreo-fotogrametria, originalmente desenvolvidos para mapeamento aéreo, para medir o crânio e outros sistemas anatômicos. Também durante este período, Baumrind (2001) propôs o uso de



geometria coplanar e conceituou o uso de “*tie points*” (pontos de referência) para unir dados de diferentes transformações do crânio.

Cavalcanti, Ruprech e Vannier (2002) utilizando TC *multislice* estudou a precisão e acurácia (*in vitro*) e a precisão (*in vivo*) de medidas lineares na região do forame mental na 3D-TC. Cinco (05) cabeças de cadáveres, para o estudo *in vitro*, foram submetidas à TC com 0,5 mm de espessura de cortes axiais e 0,5 mm de intervalo de reconstrução e as imagens obtidas foram reconstruídas pela técnica de volume. As medidas eletrônicas, da borda superior do forame mental até a crista do processo alveolar, foram realizadas por dois (02) examinadores e depois essas medidas foram comparadas com as medidas físicas; as medidas *In vivo* de quinze (15) pacientes foram determinadas com a mesma metodologia. Nesse estudo, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes intra- ou, interexaminadores *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. Primeiramente, foram demarcados doze (12) pontos craniométricos e as distâncias entre eles foram medidas com um compasso digital; o crânio foi submetido à tomografia computadorizada em espiral com cortes axiais com espessuras de 1,25, 2,50, 3,75 e 5,0 mm. Sete (07) medidas de cada item nas imagens tridimensionais obtidas com um programa de análise e reconstrução volumétrica em 3D foram executadas por um examinador; 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.

Togashi et al. (2002) citaram algumas deficiências da cefalometria radiográfica, como a magnificação média de 4,6% a 7,2% e a distorção, ressaltando a falta de acurácia na reprodutibilidade de pontos cefalométricos, dificultando o diagnóstico e o planejamento do tratamento ortodôntico. Esses autores realizaram um estudo utilizando a TC helicoidal (SG CT Imaging System / General Electric Medical Systems, Milwaukee, USA) para a obtenção de medidas da região maxilofacial. A alta acurácia em medições lineares apresentou erros menores do que 5%, mas é possível que a acurácia possa ter sido influenciada por um posicionamento de cabeça inadequado. Nesse estudo os autores avaliaram os erros de inclinação da cabeça, quando da utilização de um sistema de aquisição volumétrica de imagens. Um total de 18 pontos foi selecionado nas imagens 3D pela técnica de superfície e as distâncias calculadas em referência às coordenadas geradas pelos pontos. Um crânio seco foi inclinado em 10° em relação aos planos de referência frontal, horizontal e sagital. A TC foi realizada com protocolos de espessura de corte de 1,0 mm, 3,0 mm, 5,0 mm, e 7,0 mm. As medidas obtidas nas imagens 3D foram comparadas às obtidas diretamente no crânio, por meio de um paquímetro e expressa em erros percentuais. Em todas as posições de cabeça, todas as medidas lineares foram acuradas e apresentaram erros inferiores a 5% em relação às medidas reais, para os protocolos de 1,0 mm e 3,0 mm. Entretanto, quando da utilização de cortes com espessura de 5,0 mm e 7,0 mm, algumas medidas apresentaram erros maiores. Conseqüentemente, uma espessura de corte inferior a 3,0 mm pode ser clinicamente apropriada em função de que a acurácia nas medições não é influenciada pela posição da cabeça.

Kim et al. (2002) avaliaram, de forma quantitativa, medições em imagens volumétricas 3D utilizando-se uma tomografia computadorizada *multislice* em um espécime de crânio humano. 21 medidas lineares foram obtidas cinco vezes por meio de um compasso vernier e utilizando o *software* Vworks 4.0 (CyberMed, Inc., Seoul, Korea). O crânio humano seco foi escaneado por TC *multislice* em vários protocolos de aquisição com espessuras de corte de 1,25, 2,50, 3,75 e 5,0 mm. A distância de cada item correspondente apresentado nas reconstruções 3D foi mensurada sete vezes por um examinador independente, utilizando um *software* com ferramenta de análise 3D. A análise dos dados foi realizada para se determinar se existia alguma diferença significativa entre os parâmetros de aquisição. Não foram encontradas diferenças significativas nas imagens nas várias espessuras de corte. Para as mensurações realizadas nas reconstruções 3D, a espessura de corte demonstrou ser um fator importante no protocolo de aquisição das imagens tomográficas.

Jung et al. (2002) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a precisão quantitativa das interpretações das imagens 3D obtidas com TC *multislice*, por meio de vários parâmetros (modos de varredura e espessura do corte). As distâncias diretamente medidas no fantoma<sup>6</sup> foram analisadas estatisticamente e comparadas com as distâncias correspondentes projetadas e medidas nas imagens 3D. Doze pontos cefalométricos de referência, escolhidos pela sua importância na cirurgia plástica e odontologia, foram marcados na superfície do crânio seco. Os dados tomográficos reconstruídos da 3D-TC foram transferidos para um programa, as interpretações tridimensionais foram geradas, e as medidas das distâncias realizadas. Um radiologista mediu as distâncias diretas das 21 linhas entre os 12

---

<sup>6</sup> Do Inglês *Phantom*, neologismo para designar um corpo de prova com as formas e características físicas semelhantes ao crânio humano no que diz respeito à capacidade de atenuar os raios X (nota do autor).

pontos de referência selecionados na superfície do crânio, 5 vezes para cada ponto. Essas medidas foram usadas como padrão ouro para análise quantitativa das medidas das distâncias nas imagens 3D. Inspeções visuais indicaram que a qualidade da imagem interpretada era gradualmente menor, quanto maior a espessura do corte, e não apresentou diferença entre os modos de varredura. Um examinador também mediu, sete vezes para cada ponto, as 21 distâncias correspondentes na imagem 3D interpretada. A precisão dessas distâncias foi afetada mais pela espessura dos cortes do que pelo modo de varredura. As análises estatísticas para as medidas das distâncias das imagens 3D foram realizadas de acordo com os 12 parâmetros de varredura, modo e espessura do corte. Os modos de varredura para cada espessura de corte não apresentaram efeito significativo na precisão da medida da distância. No entanto, a espessura do corte para cada modo de varredura foi um fator de influência, com a menor espessura resultando numa melhor precisão. Foram realizadas análises quantitativas das medidas das imagens 3D interpretadas, adquiridas de acordo com vários parâmetros de imagem, através da comparação das distâncias medidas diretamente do crânio. Os coeficientes de variação das medidas feitas nas imagens 3D foram 3 a 4 vezes maior do que nas medidas diretas. Esses resultados podem ser efetivamente usados para prever a imprecisão das medidas das distâncias nas imagens 3D interpretadas. Em conclusão, a precisão quantitativa das medidas das distâncias nas imagens 3D interpretadas foi mais influenciada pela espessura do corte do que pelo modo de varredura. A análise quantitativa das medidas pode ser uma ferramenta útil para avaliar a precisão das imagens 3D, auxiliando no diagnóstico, plano cirúrgico e tratamento com radioterapia.

Para Kim et al. (2002), a TC *multislice* tornou-se importante pela avaliação quantitativa das reconstruções de imagens 3D a partir de imagens tomográficas 2D. Na utilização do sistema TC *multislice* para diagnóstico e planejamento cirúrgico, a precisão dos parâmetros de aquisição como espessura do corte, tonalidade e modo de varredura determinam a validade das distâncias medidas em estruturas anatômicas 3D. Nesse trabalho, foi avaliada a precisão da reconstrução de imagens 3D com vários parâmetros de aquisição, usando a TC *multislice* e um crânio humano. Materiais e Métodos: 12 pontos cefalométricos clinicamente significativos, com papel importante na cirurgia plástica e odontologia, foram localizados na superfície de um crânio humano seco. As distâncias diretas entre os pontos de referência, medidas com um compasso digital, foram definidas como padrão ouro para avaliar os erros de medidas nas imagens 3D. Um crânio humano seco foi escaneado com a TC *multislice*, em vários parâmetros de aquisição, com espessura do corte de 1,25, 2,50, 3,75 e 5,0 mm para diferentes modos de aquisição, com varredura axial e espiral. Um examinador realizou sete medidas de cada item para as distâncias apresentadas nas imagens 3D interpretadas. Resultados: a qualidade da imagem variou de acordo com a espessura do corte. O corte de 5,0 mm apresentou imagem de qualidade bem mais pobre, com um grau inferior de informações anatômicas, quando comparado com a imagem do corte de 1,25mm. Para um determinado modo de varredura, a espessura do corte foi o fator de importância na qualidade da imagem, e os cortes mais finos produziram imagens melhores. Nos parâmetros de aquisição da imagem, a espessura do corte, e não o modo de varredura, demonstrou afetar a precisão e variabilidade das medidas lineares para imagens de reconstrução 3D.

Rocha (2002) realizou um trabalho com o propósito de estudar a aplicabilidade da computação gráfica em 3D-TC utilizando dados de TC, com o intuito de estabelecer um método de reconstrução facial. Quinze (15) cabeças de cadáveres foram examinadas com TC espiral e estes dados foram transferidos para uma estação de trabalho independente que apresentava um programa considerado o mais moderno em reconstrução e visualização volumétrica (Vitrea<sup>®</sup>). Reconstruído o modelo de face em 3D-TC com a ajuda do programa, dez (10) medidas craniométricas lineares foram realizadas por dois examinadores, independentemente, duas vezes cada uma, após a localização adequada dos pontos antropométricos de interesse. Depois, as medidas físicas reais foram obtidas por um terceiro examinador por meio de um aparelho chamado 3D *digitizer* eletromagnético, primeiramente as medidas tegumentares e em seguida as ósseas após remoção dos tecidos moles. Os resultados demonstraram que esse método oferece adequada precisão e acurácia das medidas lineares, tegumentares e ósseas, determinadas na 3D-TC. Foi possível concluir que a computação gráfica ofereceu recursos valiosos para tornar a análise craniométrica mais fácil e rápida para a Odontologia Forense.

Chidiac (2003) realizaram um trabalho para comparar medições em crânios humanos com suas projeções em radiografias cefalométricas e escanogramas<sup>1</sup> obtidos por tomografia computadorizada, na intenção de aferir a sua aplicabilidade clínica no futuro. Foram selecionados 13 crânios adultos onde a mandíbula foi estabilizada ao crânio na melhor oclusão dentária. Cefalogramas em norma lateral e frontal e escanogramas foram obtidos para cada crânio por meio de um método padronizado. Pontos anatômicos foram localizados nos crânios e nas imagens.

---

<sup>1</sup> Do Inglês *scout view*, escanogramas são as imagens latentes prévias a obtenção do exame tomográfico propriamente dito.

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.

Lascale, Panela e Marques (2004) realizaram um estudo para avaliar a acurácia de medidas lineares obtidas por meio de TCFC (NewTom® 9000). 13 medidas foram obtidas em crânios secos ( $n=8$ ) entre sítios anatômicos internos e externos utilizando um paquímetro. Essas medidas foram consideradas o padrão ouro. Após as medições físicas, os crânios foram submetidos a exame de TCFC. As mesmas distâncias radiográficas foram obtidas nas imagens de TC por meio do *software* NewTom QR-DVT 9000 nas secções axiais de 2,0 mm e nas reconstruções sagitais e coronais. Os dados foram comparados utilizando o teste *t* de Student pareado. Os resultados demonstraram que as medições reais sempre foram maiores do que as obtidas nas imagens de TCFC, mas essas diferenças foram significativas apenas para as estruturas internas da base do crânio. A conclusão desse estudo é que apesar da TCFC subestimar a distância real entre os pontos cefalométricos, as diferenças são significativas apenas para a base do crânio e, conseqüentemente, esse método é válido para medições em estruturas mais próximas à região dento-maxilofacial.

Várias condições que afetam as articulações temporomandibulares (ATM) podem produzir deformidades ósseas, mas-occlusões, disfunções mastigatórias e desarranjos intra-articulares. Os exames comumente utilizados, como a radiografia panorâmica e projeções transcranianas, geram muitas dúvidas no diagnóstico em função dos fatores como sobreposição anatômica, posicionamento do paciente e ângulo de projeção do feixe de raios X. A TCFC representa um grande avanço na

obtenção de imagens com aplicações em Ortodontia, pois pode produzir imagens espaciais com definição sub-milímetrica, com emprego de radiação consideravelmente menor e em tempo razoável (10 a 70 seg.). Hilgers, et al. (2005) realizaram um estudo para definir reformatações multiplanares de TCFC para avaliação das ATMs e comparar a acurácia de medidas lineares das ATMs e estruturas correlatas com a projeção de medições similares realizadas por meio de cefalogramas convencionais e com o padrão ouro (anatomia real). Dimensões lineares entre 11 sítios anatômicos foram mensuradas por meio de um compasso digital para avaliar a anatomia real de 25 crânios humanos secos. Os crânios foram escaneados por um aparelho i-CAT<sup>®</sup> (Xoran Technologies, Ann Arbor, Mich/ Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA). A TCFC e os cefalogramas foram realizados nos três planos ortogonais (cefalometria lateral [CL], pósterio-anterior [PA] e submentovertex [SMV]) adquiridas com placas de fósforo foto-estimulável. Vale ressaltar, que para promover uma atenuação dos raios X, foram posicionados em torno das ATMs, de 2 a 3 balões com água simulando os tecidos moles. Medidas lineares foram realizadas em 7 reconstruções customizadas e nos cefalogramas digitais. Os dados foram comparados utilizando uma análise de variância (ANOVA) por meio do teste *t* de Dunnett. Todas as medidas realizadas em TCFC foram acuradas; entretanto, 3 de 5 medidas na CL, 4 de 5 na PA e 4 de 6 na SMV variaram significativamente da anatomia real com um aumento médio em torno de 12% (variando de 7 a 25,9%). A variação intra-examinador foi altamente confiável na TCFC comparado com a anatomia real e significativamente mais confiável do que nas imagens de CL, PA e SMV. Os autores comentaram, que em estudos de TC convencional, erros de mensurações iguais ou menores do que 5% são clinicamente aceitáveis. Concluindo, os autores admitem que as reformatações multiplanares



oblíquas customizadas obtidas por meio da TCFC com o aparelho i-CAT® geram mensurações confiáveis das dimensões mandibulares e das ATMs.

O método convencional para a avaliação das anomalias craniofaciais e assimetrias é a radiografia panorâmica e a telerradiografia em norma frontal. A confiabilidade da avaliação quantitativa de fatores de simetria utilizando-se a radiografia PA é limitada, em primeiro lugar pela dificuldade na localização dos pontos cefalométricos na parte posterior do crânio como o ponto sela e o bázio, em função da sobreposição de outras estruturas anatômicas e, em segundo lugar, pelos erros no posicionamento do paciente no cefalostato. Katsumata et al. (2005) desenvolveram um procedimento no campo da imagenologia 3D para criar um sistema de avaliação por coordenadas tridimensionais para o diagnóstico de pacientes com assimetria facial. Os dados de TC *multislice* (X-Vision – Toshiba, Tokyo, Japan), com protocolo de 3 mm de espessura de corte por 1,5 mm de intervalo de reconstrução, de 16 indivíduos, foram selecionados retrospectivamente, assim como o de um grupo controle. Pontos anatômicos modificados da cefalometria radiográfica foram utilizados nas imagens 3D-TC e planos de referência 3D no plano sagital mediano, coronal e axial foram construídos e um índice de assimetria em milímetros foi desenvolvido e calculado para cada ponto. A técnica de 3D-TC descrita nesse trabalho portou-se como um método prático e preciso para avaliar a morfologia e assimetria facial. Ao contrário da cefalometria convencional e das imagens panorâmicas, as imagens de 3D-TC não apresentam problemas de sobreposição de imagens e a posição absoluta do ponto ou estrutura anatômica pode ser determinado. Além disso, é possível a produção de imagens que podem ser visualizadas de vários aspectos ou diferentes ângulos. A acurácia e reprodutibilidade da 3D-TC tem sido confirmada. Em estudos prévios com aparelhos

de TC médicos, convencionais, não espirais, Matesson et al. e Hidelbolt et al. reportaram resultados favoráveis.

Park (2006) propõe um tipo novo de análise cefalométrica usando a tomografia computadorizada 3D. Métodos: Imagens axiais de 30 indivíduos foram reconstruídas nos modelos 3D usando o *software* Vworks 4.0 (Cybermed, Seoul, Korea). Os modelos 3D foram medidos com os *softwares* Vsurgery (Cybermed Seoul, Korea). O zigomático, a maxila, a mandíbula, e a convexidade facial foram analisados. Resultados: as medidas foram comparadas com as médias normais coreanas e nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada. A identificação dos pontos cefalométricos foi reproduzível. Conclusões: a tomografia computadorizada tridimensional pode fornecer a informação para o uso no diagnóstico e no planejamento de tratamento. As imagens de CT foram feitas com um CT Hispeed Advantage (GE, medical System Milwaukee, Wis, EUA) com um algoritmo de osso de alta resolução uma matriz de 512 X 512, 120 quilovolts, e 200 miliampéres. A espessura dos cortes axiais foi de 3,0 milímetros, a velocidade da mesa foi de 6 milímetros por segundo, e a imagem 3D foram reconstruídas com um intervalo de corte de 2,0 mm. Os indivíduos foram posicionados com a linha horizontal de Frankfurt, perpendicular ao solo e à linha média facial coincidindo com o longo eixo da máquina de TC. Os pontos cefalométricos foram designados primeiramente no modelo 3D de superfície, e suas posições foram verificadas nas reformatações multiplanares. Foram estabelecidos planos de referência, paralelos ao plano de Frankfurt, que foi construído em ambos os lados utilizando-se os dois pórios e os dois orbitários. Não houve nenhum erro significativo do intra-examinador entre as duas sessões ( $p > .01$ ). Oito das medidas diferiram entre os homens e mulheres (teste de Wilcoxon  $p < .01$ ). Há algumas limitações no uso da 3D-TC como

ferramenta diagnóstica. Foram encontrados erros relativamente grandes na posição vertical (coordenada-z) quando comparadas com as posições antero-posterior (coordenada-y) e transversal (coordenada-x). Entretanto, esses erros podem ser diminuídos se protocolos com cortes mais finos e intervalos de reconstruções menores forem utilizados.

Lopes (2006), em tese de doutoramento, realizou um experimento com o objetivo de avaliar a precisão e acurácia (validade) de medidas ósseas lineares craniofaciais 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<sup>®</sup>. Pontos craniofaciais 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 intra- e interexaminadores, em 3D-TC, e entre estas e as medidas físicas obtidas diretamente nos crânios, utilizando uma ANOVA (análise de variância). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as medidas intra- e interexaminadores, nem entre as medidas físicas em 3D, com  $p > 0,6$ . Em conclusão, todas as medidas lineares craniofaciais foram consideradas acuradas e precisas.

Swennen et al. (2006) realizaram um estudo para apresentar um novo e inovador método de cefalometria 3D. Em um primeiro artigo, os autores criaram e

validaram um sistema de referência *voxel-based* (3D) cefalométrica semi-automático. Os dados de TC (DICOM 3.0), obtidas por meio de um aparelho de TC *multislice* (quatro canais) Light Speed Qx/I General Electric<sup>®</sup> (protocolo de 1,25 mm de espessura de corte por 1 mm de intervalo e reconstrução), de 20 indivíduos com morfologia craniofacial normal foram utilizados nesse estudo. Para investigar a acurácia e a precisão desse sistema de referência cefalométrica 3D (Maxilim<sup>®</sup> versão 1.3.0) um total de 42 (14 horizontais, 14 verticais e 14 transversais) medidas ortogonais foram obtidas duas vezes para cada indivíduo por dois examinadores. O erro intra-examinador foi menor do que 0,88 mm, 0,76 mm e 0,84 mm para as medidas ortogonais horizontais, verticais e transversais respectivamente. O erro interexaminador foi menor do que 0,78 mm, 0,86 mm e 1,26 mm para as medidas ortogonais horizontais, verticais e transversais respectivamente. Para a análise estatística foi utilizada a abordagem de Bland-Altman e os coeficientes de correlação demonstraram alta confiabilidade intra- e interexaminadores. O sistema de referência cefalométrica apresentado provou ser acurado e preciso, e pode ser utilizado para a análise morfológica de tecidos duros e moles da região craniofacial.

Para Rino-Neto et al. (2006), os princípios ideais na avaliação ortodôntica, das imagens craniofaciais, devem incluir a determinação da anatomia o mais próximo do real com relação à precisão, localização espacial, tamanho, forma e relacionamento com as estruturas anatômicas adjacentes e, para isto, é necessária uma avaliação da anatomia nos três planos espaciais, já que esta região é definida tridimensionalmente. Dessa forma, esses autores realizaram uma revisão para fornecer ao clínico uma visão geral sobre a evolução das imagens craniofaciais em ortodontia, dos métodos de uso corrente na obtenção de imagens e suas limitações assim como as inovações na avaliação do complexo craniofacial, como a utilização

da fotogrametria, laser e tomografia computadorizada em 3D, que poderá, em futuro breve, agregar valor ao diagnóstico e planejamento do tratamento em ortodontia e ortopedia craniofacial, assim como para a cirurgia ortognática.

Para Swennen e Schutyser (2006), a cefalometria a partir da TC *multislice* é uma poderosa ferramenta de diagnóstico com diversas vantagens: 1) avaliação verdadeiramente 3D volumétrica dos tecidos duros e moles da cabeça, em tamanho real; 2) (escala 1:1) e análise cefalométrica 3D em tempo real; 3) nenhuma sobreposição de estruturas anatômicas; 4) exatidão e confiabilidade elevada. Embora a cefalometria 3D a partir da TC *multislice* seja um grande avanço em relação à cefalometria convencional, a aquisição de dados apresenta ainda alguns inconvenientes: 1) a posição horizontal do paciente durante o registro impossibilita uma correta avaliação dos tecidos moles; 2) falta de uma oclusão detalhada devida aos artefatos metálicos; 3) limitação ao acesso para o paciente, por causa do custo mais elevado, e 4) exposição de radiação maior do que outros sistemas de aquisição de imagens craniofaciais por raios X. A cefalometria 3D, a partir da TCFC, apresenta algumas vantagens com boas perspectivas para o futuro: 1) exposição reduzida de radiação; 2) avaliação adequada dos tecidos moles por causa do procedimento de obtenção das imagens na posição vertical (iCAT<sup>®</sup>, CB Mercuray<sup>®</sup>); 3) artefatos reduzidos no nível da oclusão; 4) acesso aumentado para o paciente de rotina, por causa da possibilidade de obtenção e avaliação das imagens nos próprio consultório. Para esses autores, técnica cefalométrica apresentada a partir da TC *multislice* é uma ponte entre a cefalometria radiográfica convencional e as modernas técnicas de imagens 3D de alta resolução e acurácia. Espera-se que a cefalometria 3D a partir da TCFC permita, em breve, uma avaliação rotineira do paciente ortodôntico a custo reduzido e com o emprego de baixas doses de

radiação. O quadro comparativo a seguir é um apanhado confeccionado por esses autores e mostra as diferentes doses de radiação em mSv<sup>7</sup>, empregadas nos vários tipos de exames radiográficos e de TC:

Aquisição	Dose efetiva	Equivalente natural em exposição pelo meio ambiente
Crânio total TC <i>multislice</i>	0,93 mSv	97 dias
Mandíbula, maxila e olhos TC <i>multislice</i>	0,41 mSv	50 dias
Mandíbula e maxila TC <i>multislice</i>	0,31 mSv	38 dias
Mandíbula (dentes) TC <i>multislice</i>	0,27 mSv	33 dias
Maxila (dentes) TC <i>multislice</i>	0,21 mSv	26 dias
TCFC (NewTom® 9000)	0,05 mSv	6 dias
Telerradiografia	0,03 mSv	4 dias
Radiografia panorâmica	0,03 mSv	4 dias

Quadro 2.1 -Dose de radiação efetiva para os vários sistemas de aquisição de imagens do complexo craniofacial em milisieverts (dados reportados por Suetens em *Fundamental of Medical Imaging* - <http://www.cambridge.org/catalogue/catalogue.asp?isbn>)

Sweenen, Schutyser e Hausamen (2006), publicaram recentemente o primeiro Atlas sobre análise cefalométrica tridimensional, a partir de dados de TC *multislice*. O livro é destinado a ortodontistas, cirurgiões maxilofaciais, e cirurgiões plásticos, assim como para antropólogos e médicos em geral. Traz informações exaustivas sobre todos os aspectos da análise cefalometrica 3D de tecidos duros e moles. O livro oferece também uma orientação “passo a passo” para os clínicos e pesquisadores interessados na avaliação 3D da face e cabeça.

<sup>7</sup> Glossário de Termos da RSNA: sievert (Sv) - Unidade para avaliação da dose efetiva de radiação ionizante a qual está relacionada com os diferentes tecidos e órgãos expostos a radiação. A quantidade de radiação medida em sieverts é chamada de dose efetiva. millisievert (mSv) – equivalente a mil sieverts.

*"Ninguém comete erro maior do que, não fazer nada, porque só pode fazer um pouco".*

Edmund Burke

**PROPOSIÇÃO**

---

### 3 PROPOSIÇÃO

Após a revisão da literatura, na qual foram abordados em tópicos, dois dos métodos de obtenção de imagens craniofaciais com aplicação em Ortodontia, propusemo-nos a:

- 3.1 - Realizar um estudo comparativo para avaliar a acurácia de medidas cefalométricas lineares obtidas a partir de reconstruções tridimensionais utilizando tomografia computadorizada *multislice*, e das obtidas por meio da telerradiografia em normas lateral e frontal.
  
- 3.2 - Avaliar a precisão intra-examinador e interexaminadores na obtenção de medidas de grandezas cefalométricas lineares obtidas a partir de reconstruções tridimensionais utilizando tomografia computadorizada *multislice*, e das obtidas por meio das telerradiografias em normas lateral e frontal.
  
- 3.3 - Testar a Hipótese Nula ( $H_0$ ) de que há concordância entre as mensurações de grandezas lineares obtidas a partir de imagens reconstruídas tridimensionalmente por meio da tomografia computadorizada, e das obtidas a partir de telerradiografias em normas lateral e frontal.



*"A concentração do esforço e o hábito de trabalhar com um propósito, eis os dois fatores essenciais para o triunfo, e que se encontram sempre juntos. Um faz nascer o outro".*

Napoleon Hill

## **MATERIAL E MÉTODOS**

---

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Seleção da Amostra

A amostra para esta pesquisa foi constituída de 10 (dez) crânios humanos secos, (Figura 4.1) com a mandíbula relacionada à maxila e estabilizada, com base na melhor intercuspidação dentária e assentamento da cabeça da mandíbula na fossa mandibular. Os crânios foram previamente selecionados, sem distinção de etnia ou gênero 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). O projeto desta pesquisa foi submetido à análise do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (CEP-FOUSP) e o parecer de aprovação número 83/06 encontra-se no (Anexo B).



Figura 4.1 - Recipiente confeccionado para a acomodação e transporte dos crânios

## 4.2 Materiais

### 4.2.1 Materiais para obtenção das tomografias computadorizadas

- Tomógrafo computadorizado *multislice* Aquilion® 16 (Toshiba Medical, Tokyo, Japan) com 16 canais, pertencente ao Instituto do Coração de São Paulo (INCOR/FMUSP), (Figura 4.2) com a sua correspondente *workstation* (DELL Precision 650 Windows XP).



Figura 4.2 - Tomógrafo Aquilion® 16 (Toshiba Medical, Tokyo, Japan)

- Recipiente de PVC com espessura, altura e diâmetro pré-determinados, para permitir o posicionamento dos crânios na mesa de tomografia simulando os

tecidos moles da cabeça e atenuando o feixe de radiação, durante a aquisição da TC.

- Microcomputador portátil HP modelo Zv5000® com processador AMD Athlon® 64 3400 + com 100 gigabytes de memória de disco rígido, para a transferência dos arquivos de imagens tridimensionais (3D-TC), da workstation do INCOR para a workstation do laboratório de imagens 3D da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (Labi-3D).
- 60 unidades de CD-ROM para a gravação das cópias de segurança.
- Estação de trabalho independente (DELL Precision 650 Windows XP) contendo o software Vitrea® versão 3.4.5 (Vital Images Inc. Plymouth, MN, EUA) para obtenção das reconstruções multiplanares (coronal e sagital) e em terceira dimensão (3D-TC) das imagens dos cortes axiais originais (Figura 4.3).

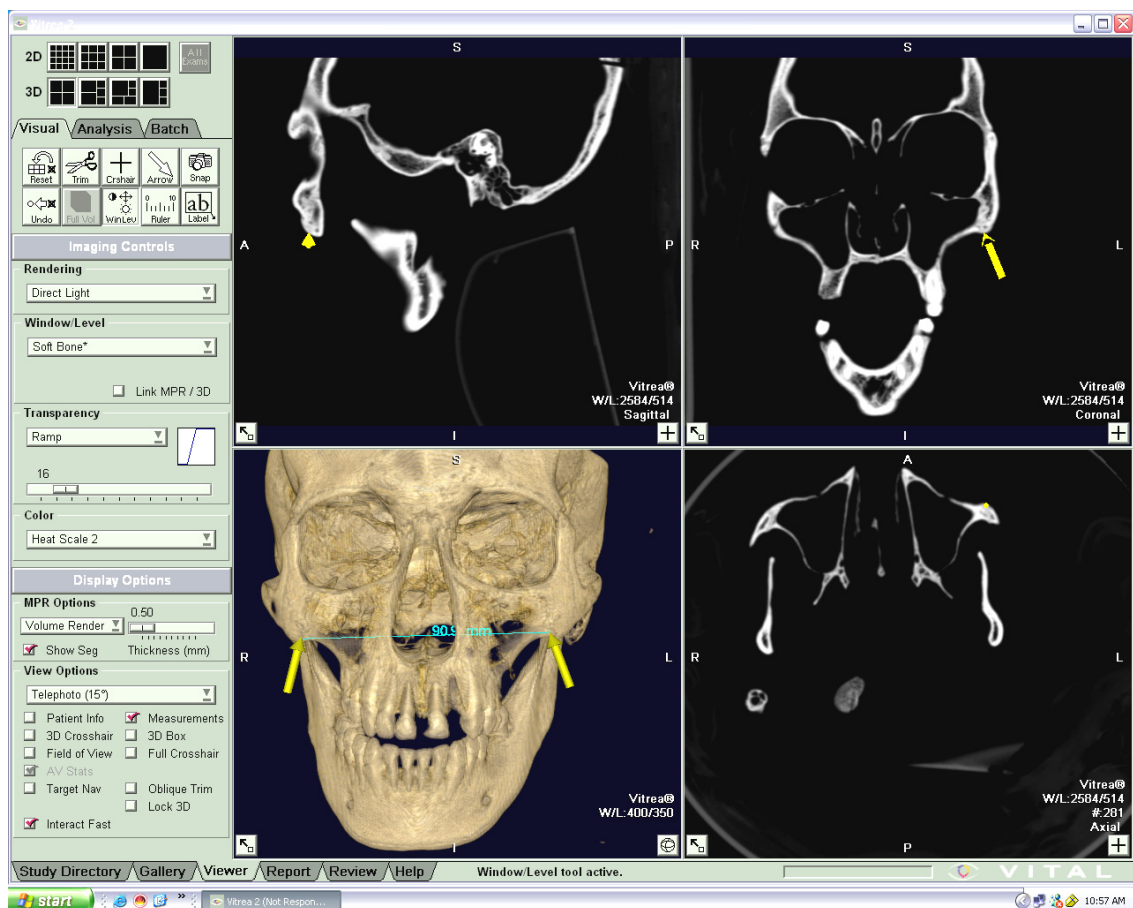


Figura 4.3 - Tela do software Vitrea® (Vital Images Inc. Plymouth, MN, USA)

#### 4.2.2 Materiais para obtenção das telerradiografias em norma lateral e frontal

Para obtenção das telerradiografias em norma lateral e frontal foram utilizados os seguintes materiais:

- Equipamento de raios X: marca Yoshida Dental, modelo Panoura<sup>®</sup> – 10 CSU. Especificações: tubo de raios X Toshiba D 103S, quilovoltagem/pico de 90kVp, e miliamperagem de 10mA (YOSHIDA DENTAL MFG. CO., LTD., Sumida-ku, Tokyo, Japan), (Figura 4.4).



Figura 4.4 - Aparelho de raios X Panoura 10 CSU Yoshida Dental (YOSHIDA DENTAL MFG. CO, LTD, Sumida-ku, Tokyo, Japan)

- Processadora automática de filme de raios X da marca Air Techniques<sup>®</sup>, modelo A/T 2000 plus.
- Chassis: marca Kodak<sup>®</sup>, modelo X-Omatic, com écran lanex regular, dimensão 18 cm x 24 cm.
- Filme para raios X da marca Kodak<sup>®</sup>, modelo TMG/RA, dimensão de 18 cm x 24 cm.
- Cartão em papel preto de gramatura 90g/m<sup>2</sup> com dimensões de 18 cm x 24 cm.
- Revelador da marca Kodak<sup>®</sup>, modelo Readymatic (solução pronta).
- Fixador da marca Kodak<sup>®</sup>, modelo Rpx – Omat (solução pronta).

#### 4.2.3 Material para a digitalização das telerradiografias

- Scanner Epson<sup>®</sup> modelo CX4500 com resolução de até 600dpi.

#### 4.2.4 Material para arquivar as imagens digitais e utilizar os *softwares* necessários

- Microcomputador portátil HP modelo Pavilion zv5000<sup>®</sup> com processador AMD Athlon<sup>®</sup> 64 3400 +, com 100 gigabytes de memória de disco rígido.



#### 4.2.5 Material para a demarcação dos pontos cefalométricos, determinação dos planos e linhas cefalométricas e mensuração das grandezas cefalométricas

- *Software Dolphin*<sup>®</sup> (Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, CA – EUA). (Figura 4.5)
- Dispositivo apontador (*Notebook Optical Mouse*) – *Microsoft*<sup>®</sup> (Microsoft Corp., One Microsoft Way, Redmond, WA, USA).

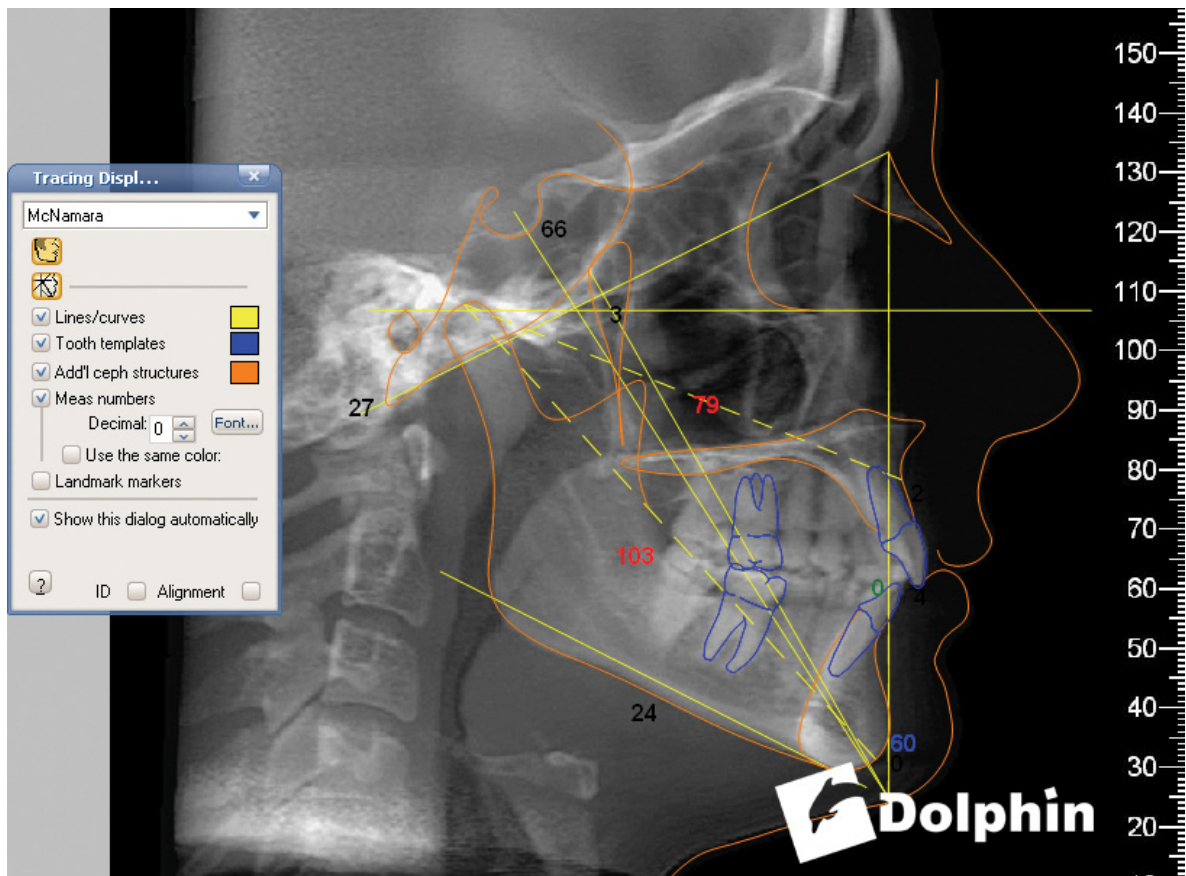


Figura 4.5 - *Software Dolphin*<sup>®</sup> (Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, CA, USA)

## 4.3 Métodos

### 4.3.1 Método para a obtenção das Tomografias Computadorizadas

Os crânios secos foram submetidos à tomografia computadorizada *multislice* (Aquilion16<sup>®</sup> Toshiba Medical, Tustin, CA, EUA) no INCOR, com campo de varredura (*FOV – Field of view*) iniciando-se ligeiramente acima da 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 da cabeça da mandíbula na fossa mandibular.

Convém ressaltar que para a aquisição da imagem dos crânios no tomógrafo, esses foram apoiados a um suporte de borracha e colocados no interior de um recipiente de PVC<sup>8</sup> - *Poly Vinyl Chloride*, com espessura, altura e diâmetro pré-determinados para simulação dos tecidos moles (SCHLEIDT, 2002).

Os crânios foram acondicionados no interior deste recipiente, e estabilizados com o auxílio de tecido. Tal recipiente foi então fixado à mesa do aparelho de tomografia com fitas adesivas, permitindo, dessa forma, uma posição constante dos

---

<sup>8</sup> Poli(Cloreto) de Vinila: polímero termoplástico, (nota do autor).



crânios na mesa durante toda a aquisição dos dados. O plano horizontal de Frankfurt permaneceu perpendicular ao solo.

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<sup>®</sup> versão 3.4.5), via DICOM *standard*<sup>®</sup>, situado no INCOR, e gravados em CD-ROMs, possibilitando a revisão de qualquer imagem sem perda de qualidade.



Figura 4.6 - Crânio estabilizado e envolvido pelo recipiente de PVC<sup>®</sup> posicionado na mesa de tomografia computadorizada *multislice*, para a aquisição do exame (Lopes, 2006)

Posteriormente, esses dados foram transportados para o Labi-3D / FOUSP, onde o processamento das reconstruções e as análises quantitativas foram desenvolvidas.

#### 4.3.2 Método para a obtenção das telerradiografias em normas lateral e frontal

Vinte telerradiografias foram obtidas no Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da FOUSP, pelo mesmo operador. As telerradiografias em normas lateral e frontal foram obtidas com a posição da mandíbula em relação à maxila exatamente da mesma forma em que foram obtidas as tomografias computadorizadas, ou seja, na melhor intercuspidação dentária e assentamento da cabeça da mandíbula na fossa mandibular (Figura 4.7).

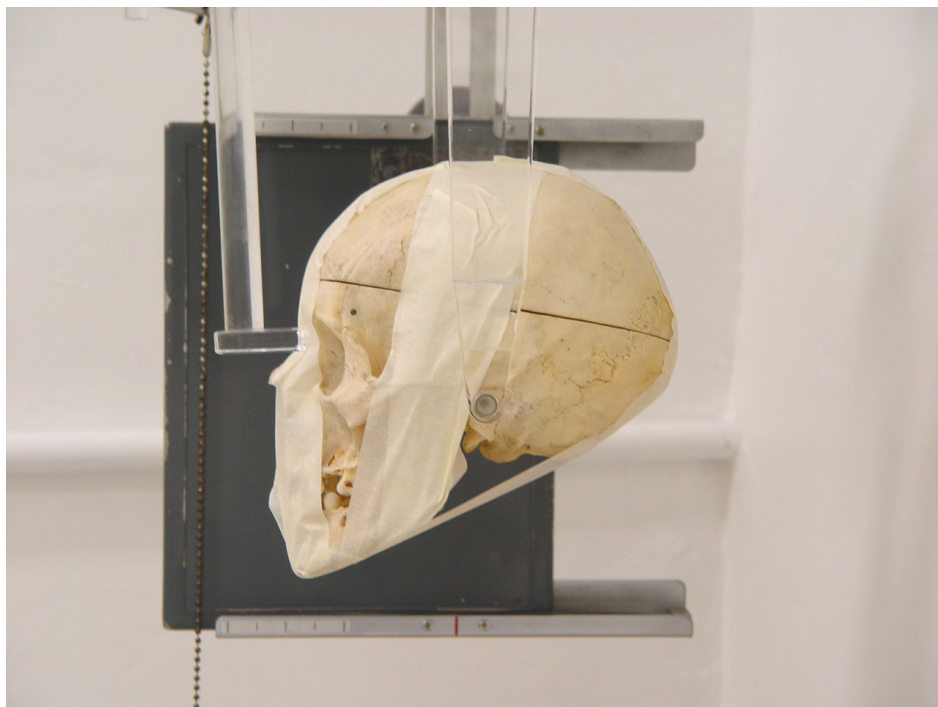


Figura 4.7 -Crânio estabilizado no cefalostato com o plano de Frankfurt paralelo ao solo e o plano sagital mediano paralelo ao filme

A posição dos crânios foi orientada no cefalostato, com o plano horizontal de Frankfurt paralelo ao solo, mantendo o plano sagital perpendicular ao feixe de raios X. As olivas foram inseridas no interior do meato acústico externo para o posicionamento, e o estabilizador do násio posicionado para evitar rotações dos crânios. A distância da fonte de raios X ao plano sagital médio dos crânios, foi de 1,52 m, e a do chassi porta-filme, o mais próximo possível dos crânios. Nas telerradiografias em norma lateral (TL) o feixe de raios X incidiu diretamente no meato acústico externo com o lado esquerdo mais próximo ao filme, enquanto que, nas telerradiografias em norma frontal (PA) o feixe de raios X incidiu no ponto médio da distância entre os dois meatos acústicos externos com o osso frontal tocando o filme. Nessa fase, foi utilizado um cartão de papel preto nas dimensões do filme radiográfico, no interior do chassi porta-filme, para atenuar a ação dos ecrans intensificadores e simular os tecidos moles da cabeça, de forma semelhante a metodologia empregada nas tomografias computadorizadas, em que foi utilizado o recipiente de PVC.

#### 4.3.3 Método para a obtenção das grandezas cefalométricas

##### 4.3.3.1 Digitalização e edição das telerradiografias em norma lateral e frontal:

As telerradiografias em norma lateral e frontal acompanhadas do compasso de calibração do *software* Dolphin<sup>®</sup> (régua de 100 mm) fornecido pelo fabricante, foram digitalizadas no scanner Epson<sup>®</sup> CX4500 com resolução de 400dpi e arquivadas em formato JPEG (*Joint Photographic Experts Group*), na memória do

microcomputador. A edição das imagens foi feita no programa Adobe® Photoshop versão 7.0.1, para a padronização e compatibilização do tamanho da imagem digital com o tamanho da telerradiografia lateral. Foram ajustados também o brilho, o contraste e a intensidade das imagens das telerradiografias, para possibilitar condições de identificação das estruturas anatômicas e pontos cefalométricos nas radiografias selecionadas. (Figura 4.8)

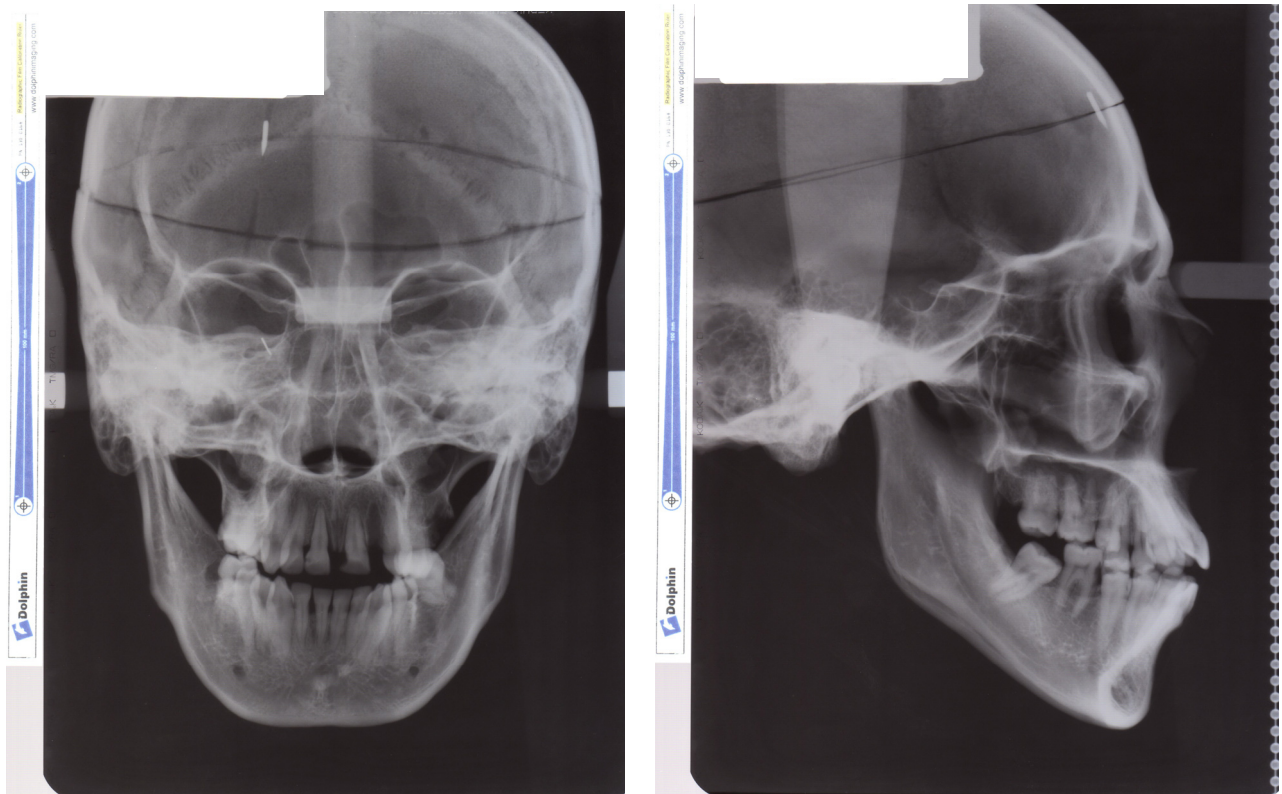


Figura 4.8 -Imagens das telerradiografias em norma lateral e frontal com a respectiva régua de calibração, após os ajustes realizados por meio do *software* Adobe® Photoshop.

As grandezas cefalométricas (Figura 4.9) foram mensuradas por 02 (dois) examinadores previamente calibrados por um terceiro examinador experiente em analisar e mensurar radiografias cefalométricas, de forma independente, em ocasiões distintas, utilizando um microcomputador portátil HP Pavilion® zv5000 com

monitor de cristal líquido de alta resolução, com 1024 x 768 pixels e operando em qualidade máxima de cor de 32 bits; e o *software* Dolphin® (Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, CA – EUA) com o protocolo padrão recomendado pelo fabricante. As imagens foram calibradas pelo fator de correção do *software* na distância de 100 mm. As medições foram feitas duas vezes, com um intervalo de tempo entre elas de 14 dias. A demarcação dos pontos foi realizada no monitor, por meio do dispositivo apontador (*mouse*) do computador, com o auxílio das ferramentas de imagens disponíveis no próprio *software*. Não foi utilizado qualquer fator de correção radiográfica (magnificação) no *software* empregado para as observações nas telerradiografias.

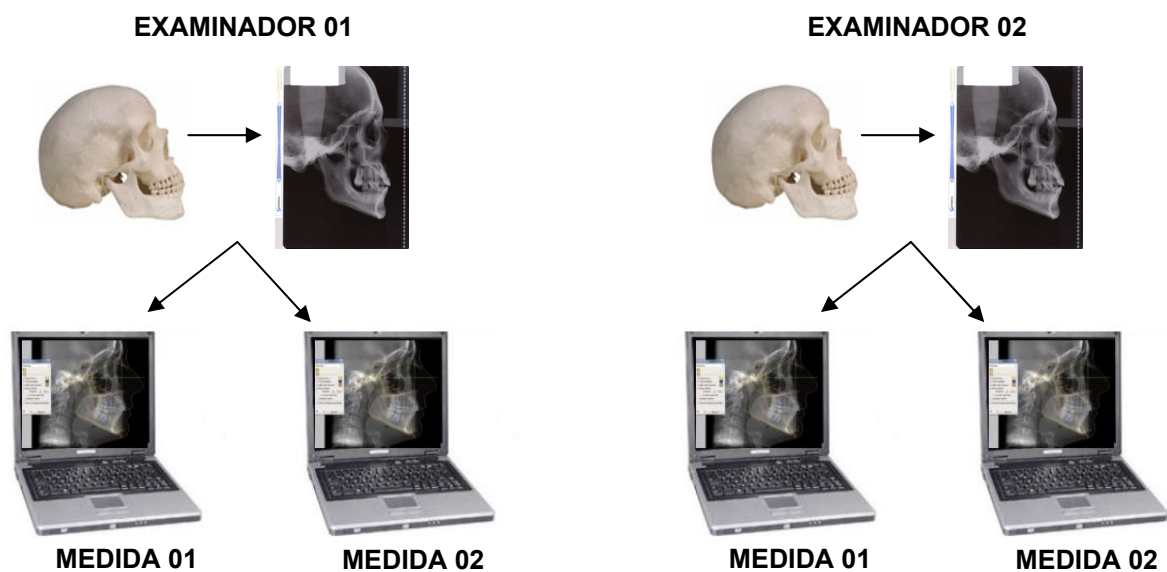


Figura 4.9 – Sinopse da metodologia adaptada de Kohn e Cheverud (1992) utilizado para testar este sistema de dados

#### 4.3.3.2 Descrição dos pontos e grandezas cefalométricas

Os pontos cefalométricos e as grandezas lineares que foram utilizados neste trabalho foram baseados em duas análises cefalométricas tradicionais em Ortodontia, a Análise Frontal de Ricketts (Ricketts, 1960) e a Análise de McNamara (McNamara, 1984). A escolha do elenco de grandezas cefalométricas para a realização do presente trabalho foi relacionada com a variabilidade da distância dos pontos cefalométricos entre o filme e a fonte de raios X.

##### 4.3.3.2.1 Telerradiografia Frontal

- **Pontos Zm(d) e Zm(e):** Pontos bilaterais localizados na porção mais inferior da sutura zigomático-maxilar. Zm (direito) Zm (esquerdo).
- **Pontos AZ e ZA:** Pontos mais externos da raiz do arco zigomático: AZ (direito) ZA (esquerdo).
- **Pontos AG e GA:** Pontos bilaterais na margem inferior das protuberâncias antegoniais, localizados na intersecção dos contornos gonial e antegonial: AG (direito) GA (esquerdo).

##### 4.3.3.3 Linhas cefalométricas

- **Linha Zm(d)-Zm(e):** Pontos de referência: Zm(d) e Zm(e).
- **Linha AG-GA:** Pontos de referência: AG e GA.
- **Linha ZA-AZ:** Pontos de referência: ZA e AZ.



#### 4.3.3.4 Grandezas Cefalométricas

- **Largura da Maxila:** distância entre os pontos Zm(d) e Zm(e) (Figura 4.10).

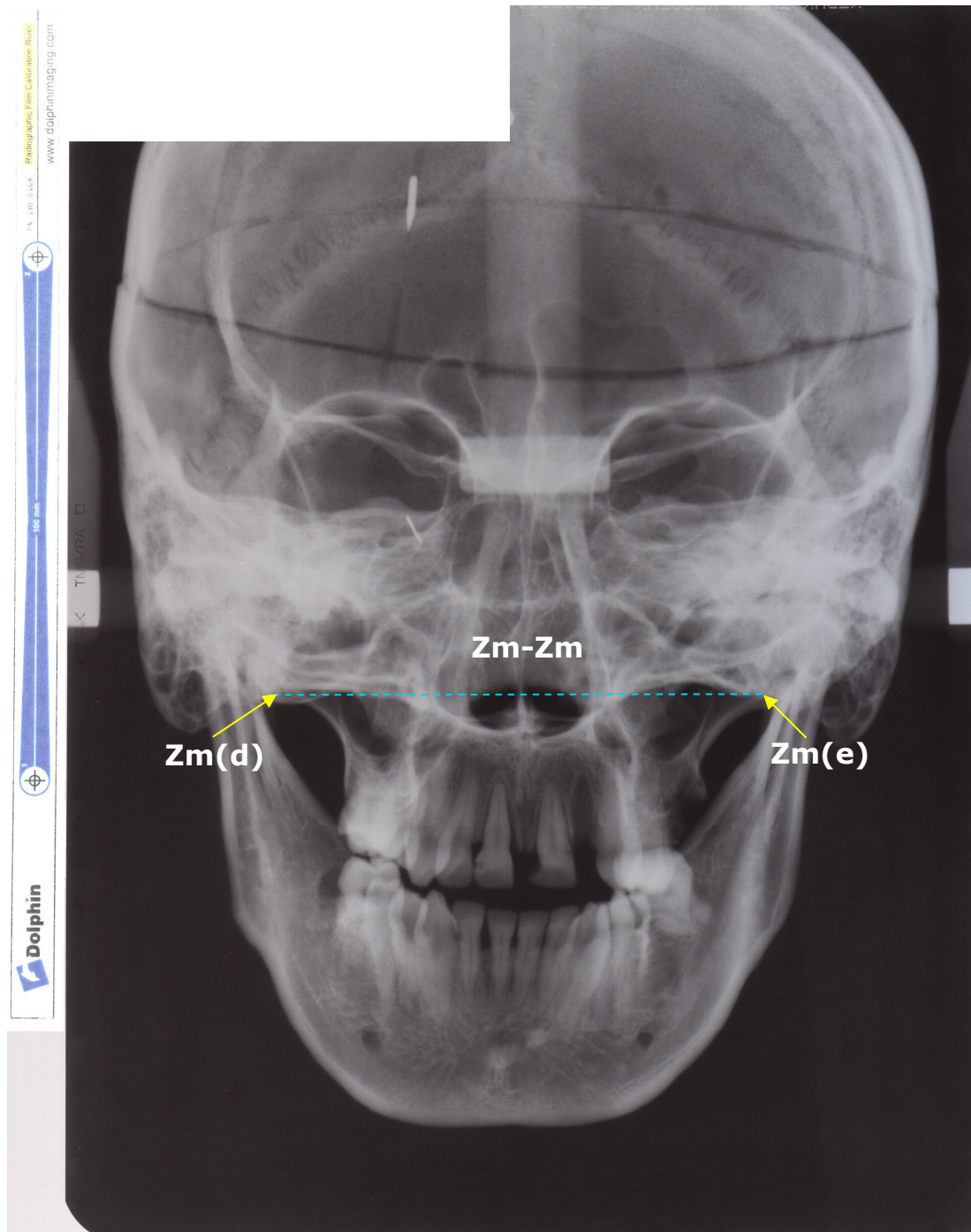


Figura 4.10 - Grandeza Zm(d)-Zm(e) (distância entre os pontos Zm bilaterais)

- **Largura da Mandíbula:** distância entre os pontos AG e GA (Figura 4.11).

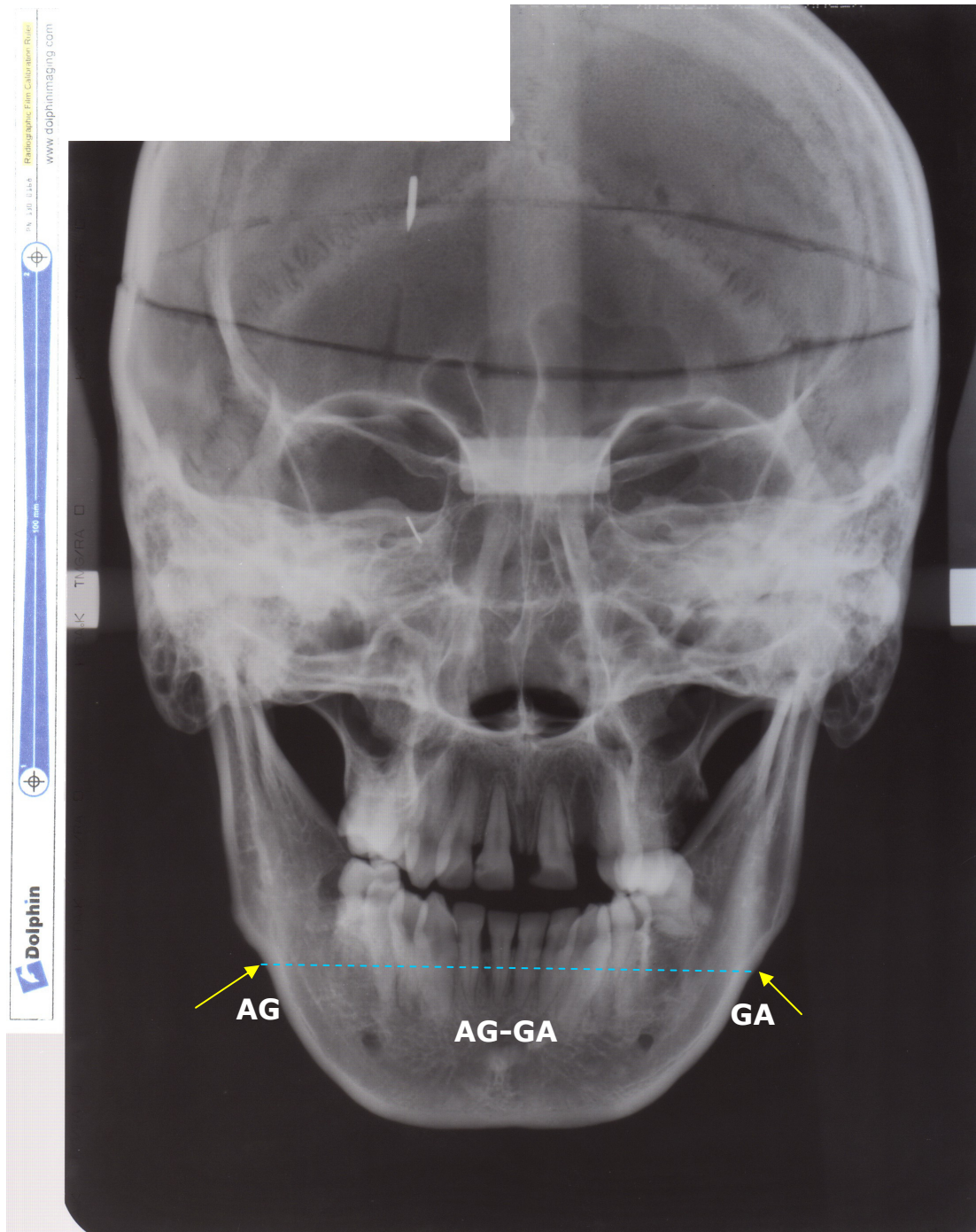


Figura 4.11 - Grandeza AG-GA (distância entre os pontos AG e GA)



- **Largura Facial:** distância entre os pontos AZ e ZA (Figura 4.12).



Figura 4.12 - Grandeza AZ-ZA (distância entre os pontos AZ e ZA)

#### 4.3.3.2 Telerradiografia Lateral

- **Ponto Condílio (Co):** ponto mais posterior e superior da cabeça da mandíbula.
- **Ponto A:** ponto mais profundo da curvatura anterior da maxila, situado entre a espinha nasal anterior e o *próstio*<sup>10</sup>.
- **Ponto Espinha nasal anterior (ENA):** ponto mais anterior do assoalho das fossas nasais.
- **Ponto Gnático (Gn):** ponto mais inferior e anterior da sínfise mentoniana.
- **Ponto Mentoniano (Me):** ponto mais inferior da sínfise mentoniana.

#### 4.3.3.5 Linhas cefalométricas

- **Linha CO-A:** Pontos de referência Co e A.
- **Linha CO-Gn:** Pontos de referência Co e Gn.
- **Linha ENA-Me:** Pontos de referência: ENA e Me.

---

<sup>10</sup> *Próstio:* referência craniométrica localizada no ponto mais anterior, na linha mediana do processo alveolar da maxila, também conhecido como ponto alveolar.

#### 4.3.3.6 Grandezas Cefalométricas

- **Comprimento efetivo da maxila:** distância entre os pontos Co-A (Figura 4.13).

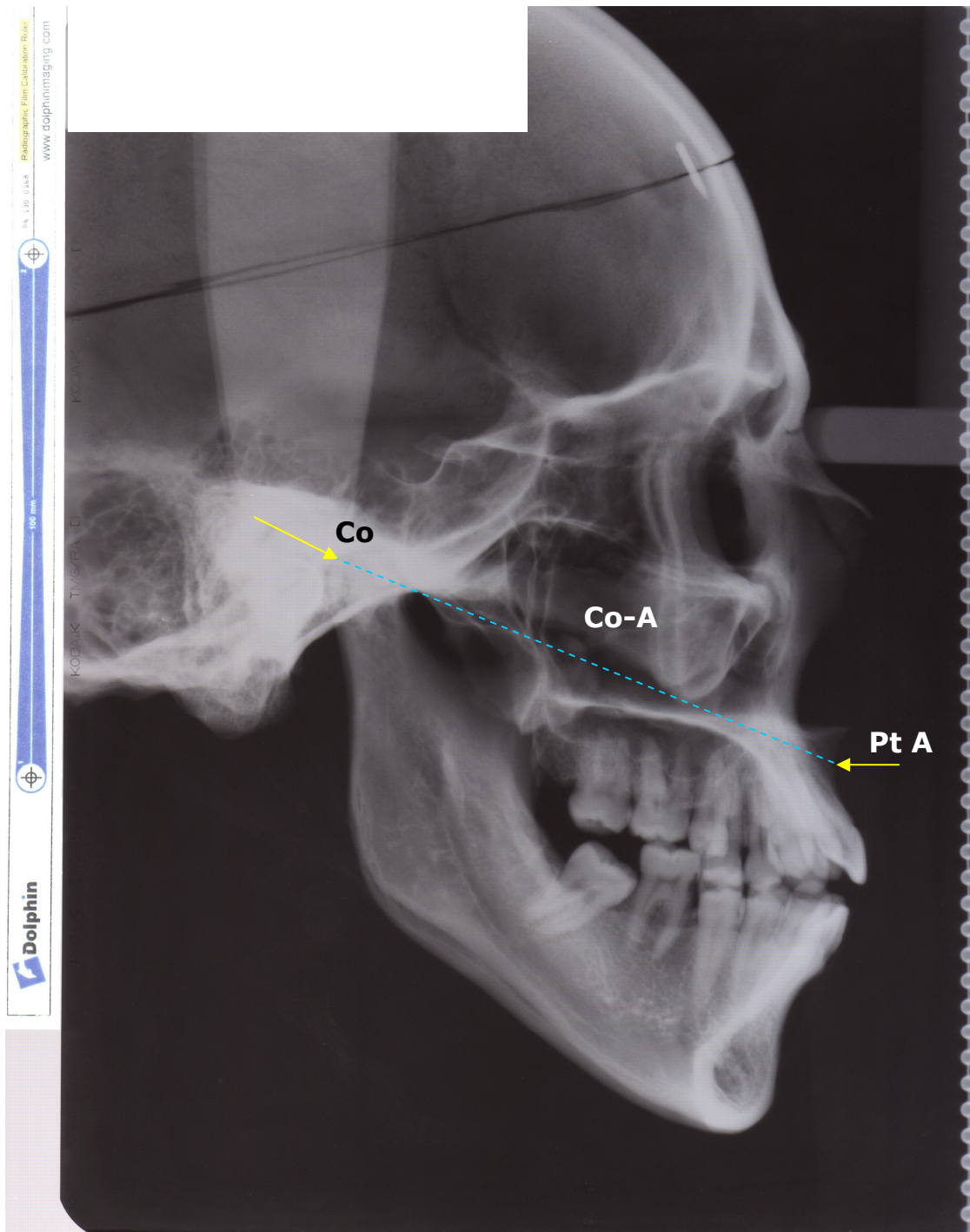


Figura 4.13 - Grandeza Co-A (distância entre os pontos Co e Pt A)



- **Comprimento efetivo da mandíbula:** distância entre os pontos Co-Gn (Figura 4.14).

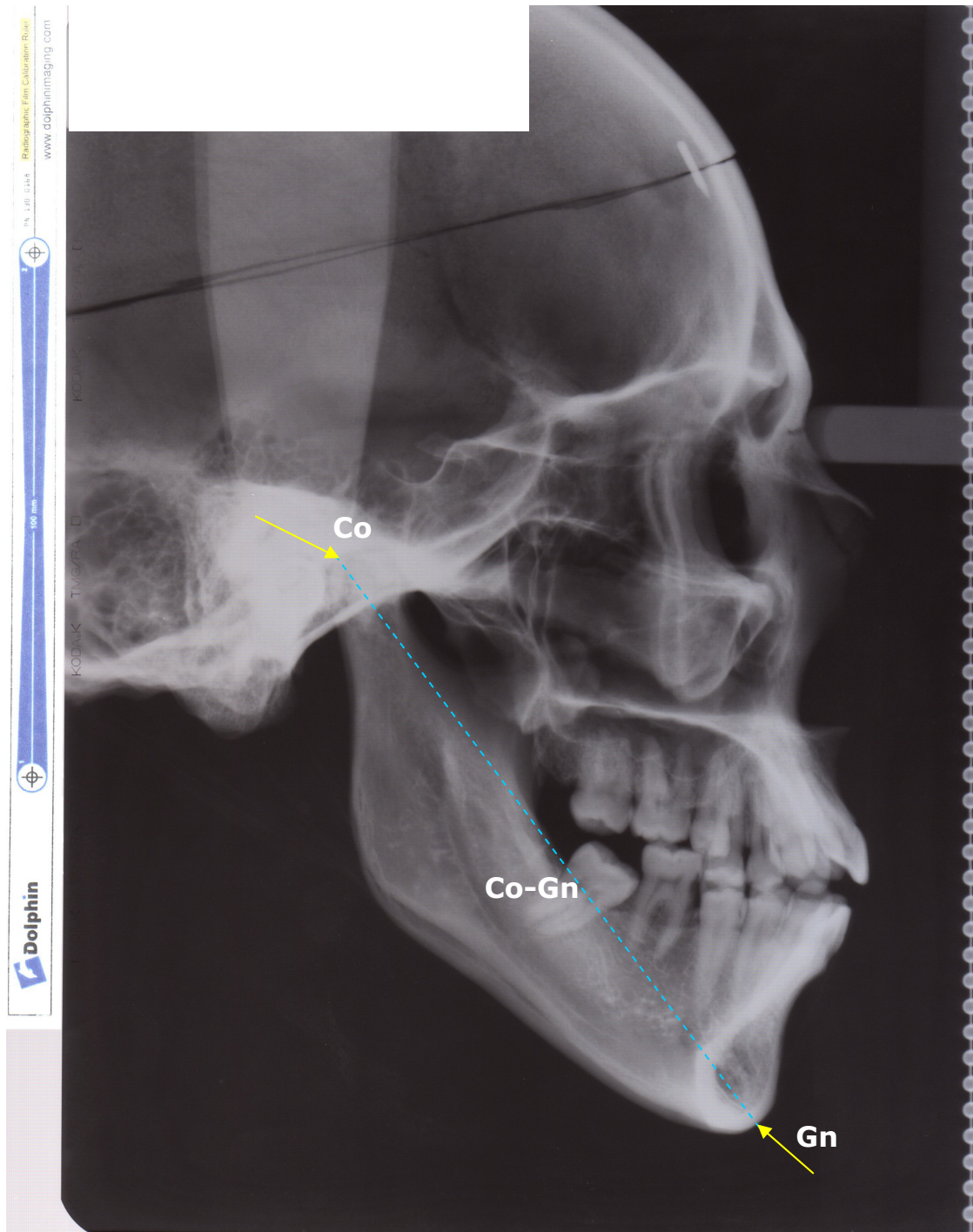


Figura 4.14 - Grandeza Co-Gn (distância entre os pontos Co e Gn)

- **Altura Facial Antero-inferior – AFAI:** distância entre os pontos ENA-Me  
(Figura 4.15).

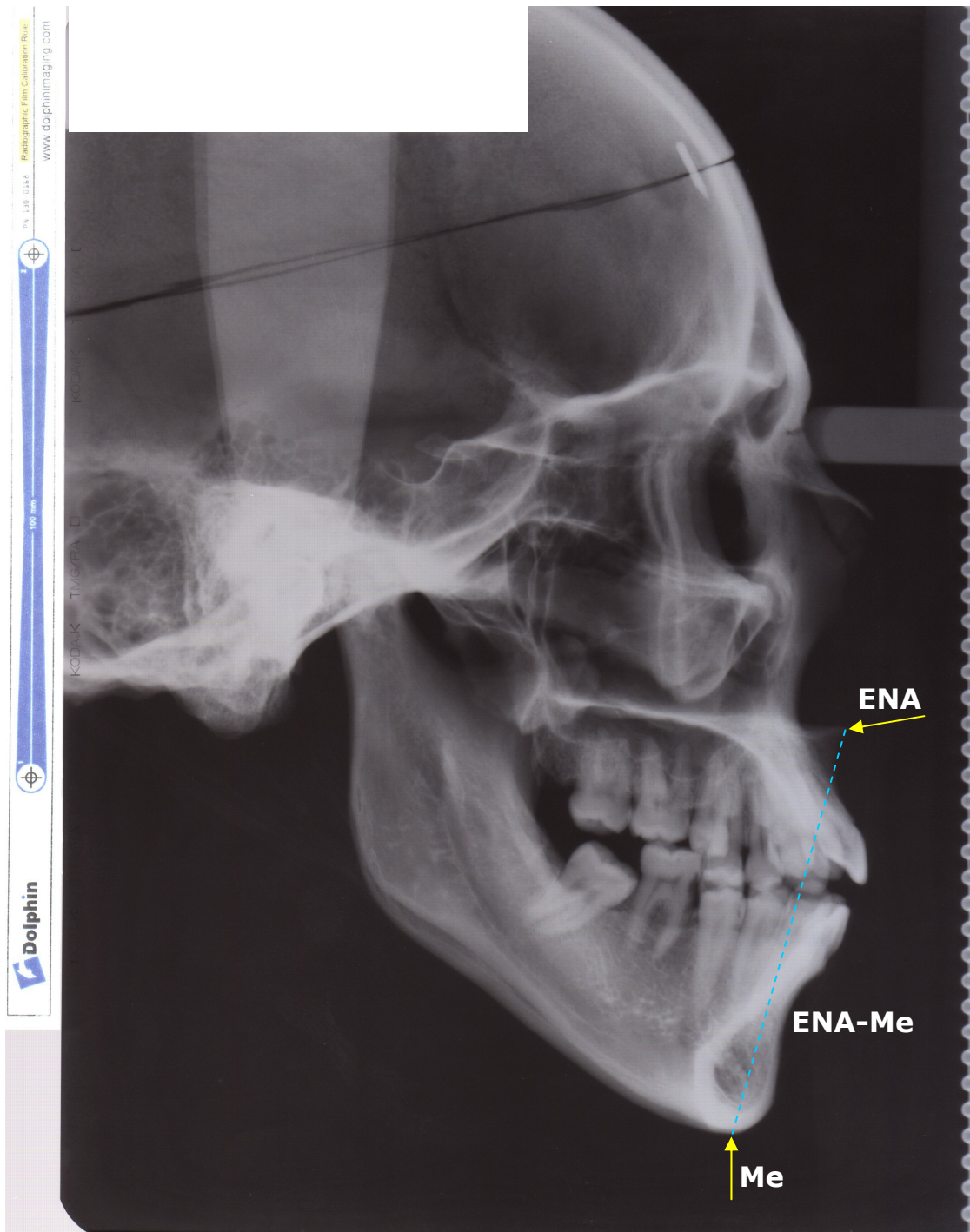


Figura 4.15 - Grandeza ENA-Me (distância entre os pontos ENA e Me)

#### 4.3.4 Medidas nas imagens de tomografia computadorizada (3D-TC)

As medidas cefalométricas na 3D-TC foram realizadas pelos mesmos examinadores, previamente calibrados por um terceiro examinador experiente em analisar e mensurar tomografias computadorizadas, de forma independente, em ocasiões distintas, numa estação de trabalho independente, utilizando o programa de visualização volumétrica Vitrea<sup>®</sup> versão 3.4.5 para a realização das medidas, que foram feitas duas vezes, com um intervalo de tempo de 14 dias entre elas. (Figura 4.16).

As grandezas Co-A e Co-Gn foram medidas nos lados direito e esquerdo dos crânios. Foi utilizado o protocolo proposto por Lopes (2006) descrito no Anexo A.

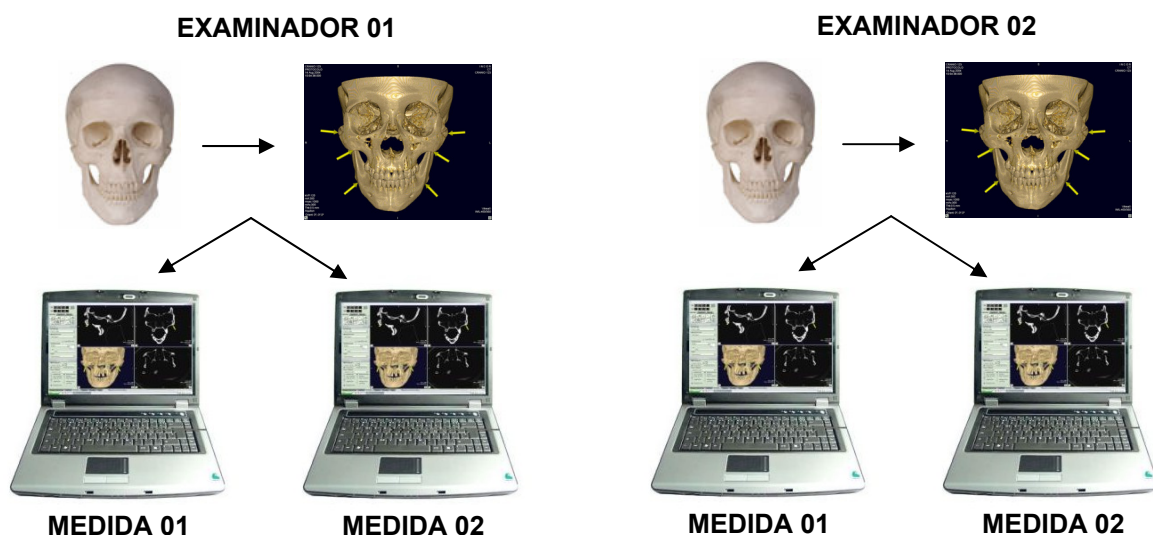


Figura 4.16 -Semelhante à metodologia utilizada para a obtenção das medidas nas telerradiografias, as grandezas na 3D-TC, foram mensuradas duas vezes, por dois examinadores experientes de forma independente e com intervalo de tempo de 14 dias entre elas



#### 4.3.4.1 Descrição dos pontos e grandezas localizadas nas Tomografias Computadorizadas (3D-TC)

##### 4.3.4.1.1 Pontos Cefalométricos

- **Pontos Zm(d) Zm(e):** pontos bilaterais localizados na porção mais inferior da sutura zigomático-maxilar: Zm (direito) Zm (esquerdo).
- **Pontos ZA e AZ:** pontos mais externos da raiz do arco zigomático: ZA (esquerdo) AZ (direito).
- **Pontos AG e GA:** pontos bilaterais na margem inferior das protuberâncias antegoniais, localizados na intersecção dos contornos gonial e antegonial: AG (direito) GA (esquerdo).
- **Ponto Condílio (Co):** ponto mais posterior e superior da cabeça da mandíbula. Foram demarcados os pontos condílio dos lados direito e esquerdo.
- **Ponto A:** ponto mais posterior sobre a curvatura anterior da maxila, situado entre os pontos espinha nasal anterior e próstio.
- **Ponto Espinha nasal anterior (ENA):** ponto mais anterior do assoalho das fossas nasais.
- **Ponto Gnático (Gn):** ponto mais inferior e anterior da sínfise mentoniana.
- **Ponto Mentoniano (Me):** ponto mais inferior da sínfise mentoniana.

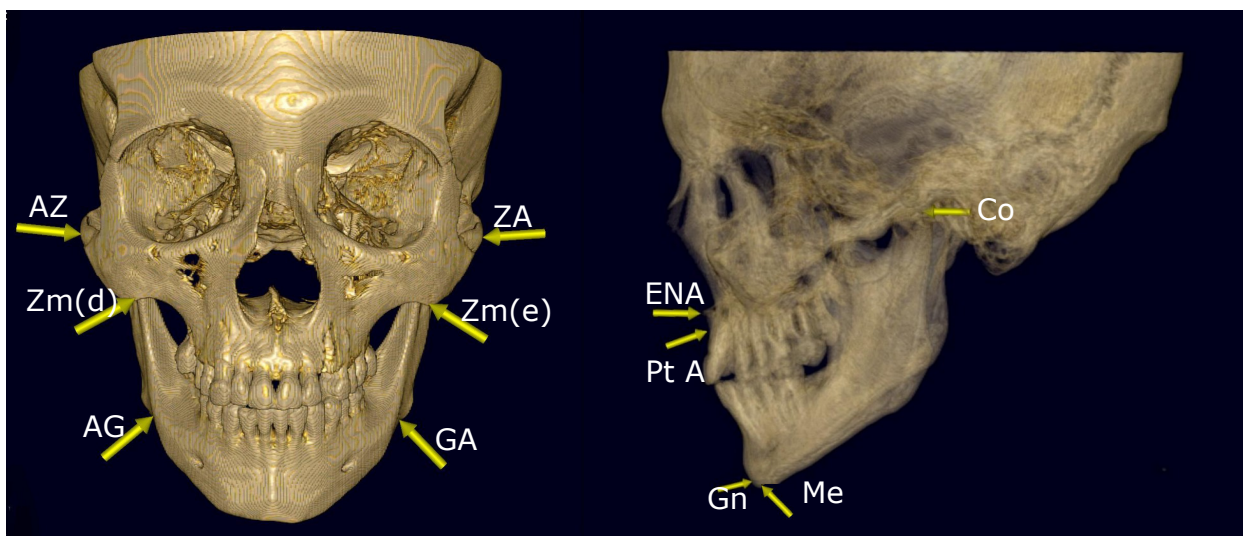


Figura 4.17 - Pontos cefalométricos utilizados no aspecto frontal: Zm(d) e Zm(e), AG e GA e AZ e ZA; e aspecto lateral: Co, ENA Ponto A e Gn e Me

#### 4.3.4.1.2 Grandezas Cefalométricas

- **Largura da Maxila:** distância entre os pontos Zm(d) e Zm(e) (Figura 4.18).

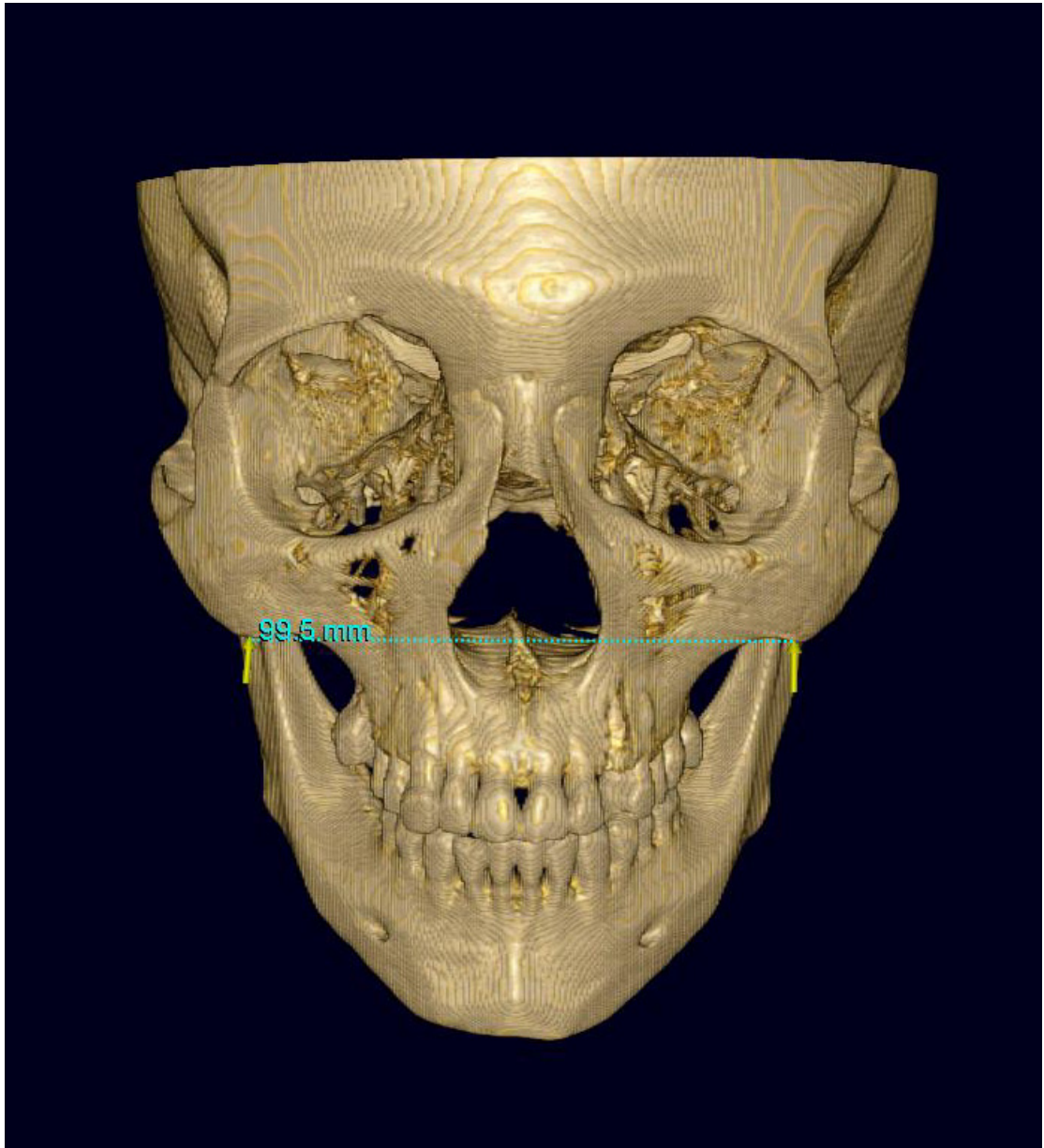


Figura 4.18 - Grandeza Zm(d)-Zm(e) (distância entre os pontos Zm bilaterais). Notar a distância medida pelo software Vitrea<sup>®</sup> em 99,5 mm



- **Largura da Mandíbula:** distância entre os pontos AG e GA (Figura 4.19).



Figura 4.19 -Grandeza AG-GA (distância entre os pontos AG e GA). Notar a distância medida pelo software Vitrea® em 80,6 no aspecto ínfero-superior da imagem em 3D-TC

- **Largura Facial:** distância entre os pontos AZ e ZA (Figura 4.20).

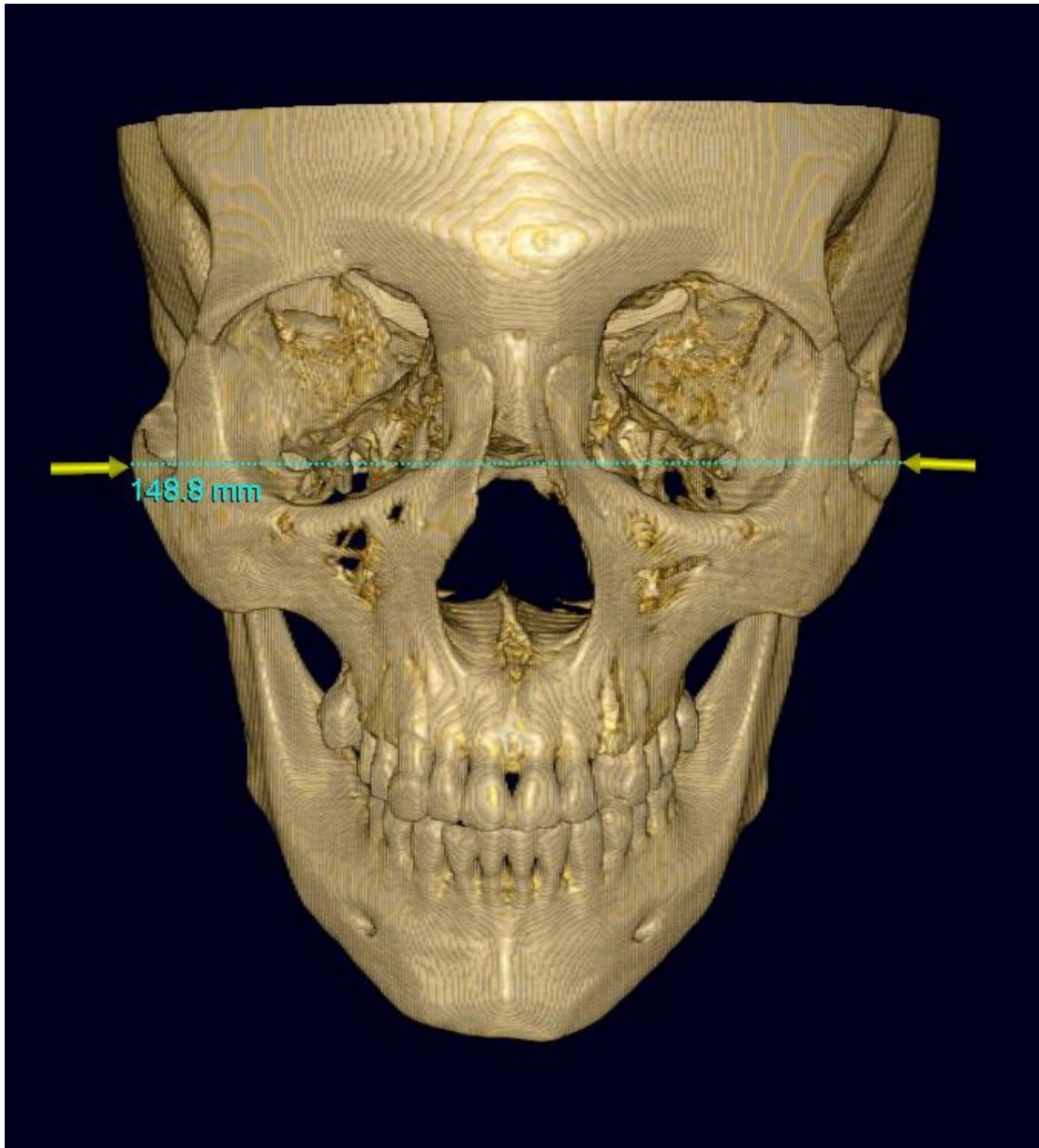


Figura 4.20 - Grandeza AZ-ZA (distância entre os pontos AZ e ZA). Notar a distância medida pelo software Vitrea® em 148,8 mm

- **Comprimento efetivo da maxila do lado esquerdo:** distância do ponto A, ao ponto condílio no lado esquerdo, Co-A (e)<sup>11</sup> (Figura 4.21).

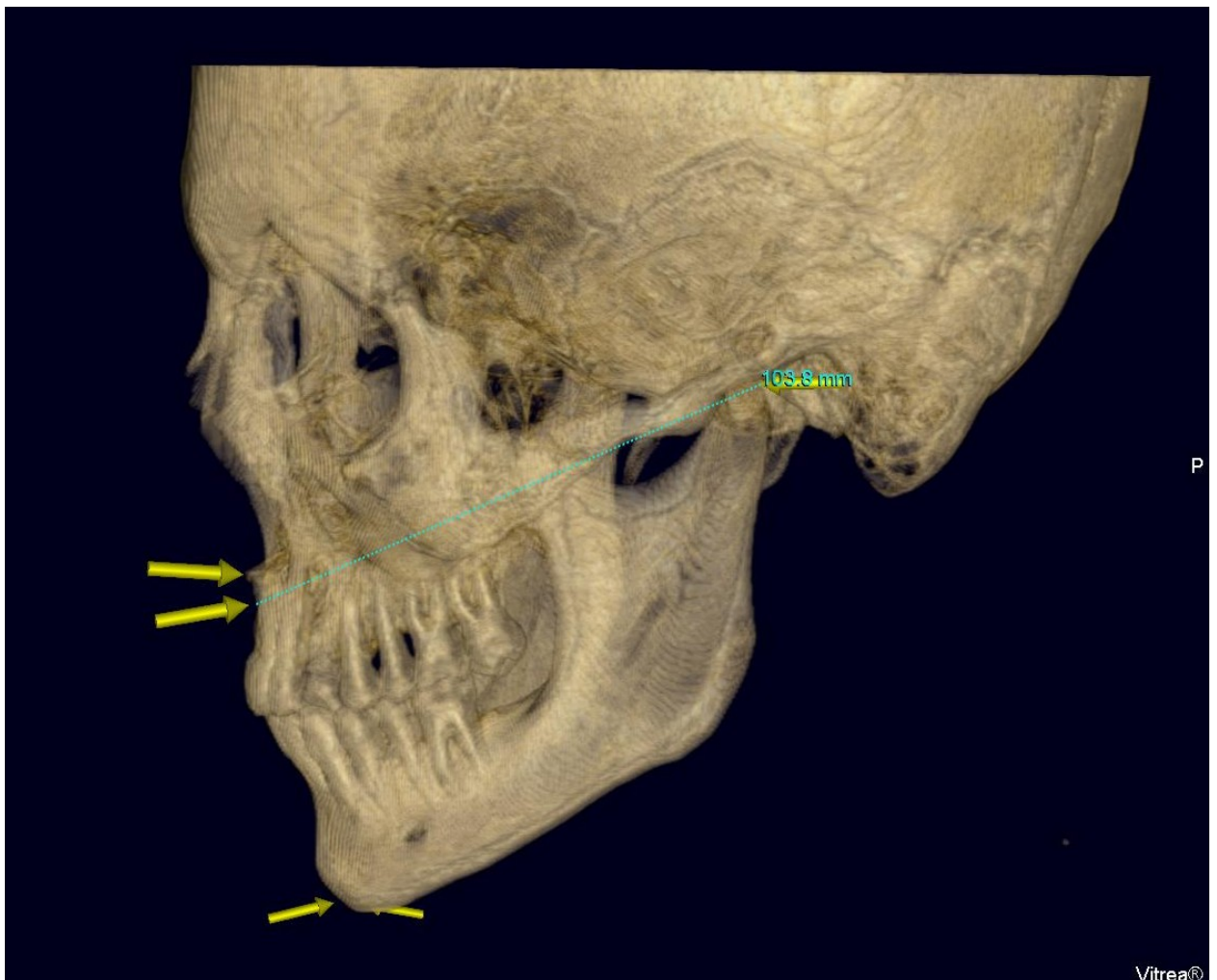


Figura 4.21 -Grandeza Co-A (distância entre os pontos Co e A). Notar a distância medida em 103,8 mm, pelo software Vitrea<sup>®</sup> no aspecto esquerdo da imagem

<sup>11</sup> Nota do autor: a título de ilustração, serão apresentadas apenas as grandezas obtidas do lado esquerdo da imagem de 3D-TC.

- **Comprimento efetivo da mandíbula do lado esquerdo:** distância que une os pontos condílio e gnátio, no lado esquerdo, Co-Gn (e) (Figura 4.22).

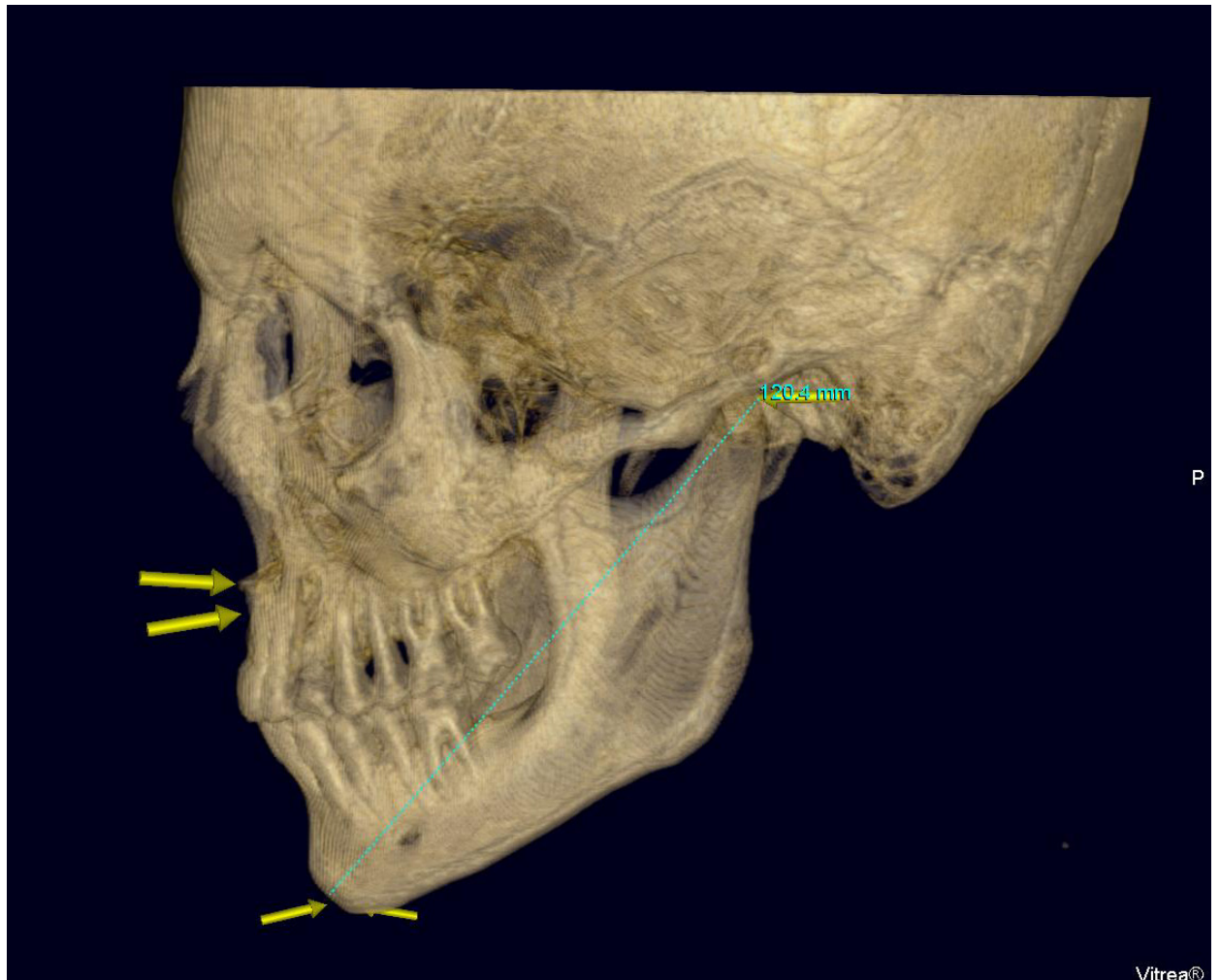


Figura 4.22 - Grandeza Co-Gn (distância entre os pontos Co e Gn). Notar a distância medida em 120,4 mm, pelo software Vitrea<sup>®</sup> no aspecto esquerdo da imagem



- **Comprimento efetivo da maxila do lado direito:** distância do ponto A, ao ponto condílio, no lado direito, Co-A (d).
- **Comprimento efetivo da mandíbula do lado direito:** distância que une os pontos condílio e gnátio no lado direito, Co-Gn (d).
- **Altura Facial Antero-inferior – AFAI:** distância que une os pontos ENA e Me (Figura 4.23).

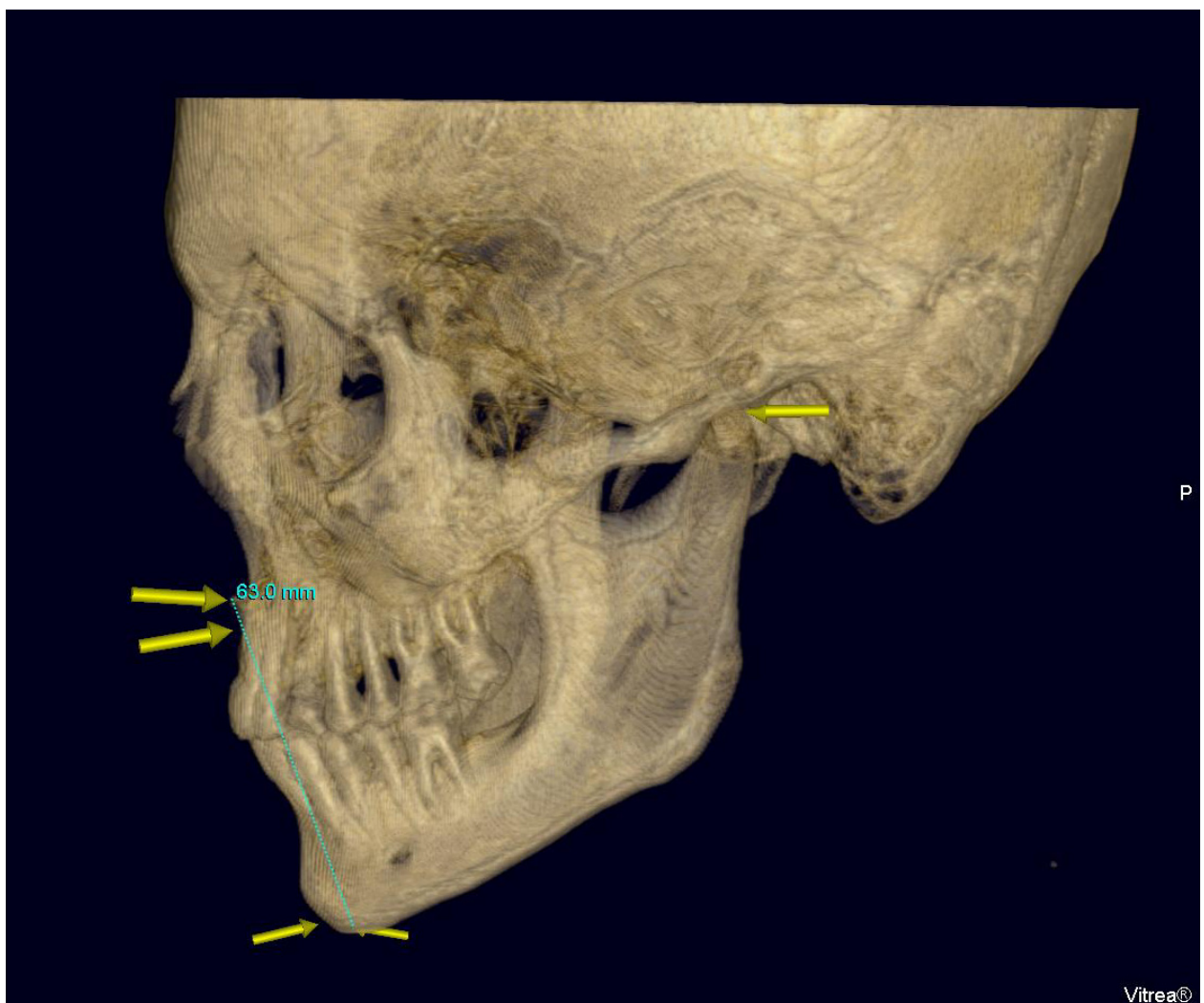


Figura 4.23 - Grandeza ENA-Me (distância entre os pontos ENA e Me). Notar a distância medida em 63,0 mm, pelo software Vitrea®

#### 4.4 Obtenção das medidas diretas nos crânios secos humanos

As mesmas medidas obtidas nas telerradiografias e nas tomografias, foram obtidas diretamente nos crânios (medidas reais) e foram consideradas o padrão ouro desta pesquisa. As medidas físicas lineares foram obtidas por meio de um paquímetro digital certificado Mitutoyo® série 167 (Mitutoyo Sul Americana, Suzano, Brasil), (Figura 4.24), projetado 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 (EPM-Unifesp), - Departamento de Morfologia.

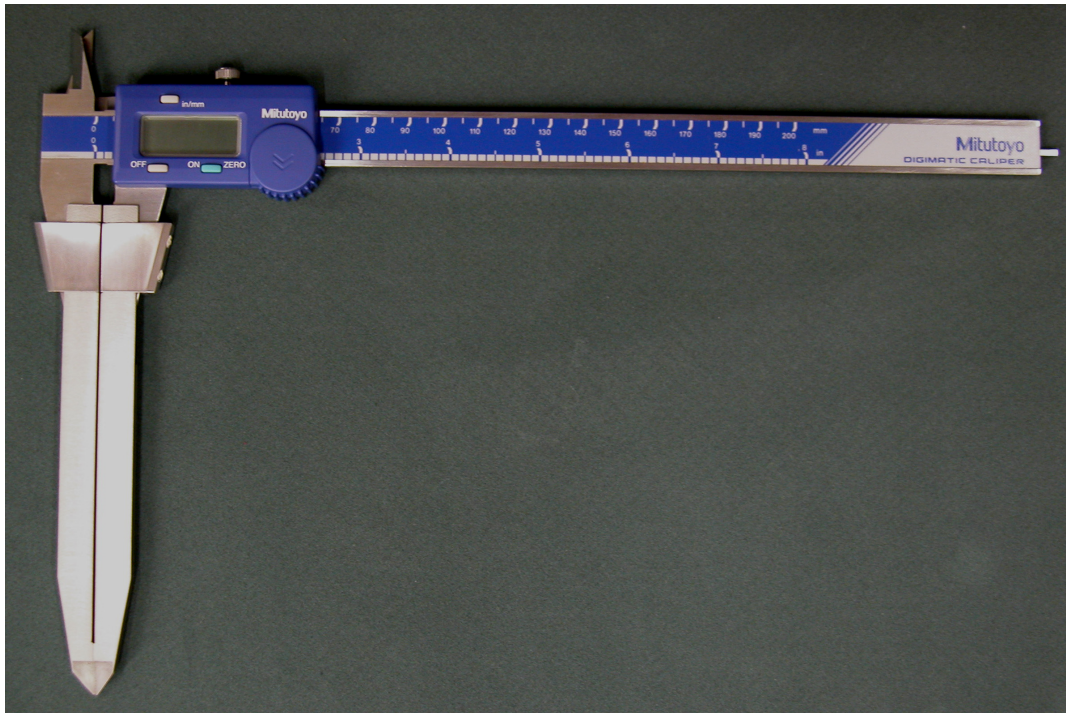


Figura 4.24 - Paquímetro digital Mitutoyo® (série 167) utilizado nesta pesquisa. (Mitutoyo Sul Americana, Suzano, Brasil)



Figura 4.25 - Obtenção das medidas físicas Zm(d)-Zm(e) e AZ-ZA

#### 4.5 Método Estatístico

A pesquisa odontológica faz extenso uso de medidas físicas. Há, portanto, a necessidade de se avaliar a precisão e a acurácia dos vários métodos de obtenção de medidas para a utilização no diagnóstico e planejamento de tratamentos. Em um estudo ideal, a única fonte de variabilidade de certa medida deveria ser aquela devida as diferentes unidades estudadas (RAGGIO, 2006). Dessa forma, em determinados casos o objetivo do estudo científico não envolve análises comparativas ou de associação de variáveis, mas a avaliação da confiabilidade de um instrumento de medição ou dos próprios examinadores, de critérios de avaliação, ou mesmo a avaliação da eficácia de métodos de diagnóstico.

Esses testes são elementos essenciais para se avaliar, o quanto os dados obtidos são confiáveis, considerando que vários fatores podem causar variações nas observações coletadas. As medidas biológicas podem apresentar uma variabilidade que torna os dados coletados menos confiáveis. Por outro lado, mesmo que a característica estudada não apresente variação, medidas de diferentes examinadores ou duas medições tomadas pelo mesmo examinador podem apresentar variabilidade devido à capacidade ou habilidade individual de cada examinador em pesquisar dados ou executar certas manobras de diagnóstico. Em outras situações, a variabilidade dos dados é devida à limitação dos instrumentos de avaliação utilizados ou imprecisão dos critérios de diagnóstico adotados. Nesse caso, os testes de diagnóstico devem ser avaliados em relação a sua precisão e essa característica deve ser ponderada pelo pesquisador na tomada de decisões em relação ao diagnóstico estabelecido (LELES, 2001).



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. Há na literatura, diversas estratégias estatísticas para se avaliar o erro de uma medida, sendo conhecidas genericamente como estudos de confiabilidade ou de concordância. Quando se dispõe de um padrão para comparação que é assumido como correto – o chamado padrão ouro, essas estratégias avaliam a validade da mensuração. Os outros nomes especificamente para esse caso são acurácia e conformidade. Quando o interesse está na avaliação de poder de reprodutibilidade ou repetibilidade de uma medida, os estudos são comumente conhecidos como de consistência.

Com relação à precisão, uma medida de alta precisão é aquela que é reprodutível, isto é, cujos valores são semelhantes em cada medição. A precisão tem influência significativa no poder de um estudo. Quanto mais precisa for uma medida, maior o poder estatístico que um determinado tamanho de amostra tem para estimar os valores médios e testar hipóteses. A precisão (também denominada reprodutibilidade, confiabilidade e consistência) é afetada pelo erro aleatório (acaso); quanto maior o erro, menos precisa é a medida. Há três principais fontes de erro nas medidas: variabilidade do examinador, variabilidade do sujeito e variabilidade do instrumento. A variabilidade do examinador refere-se à variabilidade na medida causada pelo examinador, por exemplo, a habilidade no manuseio de um instrumento mecânico, ou o conceito prévio sobre a definição de determinado ponto anatômico. A variabilidade do instrumento refere-se à variabilidade na medida causada por fatores ambientais, como temperatura, ou pelo desgaste de componentes mecânicos, etc. A variabilidade do sujeito refere-se à variabilidade biológica intrínseca aos sujeitos da pesquisa.

Avaliando a Precisão: a precisão é avaliada de acordo com a consistência de medições repetidas.

**Reprodutibilidade intra-examinador:** um único examinador realiza medições repetidas em um conjunto de sujeitos ou espécimes.

**Reprodutibilidade interexaminadores:** diferentes examinadores realizam medições em um conjunto de sujeitos ou espécimes.

**Reprodutibilidade intra-instrumento:** um único instrumento é usado para medições repetidas em um conjunto de sujeitos ou espécimes.

**Reprodutibilidade interinstrumento:** instrumentos diferentes são usados para as medições em um conjunto de sujeitos ou espécimes.

A *acurácia*<sup>12</sup> de uma variável é a sua capacidade de representar realmente o que deveria representar, ou seja, 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). Isso influencia enormemente a validade interna e externa do estudo – o grau em que os achados permitem inferências corretas sobre fenômenos que ocorrem na amostra do estudo e do universo. A acurácia difere da precisão nos aspectos apresentados no Quadro 5.1. É importante ressaltar que acurácia e precisão não estão necessariamente relacionadas. Por exemplo, se a medida da grandeza AZ-ZA fosse repetidamente mensurada em uma telerradiografia

---

<sup>12</sup> do Lat. *Accurare* v. tr., tratar com cuidado; aperfeiçoar; apurar.

tomada de forma incorreta, faltaria acurácia, mas ainda assim, a medida poderia ser precisa. Esse conceito é ilustrado na Quadro 4.1. No entanto, acurácia e precisão andam juntas, e muitas das estratégias para aumentar a precisão, também melhoram a acurácia.

	Precisão	Acurácia
<b>Definição</b>	Grau em que uma variável tem valores semelhantes quando medida várias vezes	Grau em que uma variável realmente representa o que deveria representar
<b>Melhor forma de avaliar</b>	Comparação entre várias medidas	Comparação com um padrão de referência
<b>Importância para o estudo</b>	Aumento do poder estatístico para detectar os efeitos esperados	Aumento da validade das conclusões
<b>Ameaçada por</b>	Erro aleatório (acaso) causado pelo examinador, sujeito e /ou Instrumento.	Erro sistemático (viés) causado pelo examinador, sujeito e /ou Instrumento.

Quadro 4.1 – Precisão e acurácia de medidas

A acurácia é função do erro sistemático, quanto maior o erro, menor a acurácia da variável. As três principais classes de erro de medição apontadas anteriormente, na seção referente à precisão, têm seus equivalentes na acurácia apresentados a seguir (Figura 4.26):

**Viés do examinador / Operador:** é uma distorção, consciente ou inconsciente, na percepção ou no relato da medida pelo examinador. Pode representar erros sistemáticos na forma como um instrumento é manuseado, como por exemplo, defeitos no dispositivo apontador (*mouse* de computador), que pode levar a dificuldade na obtenção das medidas e erros nas observações, ou mesmo erros na tomada radiográfica por parte do operador. Erros oriundos de interpretações

de pontos cefalométricos (calibração) ou, definições incorretas (conceito incorreto) do examinador acerca da definição de determinado ponto cefalométrico, ou estrutura anatômica.

**Viés do sujeito:** é uma distorção na medição originada pelo sujeito do estudo. Pode representar um viés sistemático no relato de um evento. Por exemplo, no caso do presente estudo, um erro poderia ser advindo de ausências de estruturas anatômicas nos crânios estudados decorrente de fraturas ou desgaste.

**Viés do instrumento:** pode resultar de um defeito em um instrumento mecânico e/ou eletrônico. Por exemplo, um aparelho de raios X que esteja descalibrado.

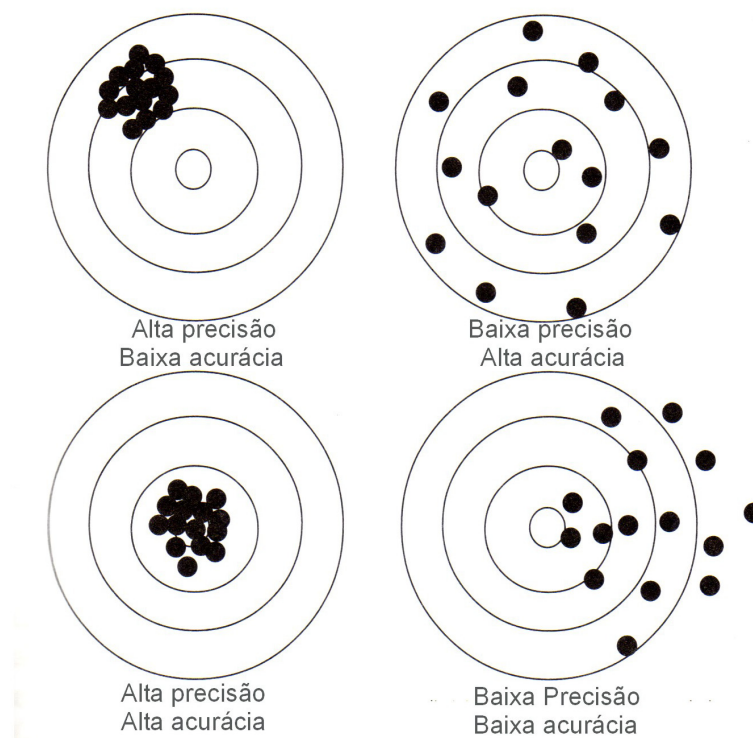


Figura 4.26- Ilustração esquemática dos conceitos de precisão e acurácia. (Epidemiologia e Bioestatística na Pesquisa Odontológica, Atheneu, 2006).

A acurácia de uma medida é melhor avaliada comparando-a a um padrão ouro, uma técnica de referência considerada como acurada. Para medidas em

escala contínua, pode-se estudar a diferença média entre a medida investigada e o padrão ouro nos sujeitos do estudo.

Segundo Raggio (2006) uma estratégia que apesar de simples, tem-se mostrado bastante eficiente nos estudos de concordância deve-se à dupla Douglas G. Altman e J. Martin Bland. Em 1983, esses autores, a partir de duras críticas aos procedimentos então dominantes e avaliados por eles como incorretos para análises de concordância – tais como correlação, regressão linear e teste para diferença entre médias - propuseram uma abordagem alternativa, que tem sido progressivamente adotada pela comunidade científica da área biomédica após a sua divulgação, em 1986, no importante periódico médico *The Lancet*<sup>1</sup>. Para Raggio (2006):

[...] Sucintamente a idéia central dessa abordagem é a caracterização das diferenças (?) entre as duas "avaliações" (ou, dois métodos) para cada unidade de análise (alvo). Ao invés de algum índice que sintetize a concordância, Altman e Bland propõem que se calculem limites de concordância a partir das diferenças encontradas, sendo a média e o desvio padrão dessas diferenças a base para os cálculos destes limites. Comparativamente as abordagens anteriores, as vantagens de Altman-Bland parecem evidentes. Não fosse pela sua simplicidade e elegância na importante função de detectar (visualmente) vieses que possam condenar a medida estudada, sua capacidade de detecção de *outliers* – ou seja, diferenças (ou erros) absurdas -, aliada a determinação dos limites de concordância, permitem um diagnóstico mais conveniente da qualidade da medida estudada. Assim, talvez a abordagem de Altman-Bland seja a melhor estratégia para o estudo de concordância de uma variável numérica por sua completude e simplicidade, permitindo, ainda, a identificação de pares de avaliações cuja diferença esteja além de certo "limite" clínico de tolerância. Além disso, se esses pares são quantificados, tem-se uma nova e importante informação de uma medida.

---

<sup>1</sup> *The Lancet*: Primeiro periódico inglês de medicina, fundado em 1823, por Thomas Wakley (<http://www.thelancet.com/about>).

Pode-se avaliar a consistência de uma medida pelo cálculo do coeficiente de correlação intraclasse (ICC – do inglês *intraclass correlation coefficient*), que se relaciona ao desvio padrão. Essa estatística é apropriada para a avaliação da qualidade de uma medida, já que, do ponto de vista conceitual, expressa a proporção da variabilidade total que é devida a variabilidade entre as unidades (RAGGIO, 2006).

A fim de se evitar o erro do tipo II, que é o erro resultante quando uma hipótese nula ( $H_0$ ) falsa não é rejeitada, ou seja, uma diferença não é detectada quando ela de fato existe, foi utilizada uma abordagem que visa avaliar as concordâncias entre as medidas. Dessa forma, para responder às proposições deste estudo, foram calculadas as correlações intraclases (FLEISS, 1986) intra-examinador e, interexaminadores, utilizando-se a primeira medida de cada examinador (interexaminadores e entre os métodos). Essa medida varia de 0 a 1, sendo que valores próximos de 1 são considerados mais precisos ou concordantes, enquanto que valores próximos de 0 são considerados imprecisos ou discordantes. Para ilustrar os resultados das correlações intraclases entre os métodos com a medida física foram criados os gráficos de Bland-Altman (ALTMAN E BLAND, 1983). Para esta análise estatística foram utilizados os programas Excel<sup>®</sup> 2000 e SPSS<sup>®</sup> (*Statistical Package for the Social Sciences*) 13.0 para Windows. Adicionalmente, foram utilizados testes *t* de Student pareados (BUSSAB E MORETTIN, 1987), para comparar as diferenças absolutas de cada método com o padrão ouro.

*"Quando você elimina o impossível, o que sobra  
por mais incrível que pareça, só pode ser a verdade".*

Arthur Conan Doyle

**RESULTADOS**

---

---

## **5 RESULTADOS**

Os dados originais das mensurações realizadas nas telerradiografias em normas lateral e frontal, assim como, nas tomografias computadorizadas, pelos examinadores 01 e 02, encontram-se dispostas nos Apêndices A, B, C e D.

### **5.1 Análise das medidas nas telerradiografias em normas lateral e frontal**

Os resultados demonstram a análise das medidas realizadas nas telerradiografias em normas lateral e frontal, verificando sua precisão intra-examinador e, interexaminadores. A precisão intra-examinador considera o erro de medição do próprio examinador, sendo este o fator de erro que este tipo de medida pretende captar. A precisão interexaminadores pretende verificar os erros existentes na comparação entre dois examinadores.

#### **5.1.1 Precisão das Telerradiografias**

Para medir a precisão das medidas nas telerradiografias, foi verificado o erro absoluto apresentado por cada um dos dois examinadores (erro intra-examinador) e o erro referente à relação existente entre as medidas de ambos (erro interexaminadores).



Considerando os valores apresentados na Tabela 5.1, em relação ao erro intra-examinador 01, não foi encontrada nenhuma medida com valor de erro acima de 2,0 mm, e as correlações intraclasse apresentaram valores próximos de 1 e intervalos de confiança baixos, para todas as medidas. A tabela 5.2 apresenta a mesma abordagem da tabela anterior, para o examinador 02, também com valores de erro abaixo de 2,0 mm com exceção da grandeza Zm(d)-Zm(e). As correlações intraclasse também apresentaram valores próximos de 1, porém a grandeza Zm(d)-Zm(e) apresentou uma correlação intraclasse mais baixa (0,783) com um intervalo de confiança mais amplo. Isso demonstra que o erro existente de medidas entre duas observações independentes de um mesmo examinador difere pouco uma da outra, com exceção da grandeza Zm(d)-Zm(e) para o examinador 02.

Tabela 5.1 - Erro absoluto (em mm) intra-examinador 01 para cada tipo de medida cefalométrica nas telerradiografias, e resultado das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%)

Grandezas	Erro intra-ex. 01	Correlação intraclasse	IC (95%) Inferior	IC (95%) Superior
<b>Co-A</b>	1,2	0,978	0,920	0,994
<b>Co-Gn</b>	1,35	0,973	0,903	0,993
<b>ENA-Me</b>	0,71	0,995	0,982	0,999
<b>AG-GA</b>	1,06	0,967	0,880	0,992
<b>Zm-Zm</b>	1,76	0,965	0,874	0,991
<b>AZ-ZA</b>	0,74	0,996	0,983	0,999

Tabela 5.2 - Erro absoluto (em mm) intra-examinador 02 para cada tipo de medida cefalométrica nas telerradiografias, e resultado das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%)

Grandezas	Erro intra-ex. 02	Correlação intraclasse	IC (95%) Inferior	IC (95%) Superior
<b>Co-A</b>	1,42	0,973	0,903	0,993
<b>Co-Gn</b>	0,96	0,982	0,934	0,995
<b>ENA-Me</b>	0,8	0,993	0,974	0,998
<b>AG-GA</b>	1,43	0,958	0,850	0,989
<b>Zm-Zm</b>	3,45	0,783	0,369	0,940
<b>AZ-ZA</b>	0,88	0,990	0,964	0,998

A Tabela 5.3 apresenta valores para o erro interexaminadores, que demonstrou também ser bem reproduzível, porém com uma grandeza apresentando um valor de erro de 9,52 mm, uma correlação intraclasse muito baixa (0,233) e um intervalo de confiança muito amplo, denotando elevada discordância para esta grandeza - Zm(d)-Zm(e). Ou seja, entre dois examinadores, os erros de medidas permaneceram em níveis relativamente confiáveis, com exceção no valor do erro para a medida da grandeza Zm(d)-Zm(e).

Tabela 5.3 - Erro absoluto (em mm) interexaminadores para cada tipo de medida cefalométrica nas telerradiografias, e resultado das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%)

Grandezas	Erro inter-ex.	Correlação intraclasse	IC (95%) Inferior	IC (95%) Superior
<b>Co-A</b>	1,25	0,960	0,937	0,996
<b>Co-Gn</b>	0,9	0,985	0,946	0,996
<b>ENA-Me</b>	0,84	0,983	0,937	0,996
<b>AG-GA</b>	1,83	0,894	0,652	0,972
<b>Zm-Zm</b>	9,52	0,233	-0,403	0,729
<b>AZ-ZA</b>	1,44	0,953	0,832	0,988

A Tabela 5.4 mostra um erro percentual baixo para o erro intra-examinador, com apenas uma medida do examinador 02 com um percentual maior que 3% - Zm(d)-Zm(e) (3,8%). No caso do erro interexaminadores a tabela apresenta níveis confiáveis de erros percentuais. As análises evidenciaram que houve uma precisão aceitável do método radiográfico convencional. Apenas a grandeza Zm(d)-Zm(e) apresentou um erro percentual elevado (12,4%) provavelmente pela dificuldade encontrada na localização deste ponto cefalométrico, por se tratar de referência localizada em sutura, sujeita a distorção e sobreposições de outras estruturas anatômicas, principalmente quando se está utilizando a telerradiografia em norma frontal.

Tabela 5.4 - Erro percentual (em %) intra-examinador e interexaminadores para cada tipo de medida cefalométrica obtida nas telerradiografias

<b>Grandezas</b>	<b>Erro intra-ex. 01</b>	<b>Erro intraex. 02</b>	<b>Erro inter-ex.</b>
<b>Co-A</b>	1,2	1,5	1,3
<b>Co-Gn</b>	1,1	0,7	0,7
<b>ENA-Me</b>	1,0	1,0	1,1
<b>AG-GA</b>	1,2	1,7	2,1
<b>Zm-Zm</b>	2,2	3,8	12,4
<b>AZ-ZA</b>	0,5	0,6	1,0

## 5.2 Análise das medidas em 3D-TC

Os resultados demonstram a análise das medidas realizada nas imagens em 3D obtidas por meio da TC *multislice*, verificando sua precisão intra-examinador e interexaminadores.

### 5.2.1 Precisão das tomografias computadorizadas

Para medir a precisão das medidas em 3D-TC, também foi verificado o erro absoluto apresentado por cada um dos dois examinadores (erro intra-examinador) e o erro referente à relação existente entre as medidas de ambos (erro interexaminadores). Neste momento foram verificadas as diferenças entre os lados direito e esquerdo para as grandezas Co-A e Co-Gn. Nas Tabelas 5.5 e 5.6, em relação ao erro intra-examinador, não foi encontrada nenhuma diferença superior a 1,82 mm, (AG-GA) com todos os valores das correlações intraclassa muito próximos de 1 e intervalos de confiança muito estreitos, com exceção da grandeza AG-GA que apresentou um intervalo de confiança um pouco mais amplo, o que pode ser creditado ao tamanho da amostra, demonstrando uma alta concordância na obtenção dessas medidas pelo mesmo examinador. Isso mostra que o erro existente de medidas entre duas observações independentes de um mesmo examinador difere muito pouco uma da outra.

Tabela 5.5 -Erro absoluto (em mm) intra-examinador 01 para cada tipo de medida cefalométrica obtida por meio da 3D-TC e resultado das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%)

<b>Grandezas</b>	<b>Erro intra-ex. 01</b>	<b>Correlação intraclasse</b>	<b>IC (95%) Inferior</b>	<b>IC (95%) Superior</b>
<b>Co-A (d)</b>	1,25	0,973	0,901	0,993
<b>Co-A (e)</b>	1,28	0,972	0,899	0,993
<b>Co-Gn (d)</b>	1,22	0,955	0,840	0,988
<b>Co-Gn (e)</b>	0,95	0,982	0,933	0,995
<b>ENA-Me</b>	0,88	0,990	0,962	0,997
<b>Zm-Zm</b>	0,89	0,973	0,903	0,993
<b>AG-GA</b>	1,24	0,832	0,484	0,955
<b>AZ-ZA</b>	0,93	0,991	0,996	0,998

Tabela 5.6 -Erro absoluto (em mm) intra-examinador 02 para cada tipo de medida cefalométrica obtida por meio da 3D-TC e resultado das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%)

<b>Grandezas</b>	<b>Erro intraex. 02</b>	<b>Correlação intraclasse</b>	<b>IC (95%) Inferior</b>	<b>IC (95%) Superior</b>
<b>Co-A (d)</b>	1,48	0,954	0,837	0,988
<b>Co-A (e)</b>	0,59	0,992	0,972	0,998
<b>Co-Gn (d)</b>	1,38	0,963	0,866	0,990
<b>Co-Gn (e)</b>	1,30	0,971	0,895	0,993
<b>ENA-Me</b>	0,91	0,990	0,963	0,997
<b>Zm-Zm</b>	1,37	0,945	0,807	0,986
<b>AG-GA</b>	1,82	0,872	0,589	0,966
<b>AZ-ZA</b>	0,93	0,984	0,942	0,996

O erro interexaminadores demonstrou também ser bem reprodutível, com apenas uma grandeza que apresentou erro de 2,47 mm (AZ-ZA). Todos os valores das correlações intraclasse foram elevados, denotando concordância entre os examinadores, porém com a grandeza AG-GA apresentando um intervalo de

confiança um pouco mais amplo. Ou seja, entre dois examinadores os erros de medidas permaneceram em níveis de erros muito confiáveis para a 3D-TC.

Tabela 5.7 - Erro absoluto (em mm) interexaminadores para cada tipo de medida cefalométrica obtida por meio da 3D-TC e resultado das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%)

Grandezas	Erro inter-ex.	Correlação intraclasse	IC (95%) Inferior	IC (95%) Superior
Co-A (d)	1,58	0,949	0,822	0,987
Co-A (e)	0,97	0,973	0,901	0,993
Co-Gn (d)	1,43	0,936	0,779	0,984
Co-Gn (e)	1,66	0,954	0,836	0,988
ENA-Me	0,50	0,995	0,980	0,984
Zm-Zm	1,48	0,930	0,760	0,982
AG-GA	1,6	0,732	0,261	0,925
AZ-ZA	2,47	0,828	0,476	0,954

A Tabela 5.8 apresenta uma diferença percentual muito baixa para o erro intra-examinador, com apenas uma grandeza com um percentual maior que 2,0% para o examinador 02 (AG-GA – 2,4%). Para o erro interexaminadores, também são apresentados níveis confiáveis de erros percentuais. As análises evidenciaram que houve uma alta precisão da 3D-TC com apenas uma grandeza apresentando erro superior a 2,0% para a grandeza AZ-ZA (2,1%).

Tabela 5.8 - Erro percentual (em %) intra-examinador e interexaminadores para cada tipo de medida cefalométrica obtida por meio da 3D-TC

Grandezas	Erro intra-ex. 01	Erro intraex. 02	Erro inter-ex.
Co-A (d)	1,2	1,5	1,6
Co-A (e)	1,3	0,6	1,0
Co-Gn (d)	1,0	1,1	1,1
Co-Gn (e)	1,0	1,1	1,1
ENA-Me	1,3	1,4	0,7
Zm-Zm	1,0	1,5	1,7
AG-GA	1,6	2,4	2,1
AZ-ZA	0,8	0,7	2,0

Os gráficos a seguir, apresentam os valores das correlações intraclasse, para a precisão (erro intra-examinador e interexaminadores) de todas as grandezas em conjunto, para as tomografias computadorizadas e para as telerradiografias em normas lateral e frontal, respectivamente.

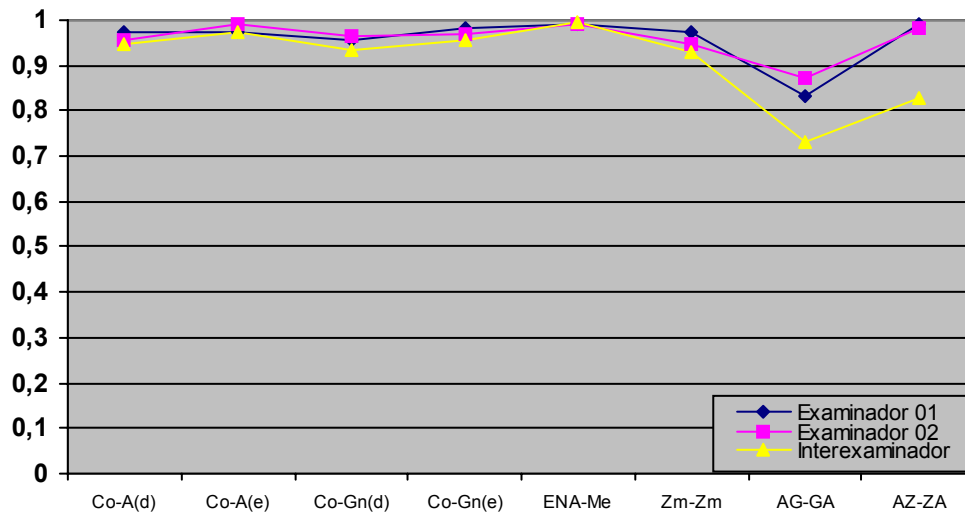


Gráfico 5.1 - Precisão: eixo vertical apresentando os valores das correlações intraclasse para as medidas obtidas na 3D-TC, para a obtenção do erro intra- e interexaminadores

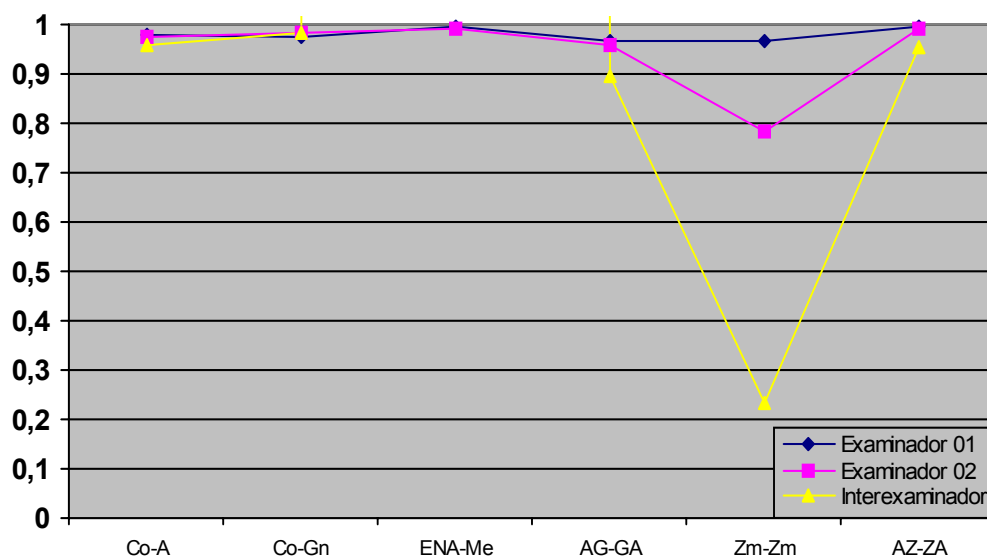


Gráfico 5.2 - Precisão: eixo vertical apresentando os valores das correlações intraclasse para as medidas obtidas nas telerradiografias, para a obtenção do erro intra- e interexaminadores

### 5.3 Comparação entre os métodos estudados e o padrão ouro

As tabelas 5.9 e 5.10 apresentam as diferenças em valores absolutos e percentuais e os resultados das correlações intraclasse na comparação entre as telerradiografias com o padrão ouro para os examinadores 01 e 02. Os resultados mostram uma total discordância entre as medidas, com valores de correlações intraclasse muito baixas, inclusive apresentando valores negativos, e intervalos de confiança muito amplos para todas as medidas, com exceção da grandeza Co-Gn que apresentou um valor da correlação intraclasse próximo de 01 e um intervalo de confiança estreito. Já na comparação entre as telerradiografias em normas lateral e frontal com a tomografia computadorizada<sup>13</sup> (3D-TC) as tabelas 5.11 e 5.12 apresentam valores que denotam uma discordância ainda maior, com exceção, mais uma vez, da grandeza Co-Gn que apresentou valores de concordância para ambos os examinadores e intervalos de confiança mais estreitos. Com relação ao erro absoluto, todas as medidas excederam sete milímetros de diferença, com exceção da grandeza Co-Gn, que apresentou diferença de 1,77 mm para o examinador 01 e 1,88 mm para o examinador 02. Com relação ao erro percentual, todas as medidas apresentaram diferenças superiores a 6,4%, com exceção da grandeza Co-Gn que apresentou erro percentual na ordem de 1,4% e 1,5%, respectivamente para os examinadores 01 e 02.

---

<sup>13</sup> Para a comparação entre as medidas das grandezas Co-A e Co-Gn foram utilizados o lado esquerdo das imagens de 3D-TC, por se tratar deste ser o lado mais próximo dos crânios ao filme na tomada radiográfica para a obtenção das telerradiografias em norma lateral.



Tabela 5.9 - Diferenças em valores absolutos e percentuais e os resultados das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%) para o examinador 01 na comparação entre o método radiográfico convencional (telerradiografias) e as medidas físicas

<b>Grandezas</b>	<b>Erro Absoluto</b>	<b>Erro Percentual</b>	<b>Correlação intraclasse</b>	<b>IC (95%) Inferior</b>	<b>IC (95%) Superior</b>
<b>Co-A</b>	7,32	7,7	0,460	-0,166	0,829
<b>Co-Gn</b>	1,77	1,4	0,940	0,790	0,984
<b>ENA-Me</b>	8,05	10,6	0,588	0,010	0,877
<b>AG-GA</b>	10,22	11,5	-0,088	-0,637	0,537
<b>Zm-Zm</b>	8,53	10,9	0,217	-0,417	0,721
<b>AZ-ZA</b>	10,37	7,4	0,426	-0,206	0,816

Tabela 5.10 - Diferenças em valores absolutos e percentuais e os resultados das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%) para o examinador 02 na comparação entre o método radiográfico convencional (telerradiografias) e as medidas físicas

<b>Grandezas</b>	<b>Erro Absoluto</b>	<b>Erro Percentual</b>	<b>Correlação intraclasse</b>	<b>IC (95%) Inferior</b>	<b>IC (95%) Superior</b>
<b>Co-A</b>	7,23	7,6	0,513	-0,097	0,850
<b>Co-Gn</b>	1,88	1,5	0,920	0,729	0,979
<b>ENA-Me</b>	8,91	11,6	0,500	-0,115	0,845
<b>AG-GA</b>	8,06	9,2	0,177	-0,451	0,700
<b>Zm-Zm</b>	7,8	8,2	0,413	-0,222	0,810
<b>AZ-ZA</b>	8,79	6,4	0,538	-0,064	0,700

Tabela 5.11 - Resultados das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%) para o examinador 01 na comparação entre o método radiográfico convencional (telerradiografias) e o método da 3D-TC (tomografia computadorizada)

<b>Grandezas</b>	<b>Correlação intraclasse</b>	<b>IC (95%) Inferior</b>	<b>IC (95%) Superior</b>
<b>Co-A</b>	0,677	0,158	0,907
<b>Co-Gn</b>	0,905	0,683	0,975
<b>ENA-Me</b>	0,606	0,038	0,883
<b>AG-GA</b>	-0,139	-0,667	0,500
<b>Zm-Zm</b>	0,207	-0,426	0,716
<b>AZ-ZA</b>	0,251	-0,387	0,738

Tabela 5.12 - Resultados das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%) para o examinador 02 na comparação entre o método radiográfico convencional (telerradiografias) e o método da 3D-TC (tomografia computadorizada)

<b>Grandezas</b>	<b>Correlação intraclasse</b>	<b>IC (95%) Inferior</b>	<b>IC (95%) Superior</b>
<b>Co-A</b>	0,763	0,327	0,934
<b>Co-Gn</b>	0,814	0,441	0,950
<b>ENA-Me</b>	0,494	-0,122	0,843
<b>AG-GA</b>	0,000	-0,581	0,597
<b>Zm-Zm</b>	0,499	-0,116	0,845
<b>AZ-ZA</b>	0,112	-0,502	0,665

As tabelas 5.13 e 5.14 apresentam as diferenças em valores absolutos e percentuais e os resultados das correlações intraclasse na comparação entre a 3D-TC (tomografia computadorizada) com o padrão ouro para os examinadores 01 e 02. Os resultados mostram uma concordância elevada entre todas as medidas, com valores de correlações intraclasse próximos de 1, e intervalos de confiança estreitos para todas as medidas, com exceção das grandezas AG-GA e AZ-ZA para o examinador 02, que apresentaram um intervalo de confiança um pouco mais alongado, sem contudo comprometer a concordância geral. Com relação ao erro absoluto, apenas a grandeza AG-GA do examinador 02 excedeu 3,0 mm e, com relação ao erro percentual, o valor do erro pode ser considerado clinicamente desprezível com apenas as grandezas Zm(d)-Zm(e) (examinador 01 e 02) excedendo 3% e AG-GA para o examinador 02 excedendo 4% de erro.

Tabela 5.13 -Diferenças em valores absolutos e percentuais e os resultados das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%) para o examinador 01 na comparação entre o método 3D-TC (tomografia computadorizada) e as medidas físicas

<b>Grandezas</b>	<b>Erro Absoluto</b>	<b>Erro Percentual</b>	<b>Correlação intraclasse</b>	<b>IC (95%) Inferior</b>	<b>IC (95%) Superior</b>
<b>Co-A (d)</b>	2,31	2,3	0,917	0,719	0,978
<b>Co-A (e)</b>	2,68	2,6	0,897	0,660	0,973
<b>Co-Gn (d)</b>	1,77	1,4	0,917	0,719	0,978
<b>Co-Gn (e)</b>	1,54	1,2	0,965	0,873	0,991
<b>ENA-Me</b>	0,84	1,3	0,986	0,948	0,996
<b>Zm-Zm</b>	2,99	3,4	0,834	0,490	0,955
<b>AG-GA</b>	2,02	2,6	0,843	0,513	0,958
<b>AZ-ZA</b>	2,74	2,2	0,927	0,751	0,981

Tabela 5.14 - Diferenças em valores absolutos e percentuais e os resultados das correlações intraclasse e intervalos de confiança (95%) para o examinador 02 na comparação entre o método 3D-TC (tomografia computadorizada) e as medidas físicas

<b>Grandezas</b>	<b>Erro Absoluto</b>	<b>Erro Percentual</b>	<b>Correlação intraclasse</b>	<b>IC (95%) Inferior</b>	<b>IC (95%) Superior</b>
<b>Co-A (d)</b>	1,51	1,5	0,950	0,823	0,987
<b>Co-A (e)</b>	2,94	2,9	0,875	0,596	0,967
<b>Co-Gn (d)</b>	2,86	2,3	0,831	0,482	0,954
<b>Co-Gn (e)</b>	1,82	1,5	0,944	0,804	0,986
<b>ENA-Me</b>	1,09	1,6	0,978	0,919	0,994
<b>Zm-Zm</b>	2,75	3,1	0,822	0,461	0,952
<b>AG-GA</b>	3,01	4,1	0,750	0,299	0,930
<b>AZ-ZA</b>	3,41	2,7	0,784	0,372	0,941

Os gráficos a seguir, apresentam os valores das correlações intraclass, para a acurácia de todas as grandezas em conjunto, para as tomografias computadorizadas e para as telerradiografias em normas lateral e frontal, respectivamente.

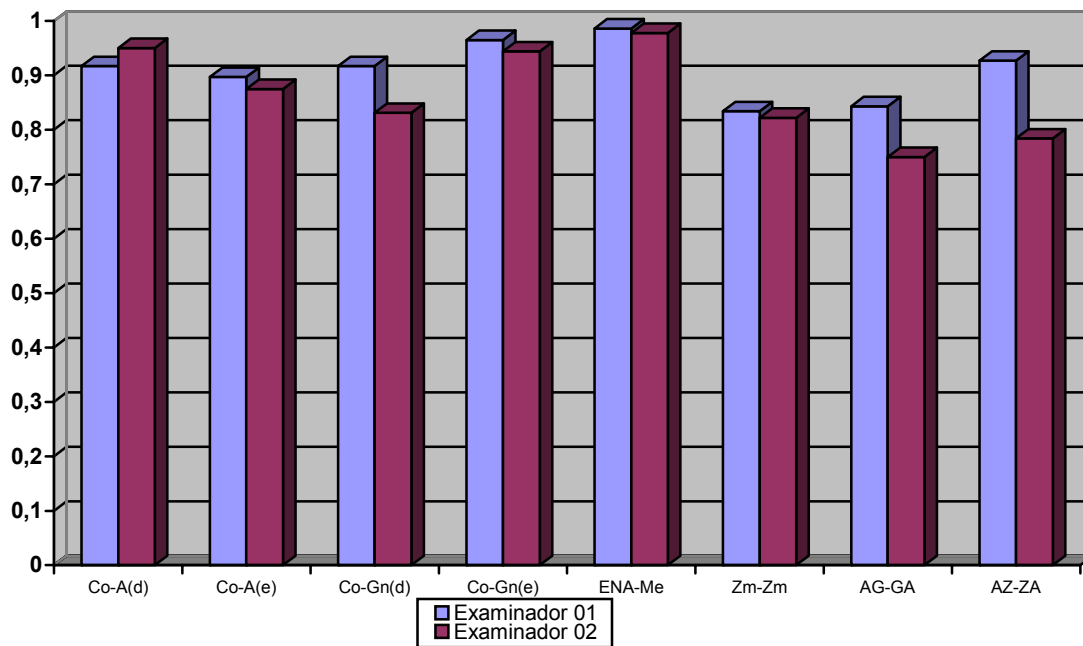


Gráfico 5.3 - Acurácia: eixo vertical apresentando os valores das correlações intraclass para as medidas obtidas na 3D-TC, quando comparadas com as medidas físicas, para ambos examinadores

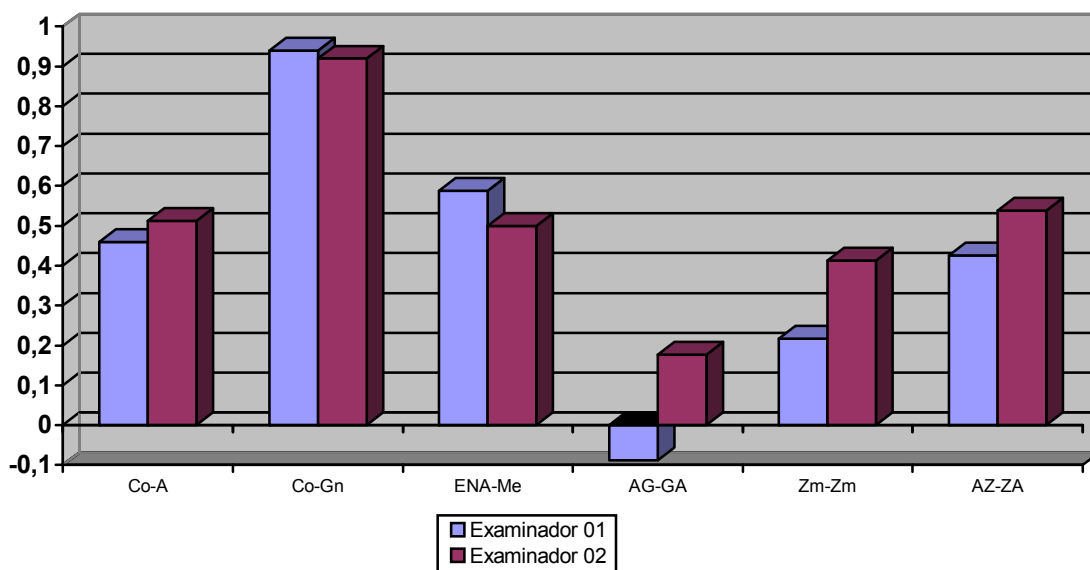


Gráfico 5.4 - Acurácia: eixo vertical apresentando os valores das correlações intraclass para as medidas obtidas nas telerradiografias, quando comparadas com as medidas físicas, para ambos examinadores

A seguir, são apresentados os gráficos Bland-Altman, que exemplificam as concordâncias entre os valores com o padrão ouro. Eles apresentam escalas em milímetros nos eixos horizontal e vertical e uma barra horizontal de coincidência, com valor zero. Os valores da cada mensuração, para cada grandeza, estão dispostos, para permitir uma visualização da variação de cada medida em particular em relação ao padrão ouro. No eixo horizontal encontram-se os valores das médias absolutas entre as mensurações realizadas por meio de cada método com as medidas físicas. Os gráficos 5.5 a 5.16 demonstram que as medidas das grandezas AG-GA, AZ-ZA e ENA-Me são sempre superiores às medidas físicas, quando obtidas nas telerradiografias. Porém, a grandeza Co-A apresentou valores maiores na medida física do que nas telerradiografias em norma lateral e as outras grandezas variaram sem um padrão pré-determinado.

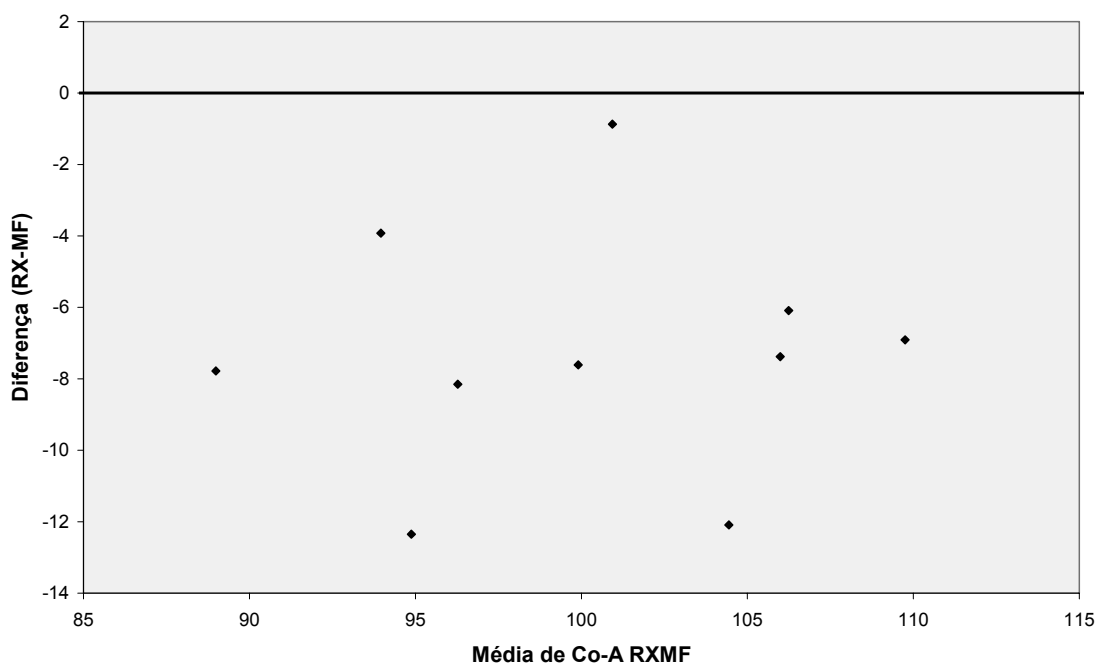


Gráfico 5.5 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Co-A entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

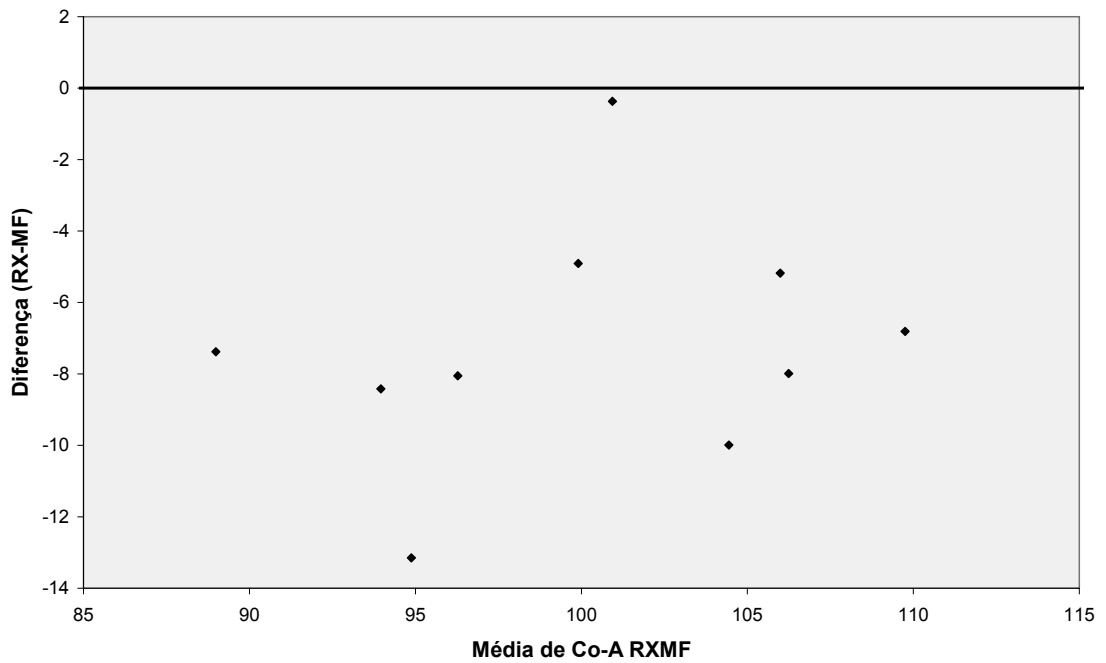


Gráfico 5.6 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Co-A entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

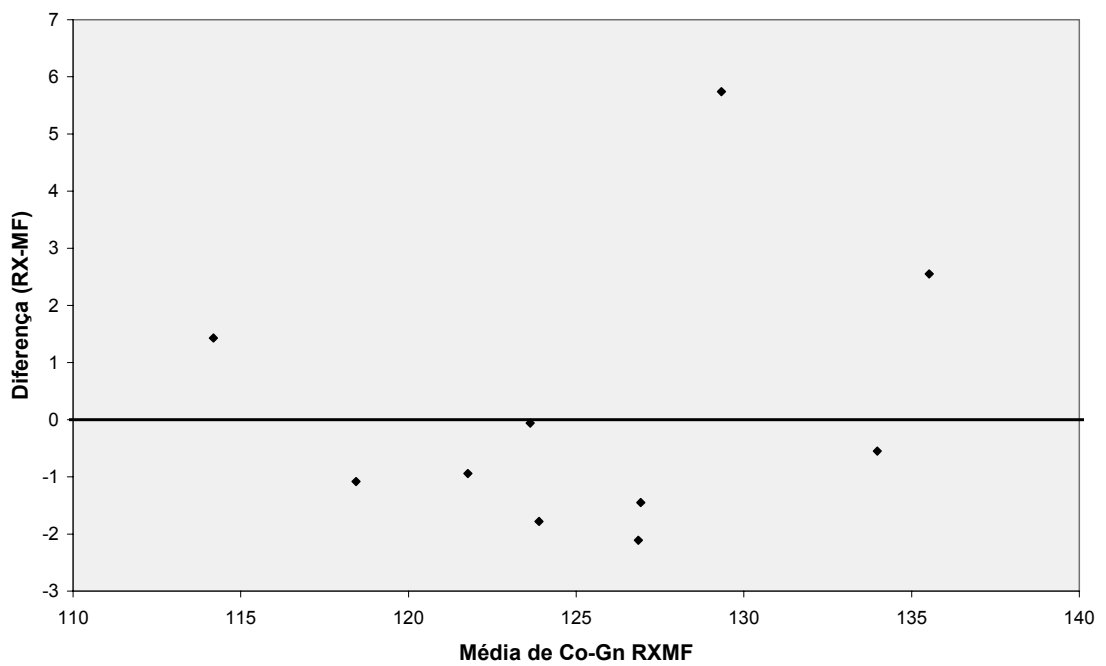


Gráfico 5.7 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Co-Gn entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

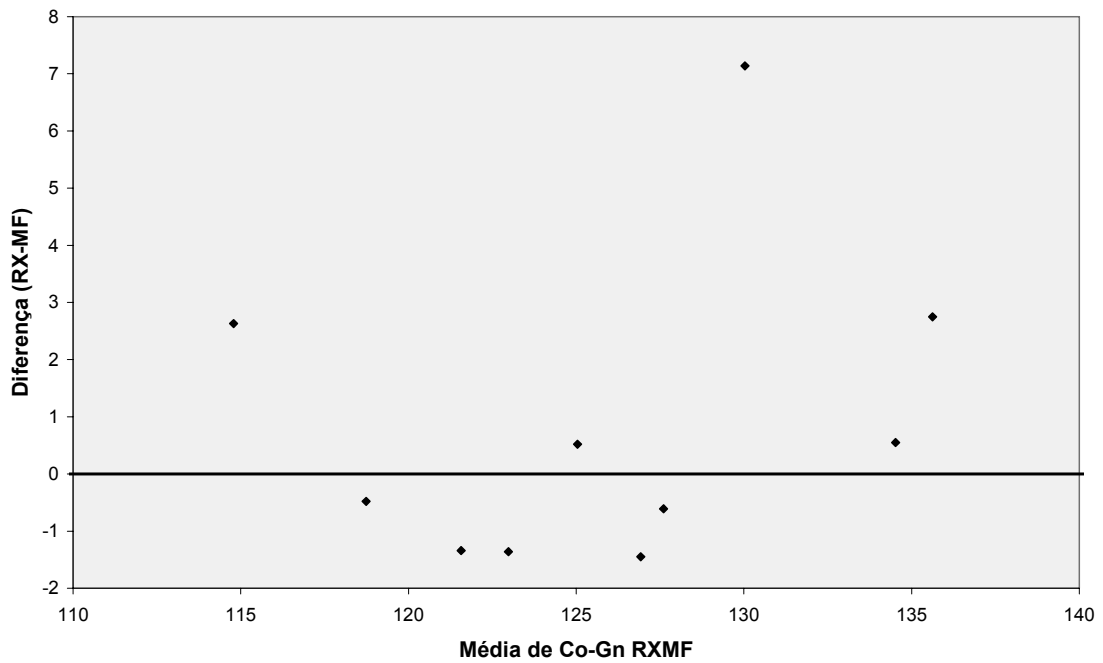


Gráfico 5.8 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Co-Gn entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

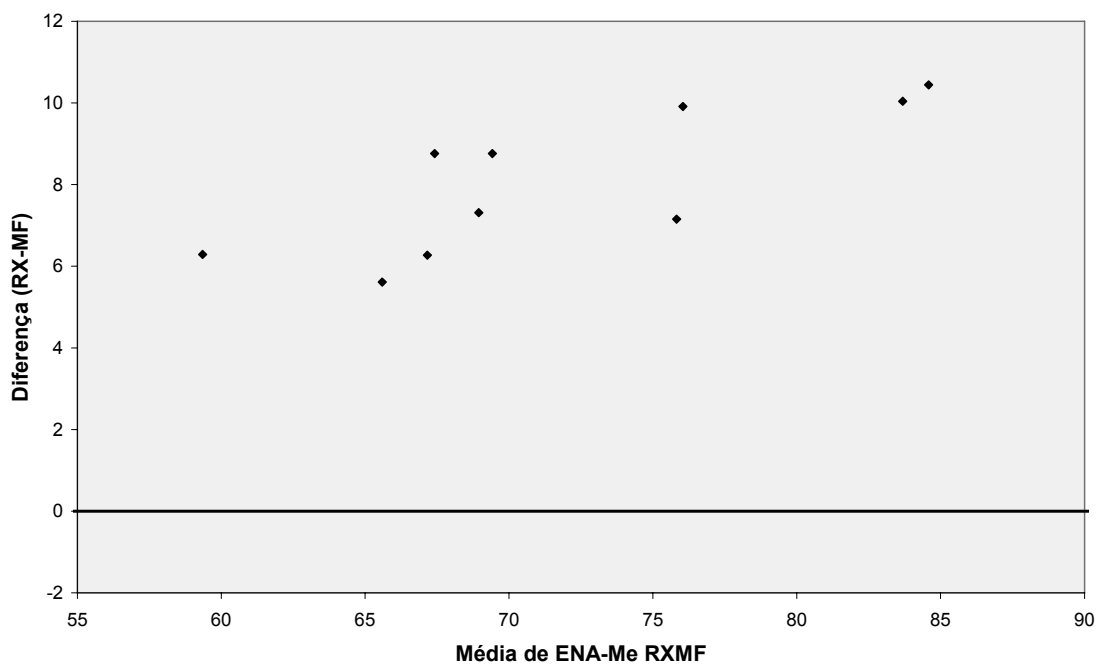


Gráfico 5.9 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida ENA-Me entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01



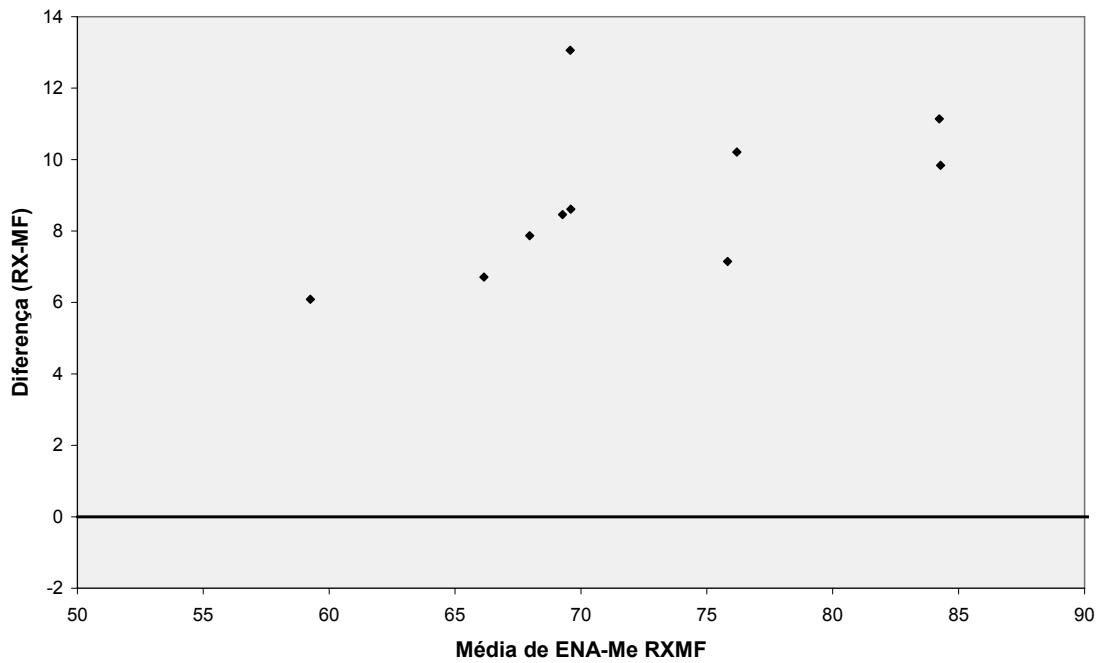


Gráfico 5.10 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida ENA-Me entre a telerradiografia em norma lateral (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

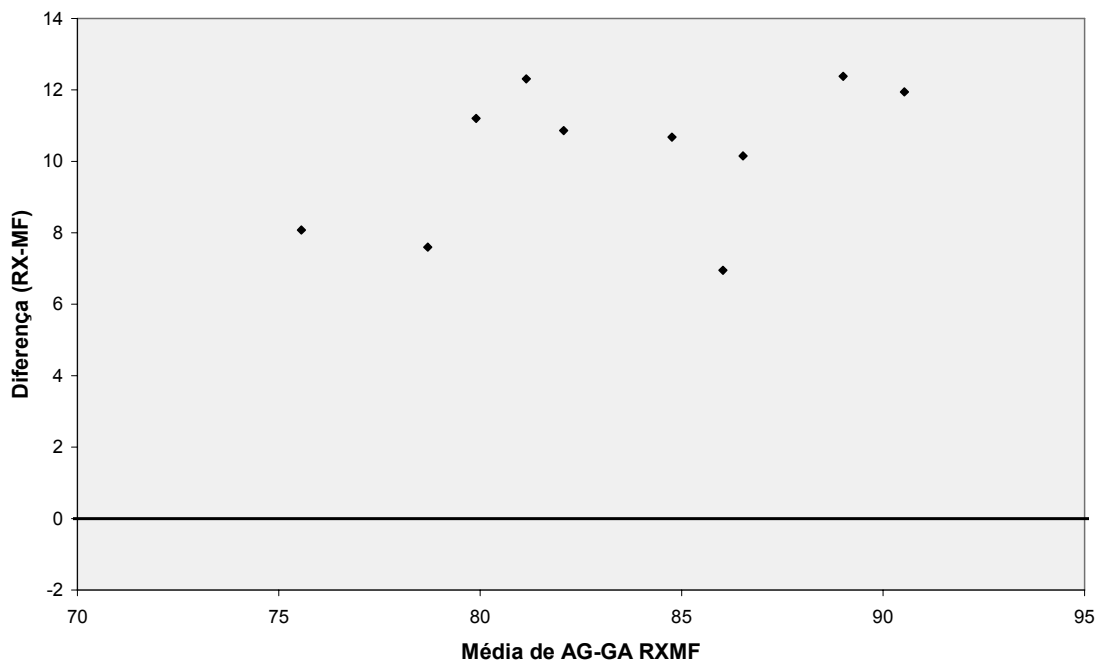


Gráfico 5.11 -Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida AG-GA entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

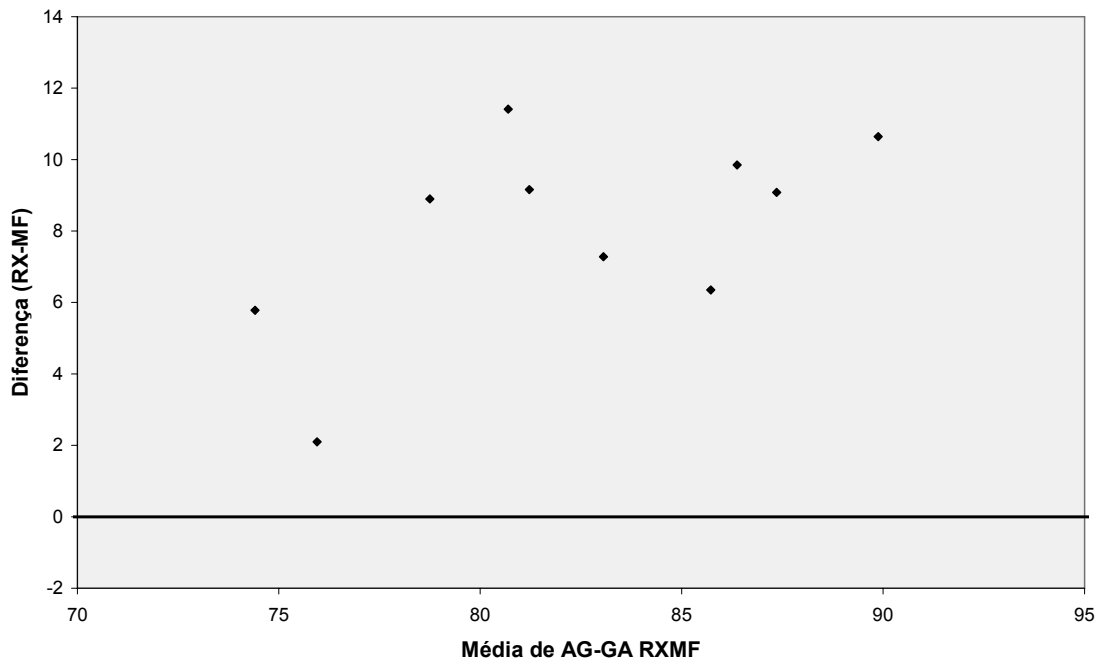


Gráfico 5.12 -Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida AG-GA entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

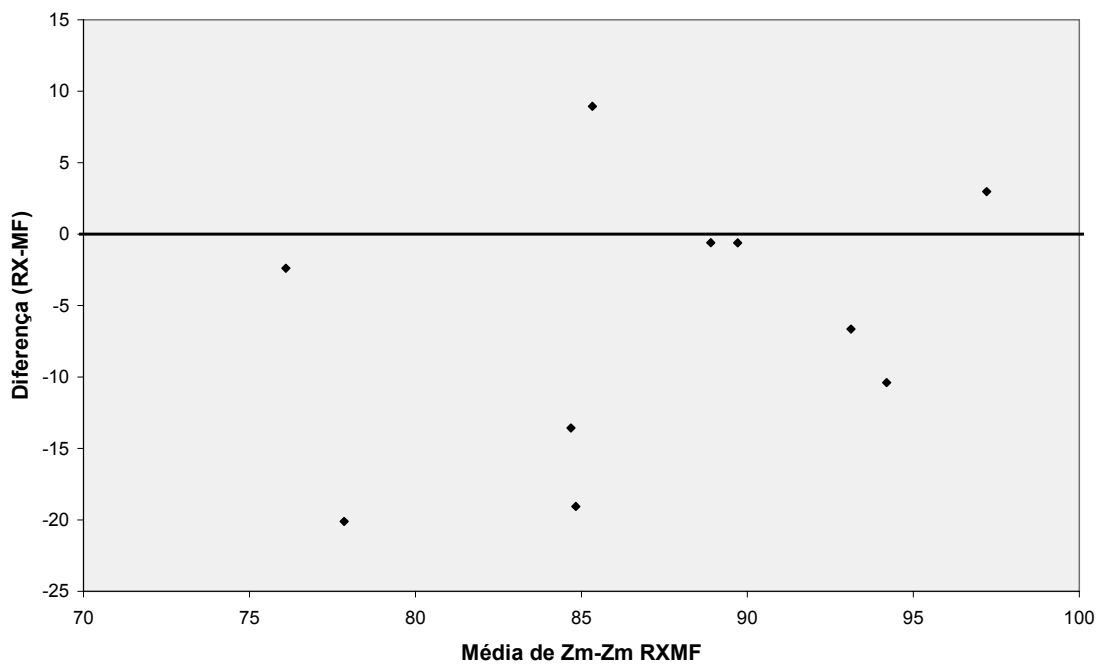


Gráfico 5.13 -Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Zm-Zm entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

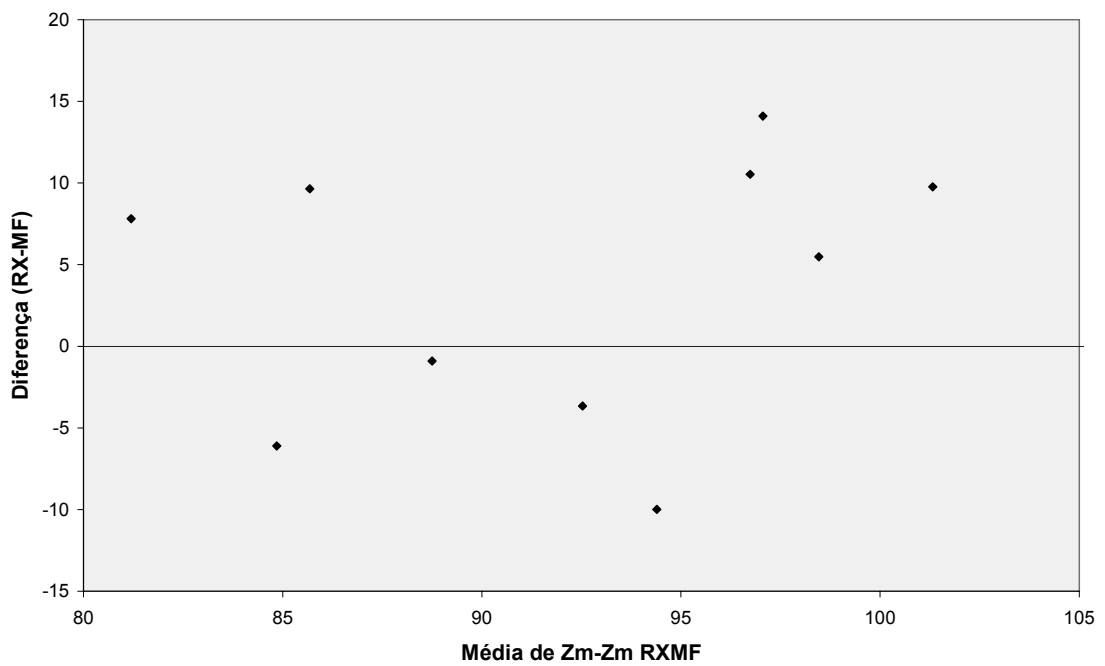


Gráfico 5.14 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida Zm-Zm entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

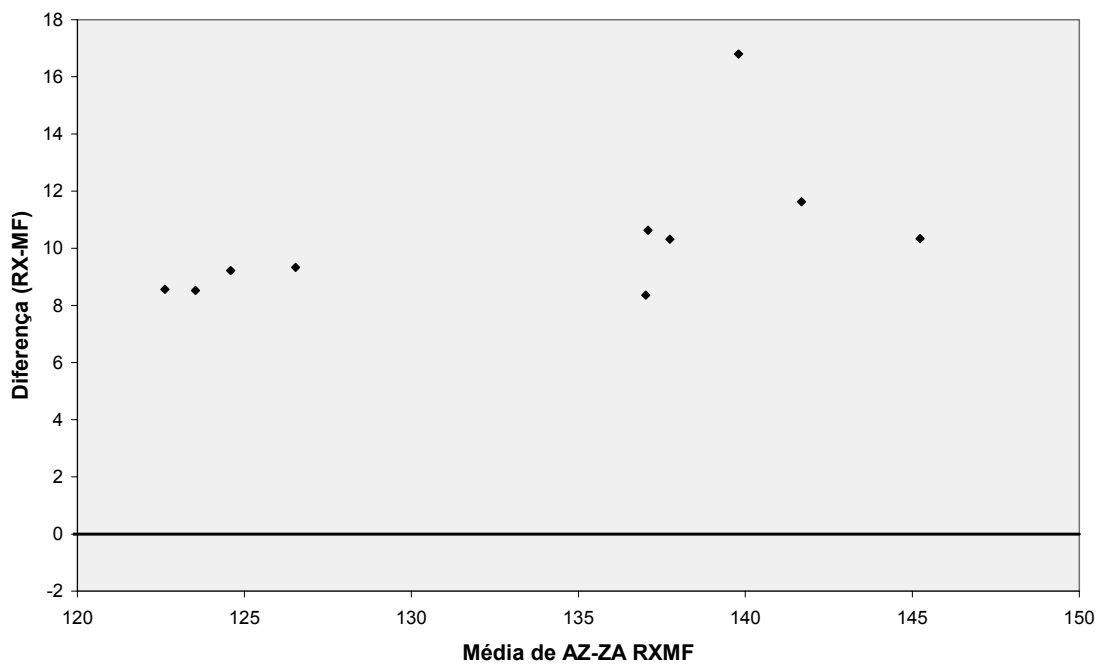


Gráfico 5.15 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida AZ-ZA entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

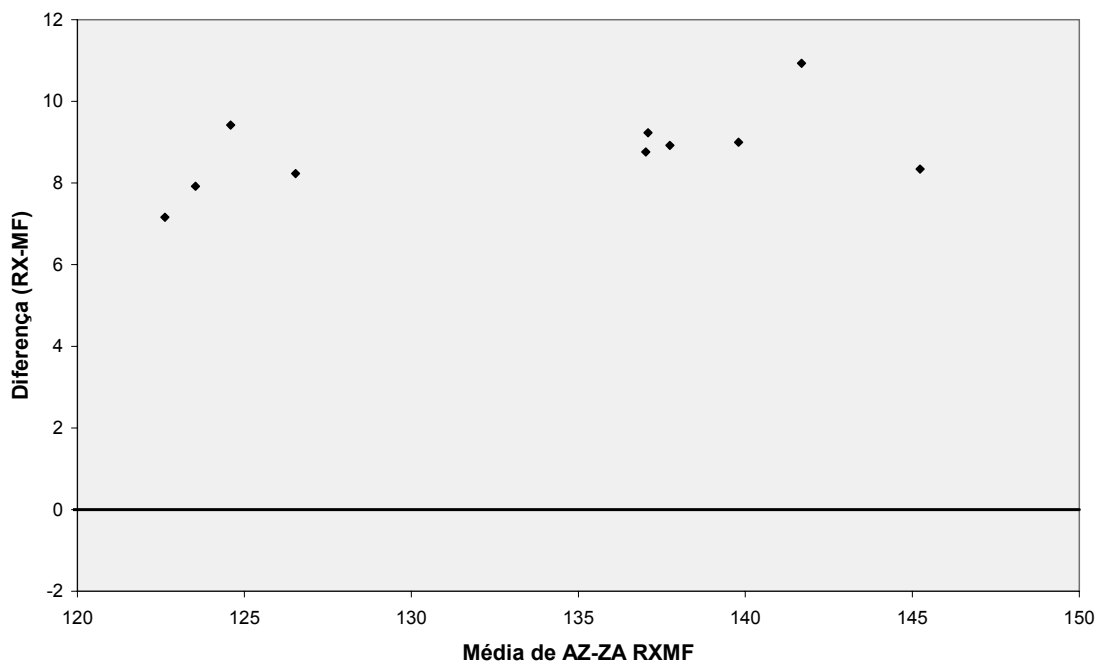


Gráfico 5.16 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida AZ-ZA entre a telerradiografia em norma frontal (RX) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

Os gráficos 5.17 a 5.32 mostram que a maioria das medidas físicas (padrão ouro) são maiores do que as medidas obtidas por meio da 3D-TC, com exceção das grandezas Zm(d)-Zm(e) e ENA-Me. Entretanto, as diferenças entre valores para as medidas em 3D-TC quando comparadas as medidas físicas, são muito mais próximas de zero, do que as comparações entre as telerradiografias em normas lateral e frontal e as medidas físicas.

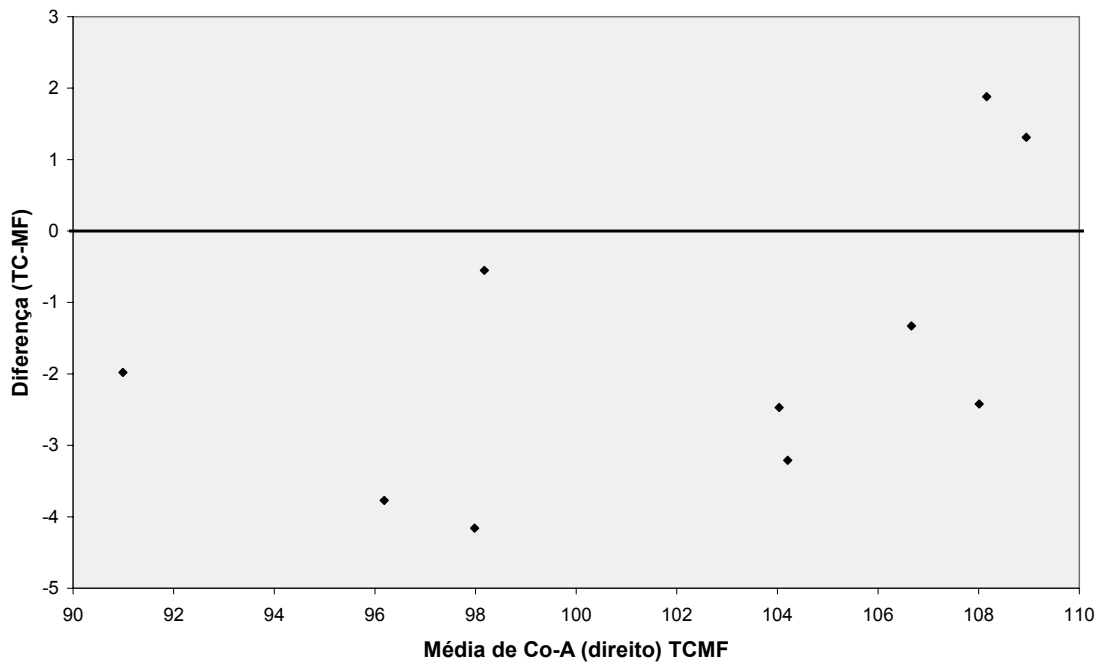


Gráfico 5.17 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-A(d) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

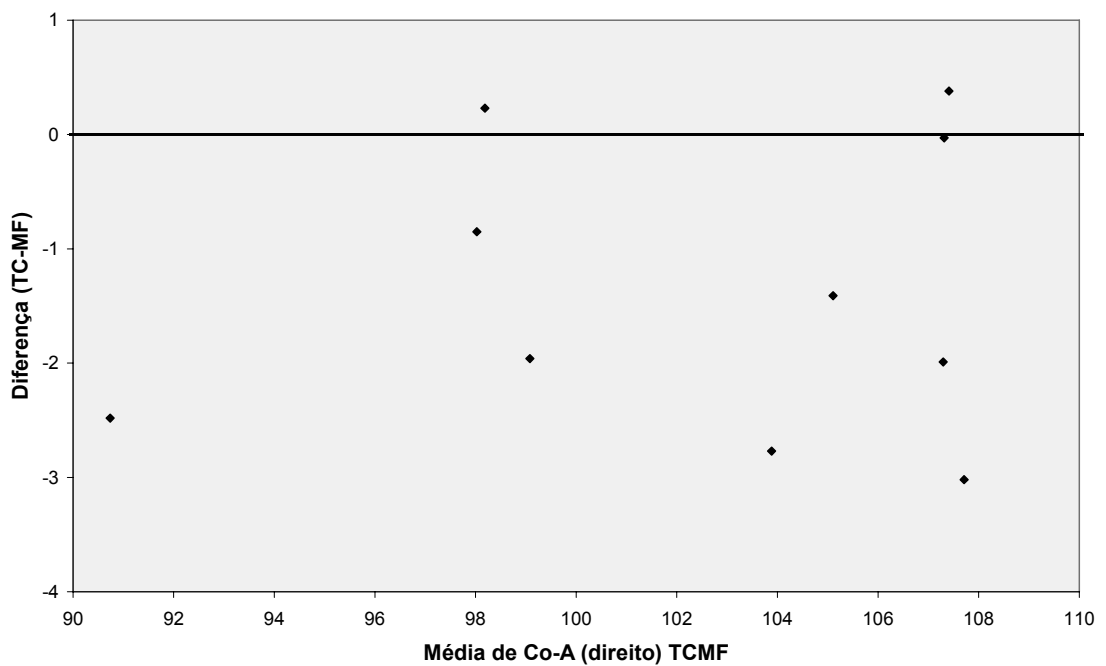


Gráfico 5.18 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-A(d) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

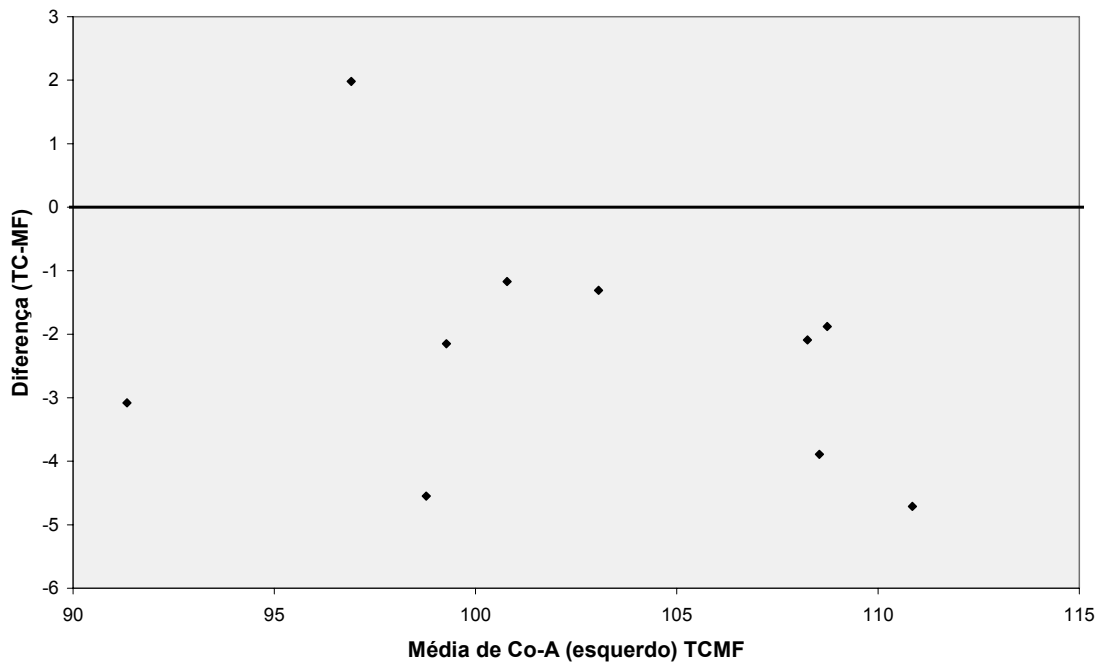


Gráfico 5.19 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-A(e) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

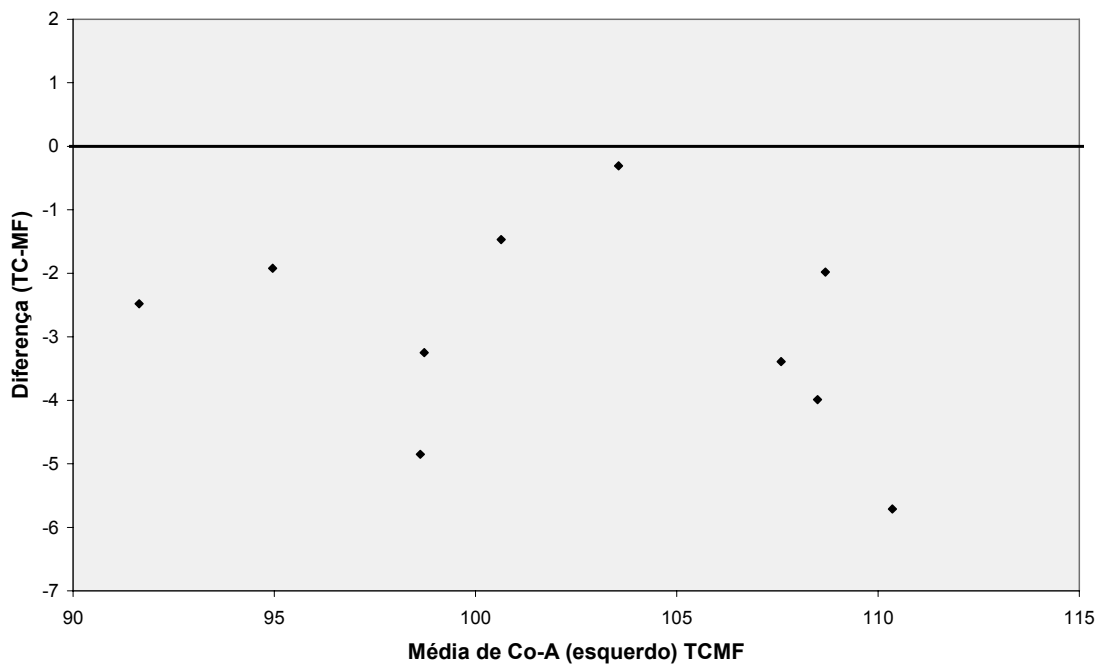


Gráfico 5.20 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-A(e) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

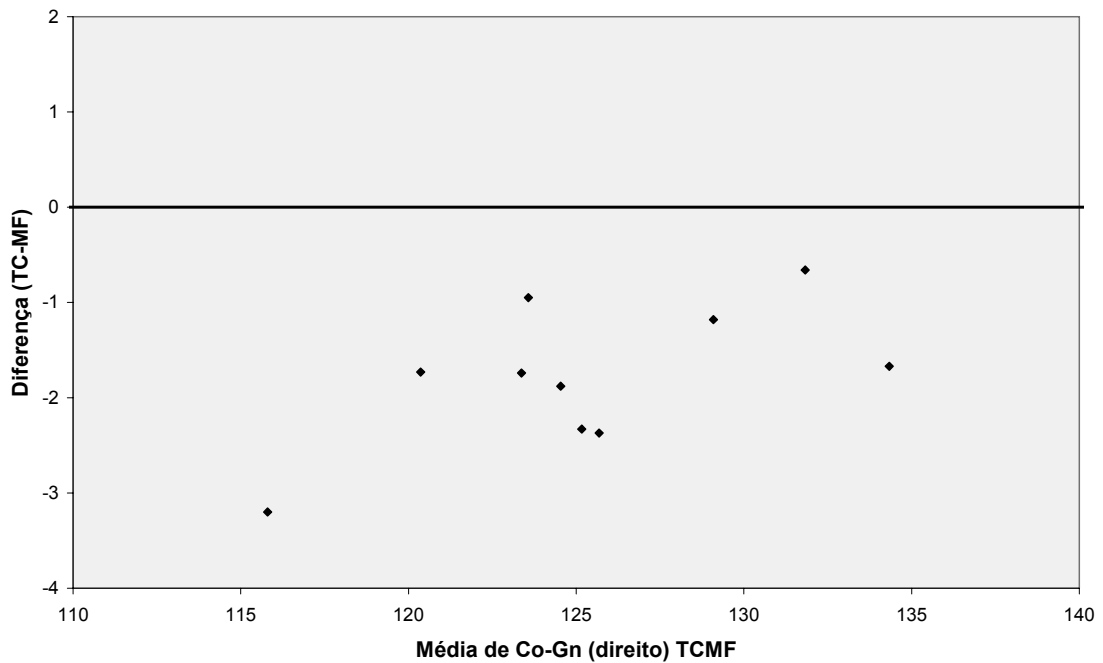


Gráfico 5.21 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-Gn(d) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

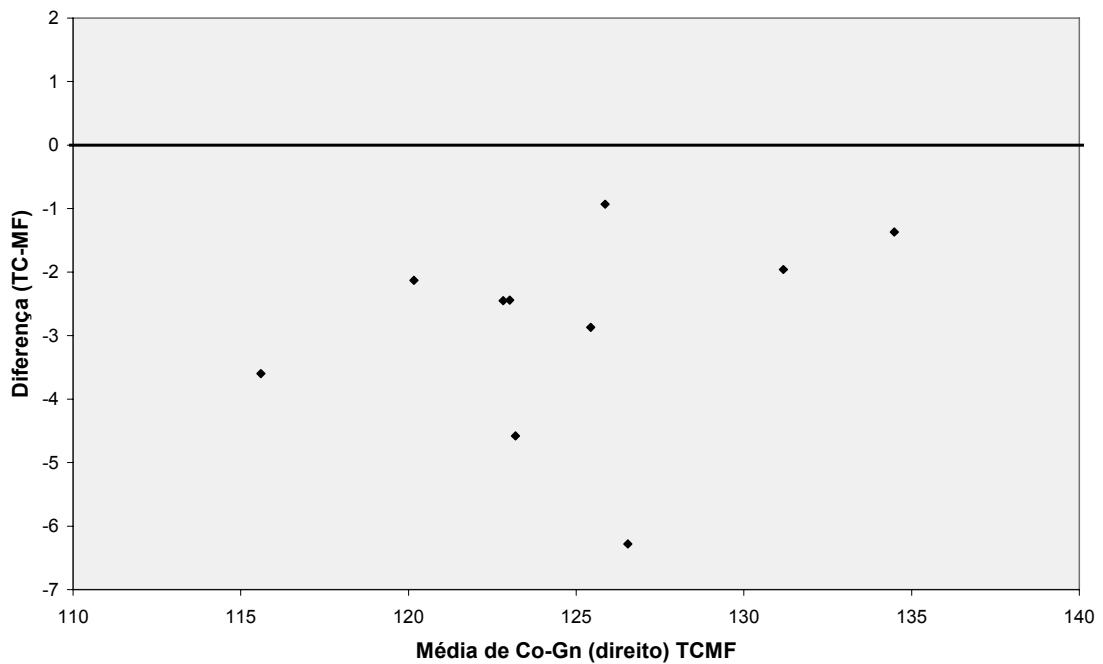


Gráfico 5.22 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-Gn(d) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

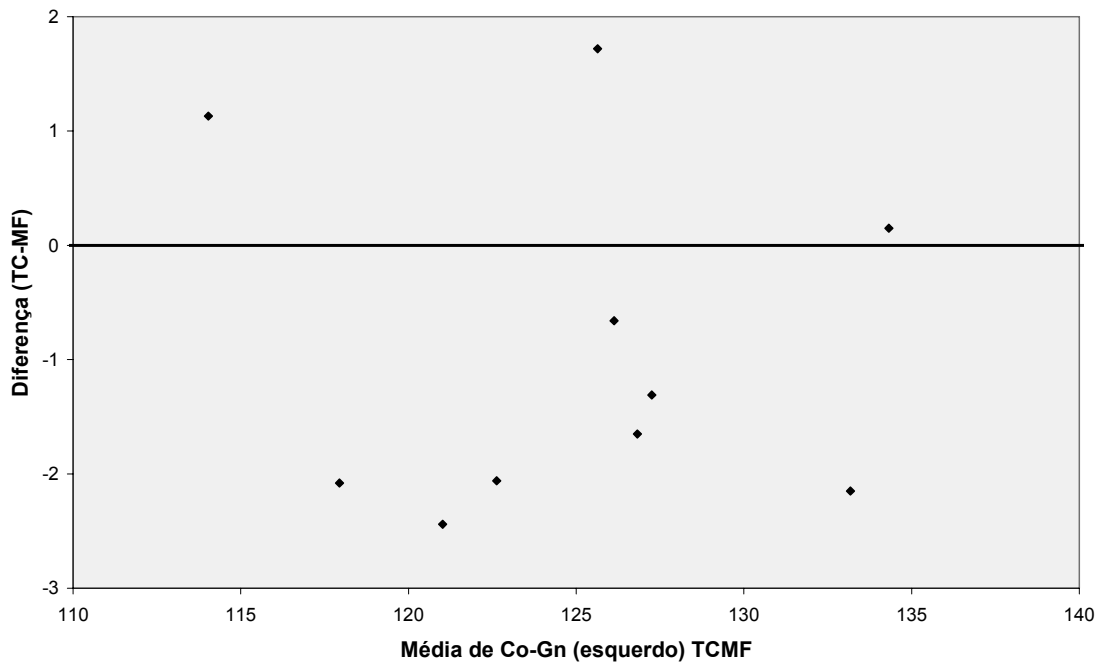


Gráfico 5.23 -Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-Gn(e) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

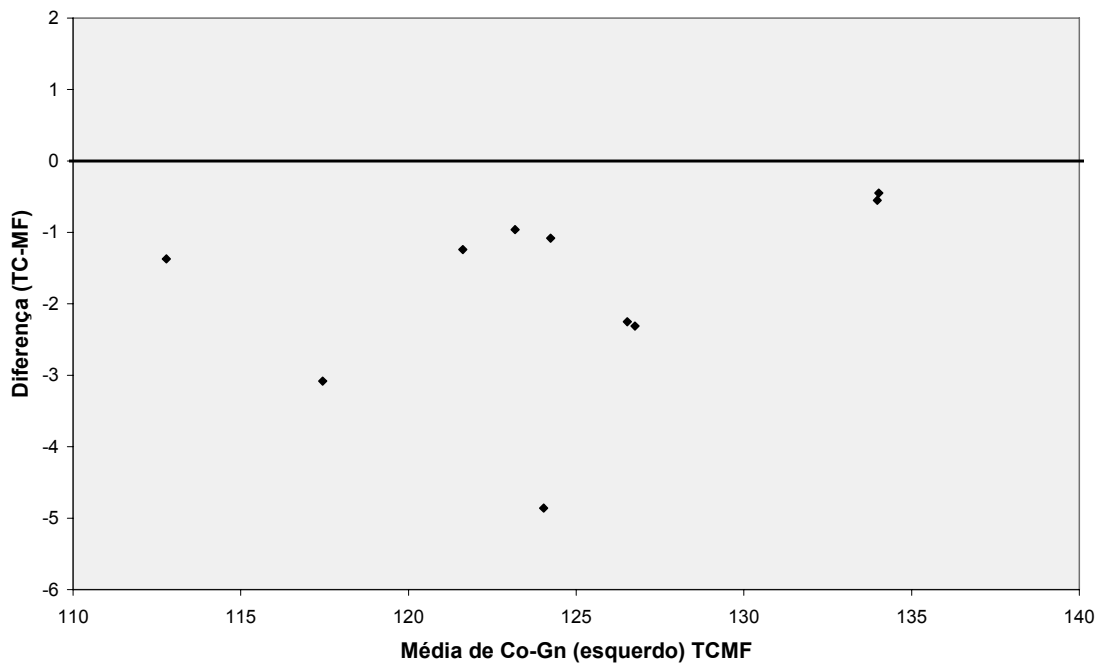


Gráfico 5.24 -Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Co-Gn(e) entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02



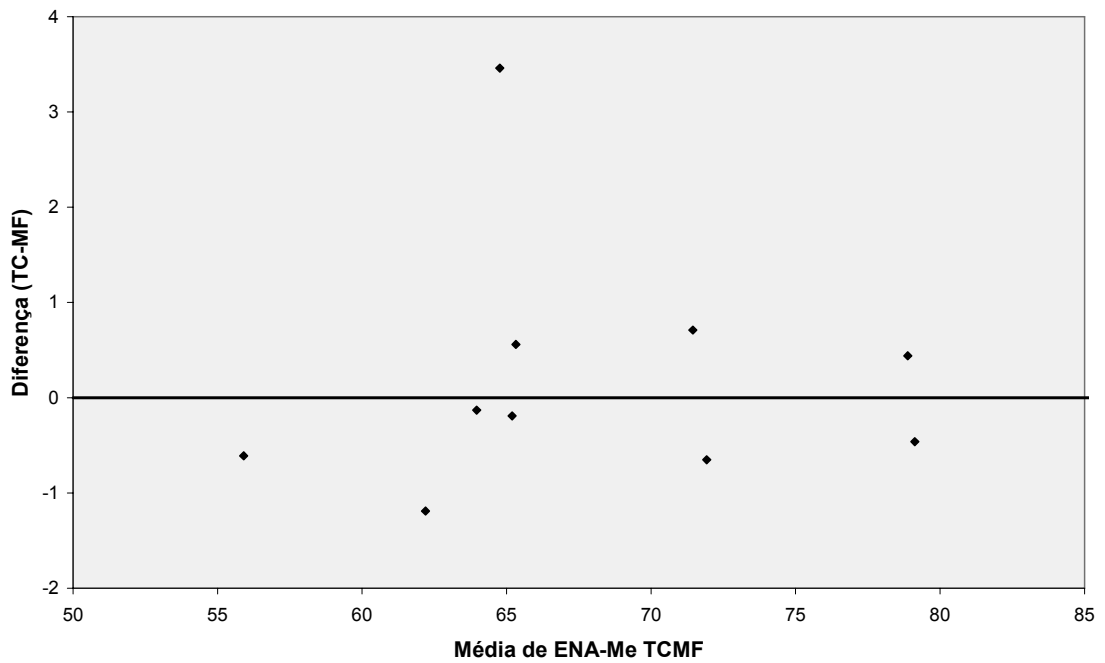


Gráfico 5.25 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de ENA-Me entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

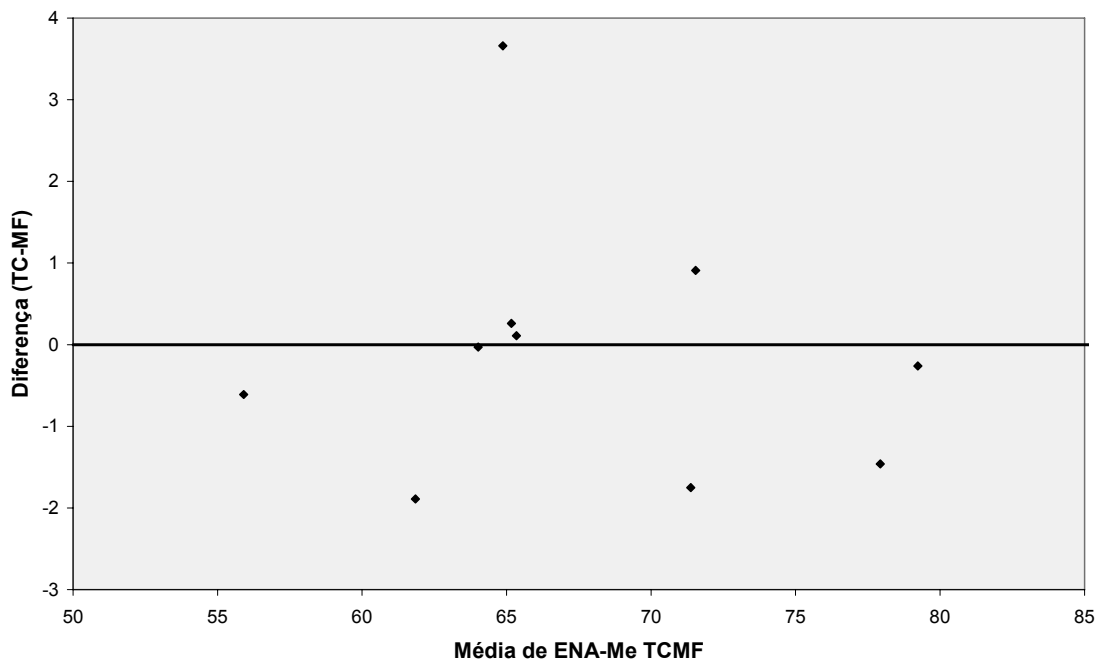


Gráfico 5.26 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de ENA-Me entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

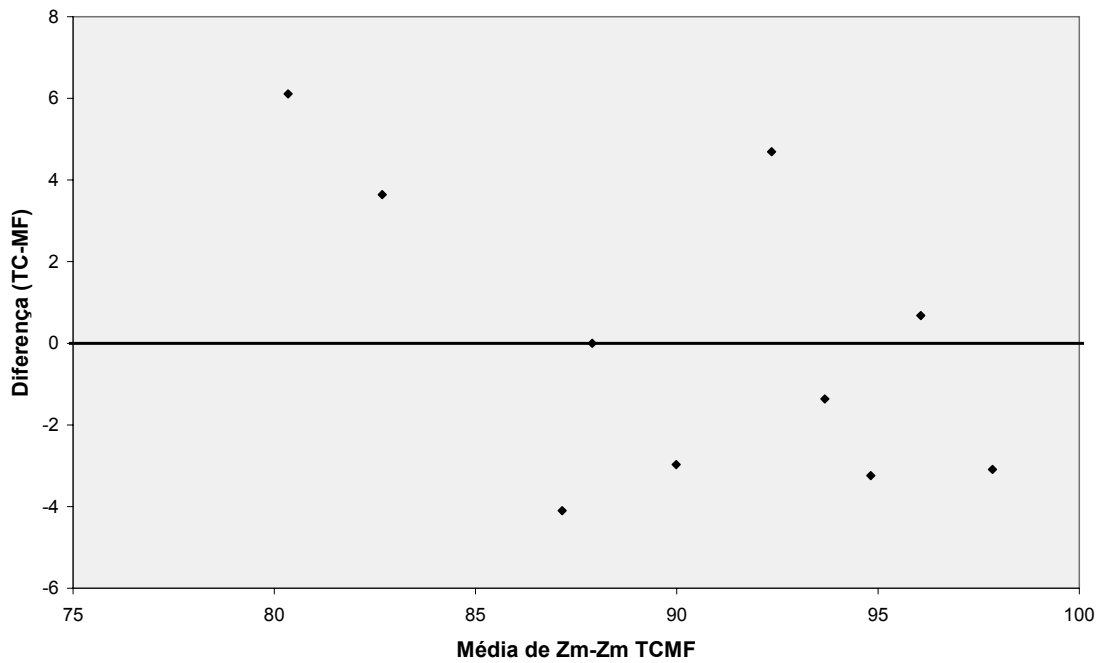


Gráfico 5.27 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Zm-Zm entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

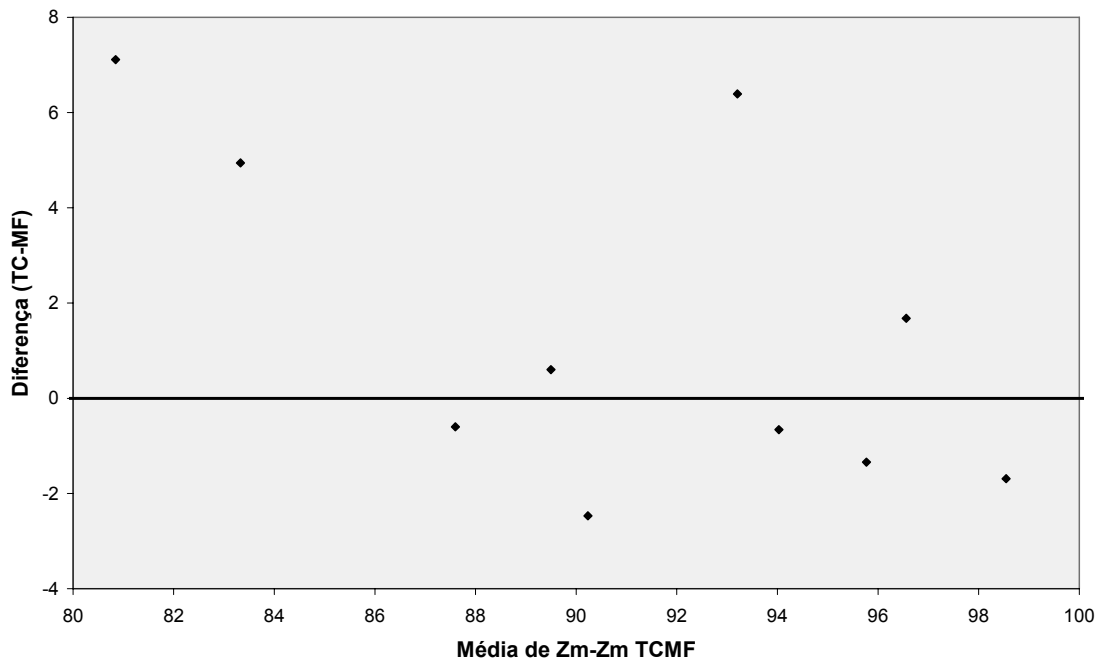


Gráfico 5.28 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de Zm-Zm entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

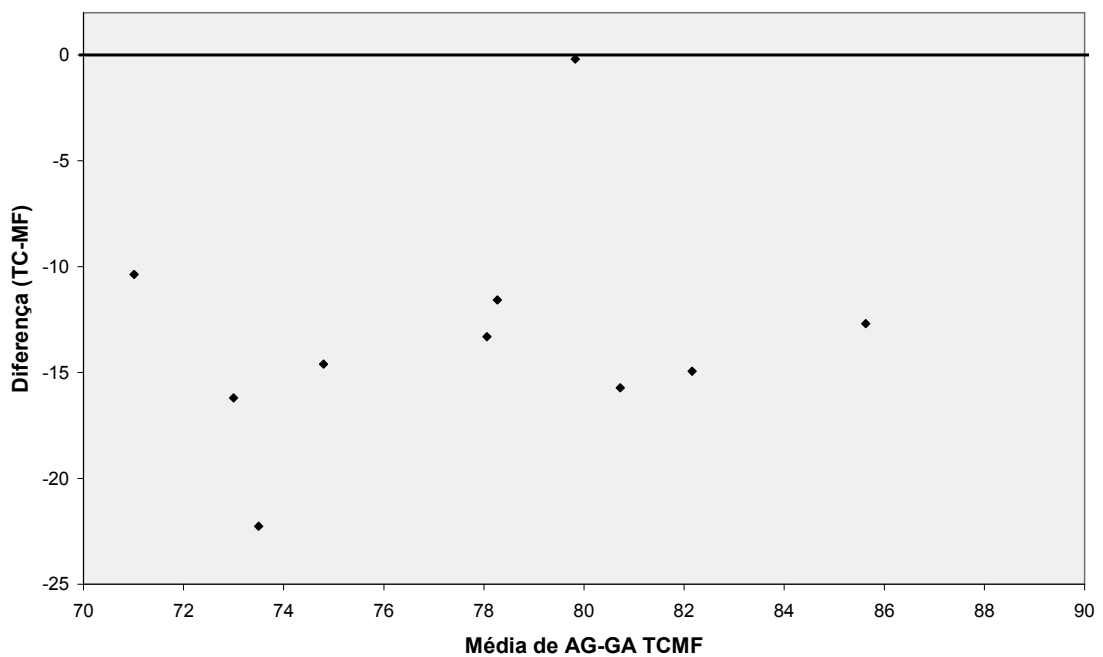


Gráfico 5.29 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de AG-GA entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

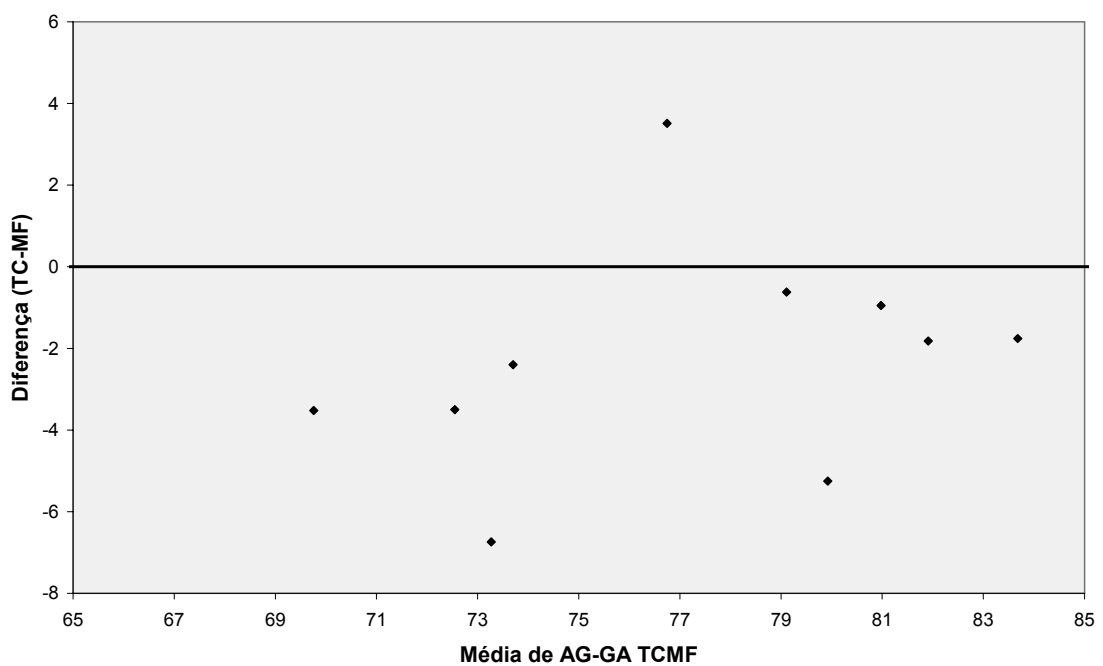


Gráfico 5.30 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de AG-GA entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

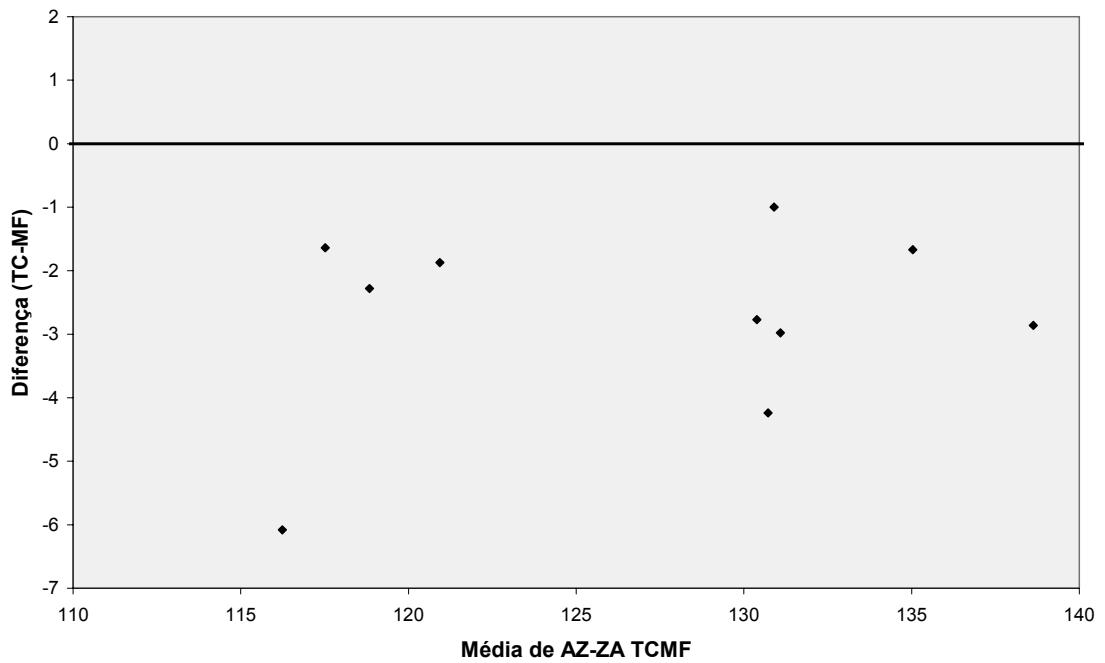


Gráfico 5.31- Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de AZ-ZA entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 01

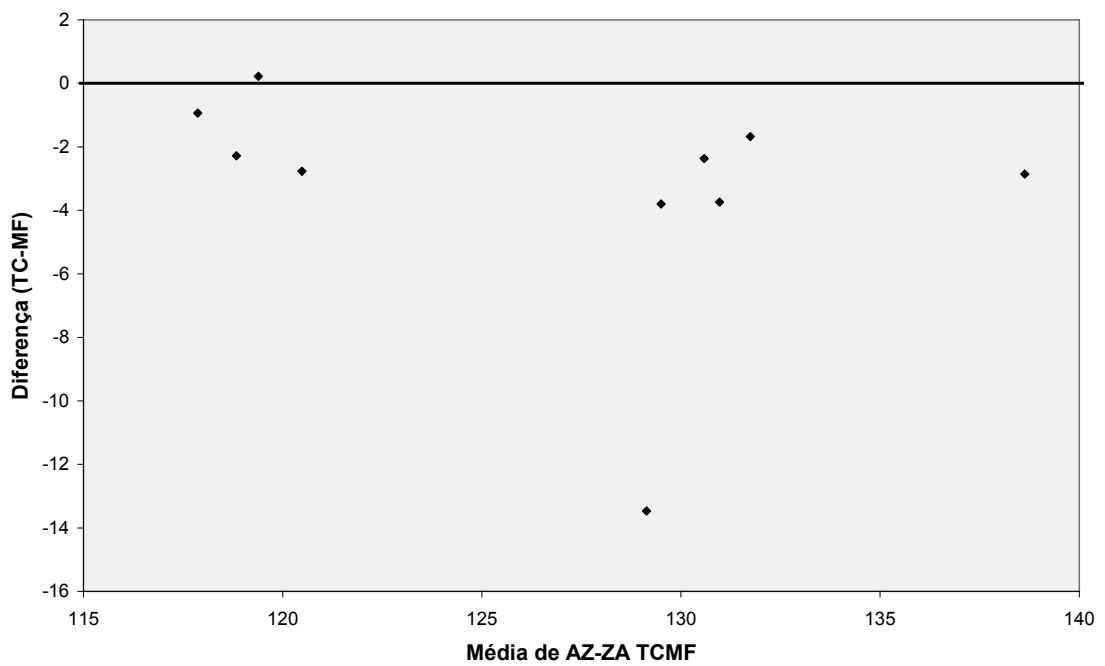


Gráfico 5.32 - Gráfico de Bland-Altman (mm) para a medida de AZ-ZA entre a Tomografia Computadorizada (TC) e o padrão ouro (MF) para o examinador 02

A Tabela 5.15 mostra que as diferenças absolutas entre as telerradiografias em normas lateral e frontal e as medidas físicas, em comparação com as diferenças absolutas entre a 3D-TC, e as medidas físicas, são estatisticamente significantes ( $p < 0,05$ ), para todas as medidas, com exceção da medida da grandeza Co-Gn, que não apresentou diferença para ambos examinadores. As comparações foram realizadas com uso dos testes  $t$  de Student pareados (BUSSAB E MORETTIN, 1987) entre as diferenças absolutas.

Tabela 5.15 - Testes  $t$  de Student pareados para significância estatística ( $p < 0,05$ ), entre as diferenças, para ambos os métodos em comparação com as medidas físicas

Examinador	Medida	Diferença média	DP	IC (95%)		Valor t	GL	p
				Inferior	Superior			
<b>Examinador 1</b>	TeleMF-TCMF (Zm-Zm)	5,54	8,59	-0,60	11,68	2,04	9	0,072
	TeleMF-TCMF (AG-GA)	-2,97	5,31	-6,77	0,83	-1,77	9	0,111
	TeleMF-TCMF (AZ-ZA)	7,63	3,54	5,10	10,16	6,82	9	<b>&lt;0,001</b>
	TeleMF-TCMF (Co-A)	4,63	2,71	2,70	6,57	5,41	9	<b>&lt;0,001</b>
	TeleMF-TCMF (Co-Gn)	0,23	1,93	-1,15	1,62	0,38	9	0,711
	TeleMF-TCMF (ENA-Me)	7,21	1,94	5,83	8,60	11,78	9	<b>&lt;0,001</b>
<b>Examinador 2</b>	TeleMF-TCMF (Zm-Zm)	5,05	3,08	2,84	7,25	5,18	9	<b>0,001</b>
	TeleMF-TCMF (AG-GA)	5,05	3,40	2,61	7,48	4,69	9	<b>0,001</b>
	TeleMF-TCMF (AZ-ZA)	5,38	2,94	3,28	7,48	5,79	9	<b>&lt;0,001</b>
	TeleMF-TCMF (Co-A)	4,29	2,69	2,37	6,21	5,04	9	<b>0,001</b>
	TeleMF-TCMF (Co-Gn)	0,07	1,58	-1,06	1,20	0,14	9	0,894
	TeleMF-TCMF (ENA-Me)	7,82	1,89	6,47	9,17	13,08	9	<b>&lt;0,001</b>

Os gráficos a seguir, apresentam todos os valores das correlações intraclasse e intervalos de confiança, de todas as medidas em comparação com o padrão ouro, para o examinador 01 (5.33) e para o examinador 02 (5.34). Dessa forma, pode-se facilmente visualizar as diferenças entre o método radiográfico convencional, que emprega as telerradiografias em normas lateral e frontal (RX) e o método tomográfico (TC). A 3D-TC apresenta valores de correlações intraclasse próximos de zero e intervalos de confiança menores do que as telerradiografias em normas lateral e frontal (RX), denotando maior acurácia e precisão.

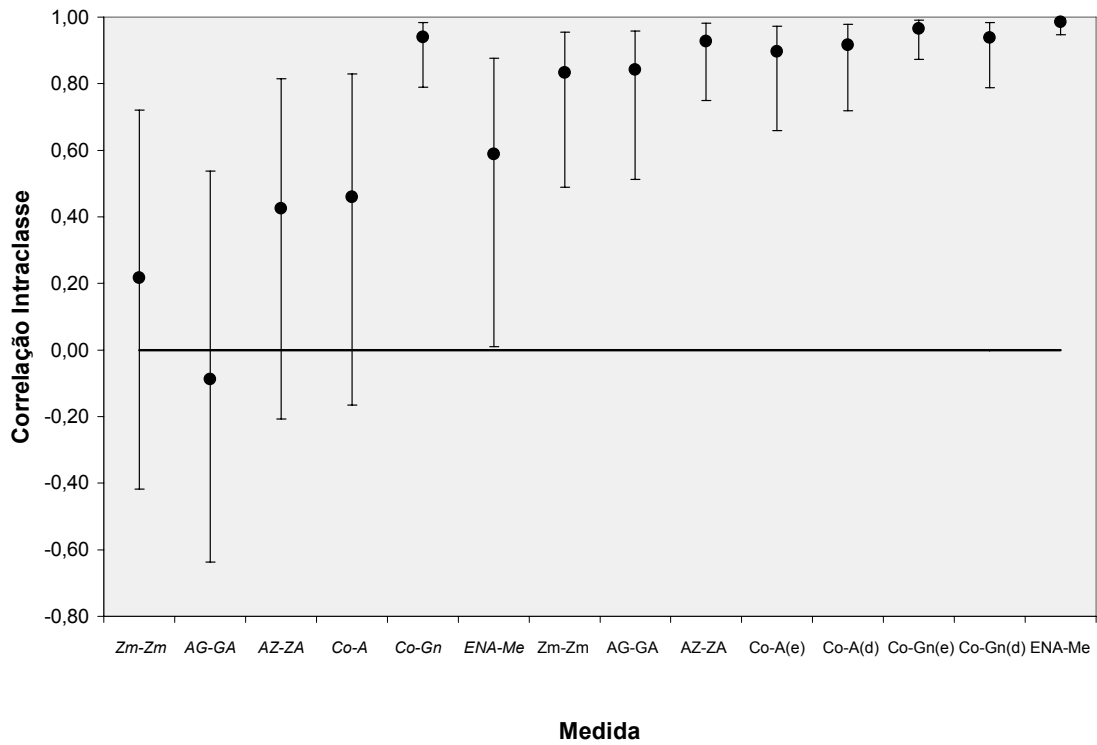


Gráfico 5.33 - Correlações intraclassa para cada medida pelo examinador 01 e, respectivos intervalos de confiança, (telerradiografias em *italico*)

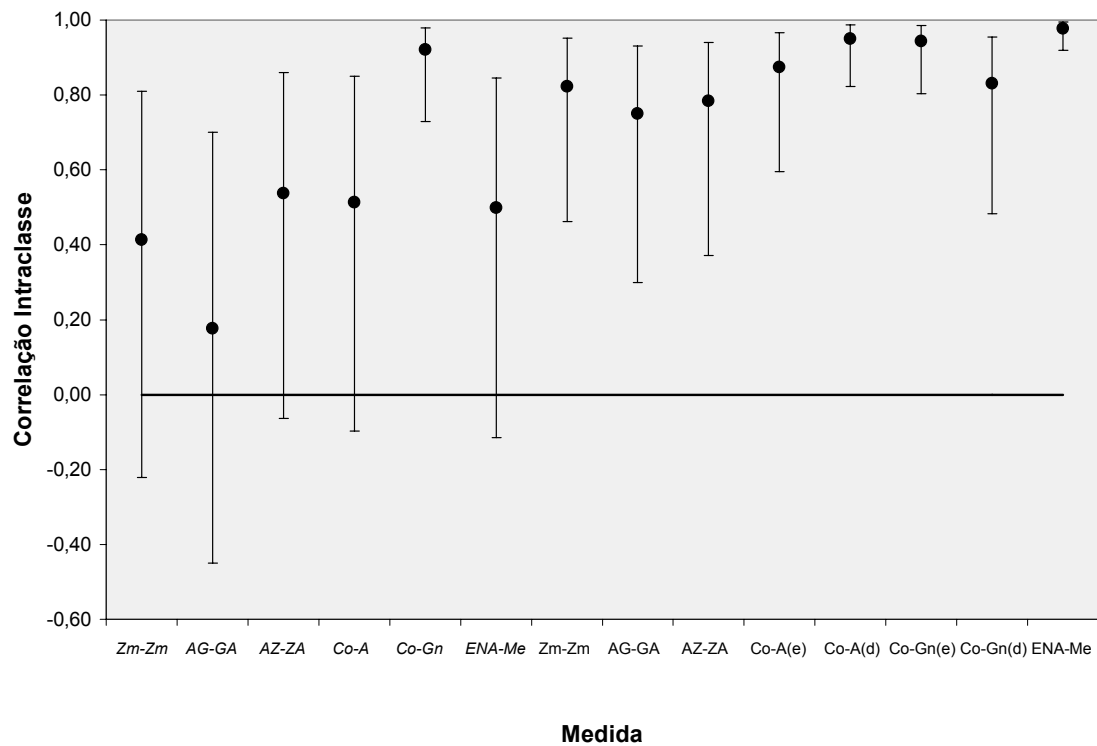


Gráfico 5.34 - Correlações intraclassa para cada medida realizada pelo examinador 02 e, respectivos intervalos de confiança, (telerradiografias em *italico*)

*"Todos os erros humanos são impaciências, uma interrupção prematura de um trabalho metódico".*

Franz Kafka

***DISCUSSÃO***

---

## 6 DISCUSSÃO

No início do século XX, Simon externou sua teoria sobre o conceito de “normal” em Ortodontia, contradizendo o dogma da estabilidade absoluta, da posição do primeiro molar superior difundida por Angle e afirmou que todo diagnóstico deve ser realizado nas três dimensões do espaço (WAHL, 2006). O diagnóstico e o planejamento dos tratamentos ortodônticos têm sido ao longo dos anos, substancialmente embasados em recursos tecnológicos. O objetivo na utilização destes recursos reside na reprodução o mais próximo possível, da morfologia craniofacial dos pacientes, nas três dimensões do espaço, de forma estática e dinâmica, assim como ela se apresenta na natureza.

A finalidade da documentação ortodôntica é avaliar o complexo craniofacial, composto pelos componentes esquelético, observado nas radiografias, dentário, avaliados por meio dos modelos de gesso e o tegumentar observado nas fotografias. No entanto, informações importantes são perdidas quando a estrutura tridimensional é representada em apenas duas dimensões. Ainda que regiões específicas possam ser definidas em detalhes, todo este processo resulta em uma segmentação das estruturas anatômicas, com cada uma das imagens representando uma região específica (BAUMRIND, 2001; MAH; BUMANN, 2001; MAH; HATCHER, 2003; QUINTERO et al., 1999; REDMOND, 2005; RINO NETO et al., 2006; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

A cefalometria radiográfica tornou-se viável após a padronização da obtenção das radiografias cefalométricas por Broadbent em 1931, e persiste como ferramenta clínica vital na inspeção e determinação da morfologia e crescimento



craniofacial, diagnóstico das anomalias, previsão, planejamento e avaliação dos resultados, pois é o único método quantitativo prático que permite a investigação e avaliação das relações dentárias, esqueléticas e tegumentares (BAUMRIND; 2001; BROADBENT, 1931; RICKETTS, 1961; THUROW, 1949).

Os princípios ideais de uma imagem radiográfica incluem a determinação da anatomia, o mais próximo do real, considerando a localização espacial, tamanho, forma e relacionamento com as estruturas anatômicas adjacentes. Idealmente, múltiplas imagens poderiam ser fusionadas em uma base de dados tridimensionais comum na confecção de um modelo acurado, interativo e multidimensional representando todas as estruturas craniofaciais. (MAH; BUMANN, 2001; MAH; HATCHER, 2003; QUINTERO et al., REDMOND, 2005)

Existem algumas razões para a o questionamento da validade da cefalometria radiográfica: em primeiro lugar, e talvez o mais importante, é o fato de que o filme convencional é a representação bidimensional de um objeto tridimensional. Quando um objeto tridimensional é representado em duas dimensões, as estruturas são deslocadas verticalmente e horizontalmente em proporção a sua distância ao filme, ou plano de registro. Segundo, a análise cefalométrica é baseada na suposição de uma perfeita sobreposição entre os lados direito e esquerdo no plano sagital médio, mas isso é pouco observado por que a simetria facial é rara e, por conta também, do deslocamento relativo da imagem entre os lados em função dos motivos demonstrados acima. As discrepâncias resultantes entre os lados direito e esquerdo, não permitem um acesso preciso a determinadas anomalias craniofaciais, como por exemplo, as assimetrias faciais. Terceiro, a grande quantidade de erros de projeção radiográfica, associados à aquisição de imagens, que incluem magnificação de tamanho e distorção da

imagem, bem como os erros no posicionamento do paciente e distorção inerente a geometria relacional entre o paciente o filme e o foco de raios X podem comprometer uma avaliação acurada. Por último, o erro operacional na elaboração do cefalograma e no processamento da análise cefalométrica pode diminuir a acurácia e precisão (BAUMRIND; FRANTZ, 1971; BJORK; SOLOW, 1962; BERGENSEN, 1980; DIBBETS; NOLTE, 2002; MIDTIGARD; BJORK; LINDER-ARONSON, 1974; STABRUM; DANIELSEN, 1982; SPOLYAR, 1987; AHLQUIST; ELIASSON; WELANDER, 1986; JARVINEN, 1987; REDMOND, 2005; SWEENEN et al., 2006 SANDLER, 1988; YOON, 2001).

Desde Broadbent, muitas técnicas foram desenvolvidas na tentativa de compensar as limitações das medições bidimensionais, as quais incluem o próprio cefalostato de Broadbent, o sistema de estereometria coplanar, a análise cefalométrica multiplanos basilar e a estéreo-radiografia biplanar cefalométrica (BAUMRIND, 2001; BROADBENT, 1931).

Com o advento da tomografia computadorizada, medidas reais puderam ser obtidas, a imagem espacial das estruturas craniofaciais pôde ser produzida, as estruturas internas serem observadas removendo-se as superfícies exteriores, e os vários órgãos e estruturas serem observados independentemente mudando-se a densidade dos tecidos (AMBROSE, 1973; HOUNSFIELD, 1973). Uma imagem de 3D-TC mostra também as assimetrias do terço médio da face e, a base craniana, de difícil observação com a radiografia convencional 2D (PARK, 2006). O conceito fundamental da imagem 3D é que ela resulta de um volume que pode ser reformatado, provendo infinitas perspectivas (REDMOND, 2005).

A avaliação da morfologia craniofacial é influenciada pela experiência e pela percepção subjetiva do examinador, e com o aumento da popularidade na utilização

das imagens 3D para o planejamento em Ortodontia e Cirurgia Ortognática, de acordo com Haffner et al., (1999), Cavalcanti e Vannier, (1999) Mah (2001) Kim et al. (2002) Curry et al. (2001), Vannier (2003), Farman (2003), Sucovic (2003), Enciso, Memon e Mah (2003), Hatcher e Aboudara (2004), Hilgers et al. (2005), Katsumata et al. (2005), Redmond (2005), Swennen e Schutyser (2006), Lopes (2006), Swennen et al. (2006), Rino Neto et al. (2006), verificou-se a necessidade da realização de estudos para a avaliação da acurácia e precisão destes sistemas, que integram a obtenção (aquisição dos dados originais) e a visualização das imagens, por meio de *softwares* de computação gráfica, que permitem a obtenção de medidas e, mais recentemente, a obtenção de análises cefalométricas 3D. (KATSUMATA et al., 2005; KITAURA et al., 2000; PARK, 2006; SWENNEN et al., 2006; SWEENEN; SCHUTYSER; HAUSAMEN, 2006; TROULIS et al., 2002).

## 6.1 Metodologia Científica

A utilização de crânios secos humanos para a realização de pesquisas com imagens, empregando-se radiografias e tomografias constitui-se em um método consagrado segundo vários autores (CHIDIAC, 2001; KIM, 2001, 2002; KRAGSKOV, 1997; KUSNOTO, 1999; LASCALA; PANELA; MARQUES, 2004; LOPES, 2006; MATTESON, 1989; NAGASHIMA, 1998), pois, quando bem conservados permitem a obtenção de imagens com grande riqueza de detalhes, diminuindo a influência do sujeito da pesquisa como variável agregadora de erros, sejam eles sistemáticos, ou aleatórios.

A amostra utilizada desta pesquisa configura-se como uma das mais bem conservadas e bem catalogadas da América do Sul, na qual constam detalhes sobre a origem étnica, gênero e idade dos indivíduos, Segundo Smith (2007), (informação verbal)<sup>15</sup>, os crânios selecionados para esta amostra, apresentavam excelente estado de conservação e não portavam nenhuma anomalia craniofacial congênita, ou quaisquer assimetrias.

Quanto à metodologia empregada nesta pesquisa, as imagens das telerradiografias, mostraram-se nítidas e com bom contraste. O operador possuía experiência na obtenção das telerradiografias e já havia participado de outros trabalhos similares, em que foi empregado o mesmo protocolo de posicionamento do crânio no cefalostato, assim como, da utilização do cartão preto para atenuar a ação intensificadora do écran, diminuindo a sua luminescência e, conseqüentemente a sensibilização da película radiográfica, simulando os tecidos moles (MIASIRO, 2004). A digitalização das imagens em 400 dpi, também seguiu um protocolo pré-estabelecido e foi rigorosamente igual para todas as radiografias.

Os trabalhos de Bjork e Solow (1962), Baumrind e Frantz (1971), Midtigard, Bjork e Linder-Aronson (1974), Bergensen (1980), Stabrum e Danielsen (1982), Spolyar (1987), Ahlquist, Eliasson e Welander (1986), Jarvinen (1987), Sandler (1988), Yoon (2001), e, Dibbets e Nolte (2002), avaliaram os principais fatores que afetam a obtenção e utilização de telerradiografias: a distorção, a magnificação, os erros na demarcação dos pontos cefalométricos, e a mensuração das grandezas cefalométricas.

---

<sup>15</sup> Professor Dr. Ricardo Smith, chefe do departamento de Morfologia da Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo (comunicação pessoal).

A demarcação de pontos é vital na obtenção de medidas precisas (BAUMRIND, 1971; BJORK; SOLOW, 1962; MIDTIGARD; BJORK; LINDERARONSON, 1974). A utilização de *softwares* de cefalometria permite a demarcação de pontos nas imagens digitais diretamente no monitor do computador, por meio do dispositivo apontador (*mouse*), e, em função dos recursos gráficos e de tratamento de imagem, podem influenciar a quantidade de erro e melhorar a precisão na obtenção das medidas cefalométricas (BECKER; BARISON GF; BARISON, JC 2004; GOLDREICH, et al., 1998; HANS, 2001), entretanto, independentemente do método escolhido, a precisão da mensuração é diretamente dependente da seleção de referências cefalométricas precisas e bem delimitadas (SANDLER, 1988).

A tomografia computadorizada, por se tratar intrinsecamente de um método tridimensional, gera uma aquisição volumétrica que não apresenta os mesmos problemas da técnica cefalométrica convencional, mas, de acordo com Offutt et al. (1990) Vannier (2003) Cavalcanti, Ruprecht e Quest (1999b), Cavalcanti, Ruprecht e Vannier (2001), Sucovic (2003), Cavalcanti (2004), Redmond (2005), Holberg et al. (2005) Scarfe, Farman e Sukovic (2006) está sujeita a outras variações, como: 1) o tipo de técnica tomográfica empregada, (TC convencional, TC helicoidal *single-slice*, TC *multislice*), ou ainda, TC por feixe cônico (TCFC); 2) o tipo de protocolo empregado (espessura de corte, intervalo de reconstrução e tempo); 3) o tipo de técnica de reconstrução das imagens 3D (*softwares* que empregam a técnica do volume ou a técnica de superfície) e, 4) o custo, a dose de radiação empregada e a logística para o paciente de rotina.

Quanto à obtenção das imagens a partir da tomografia computadorizada, os primeiros trabalhos de pesquisa que compararam medidas cefalométricas em imagens tridimensionais e/ou reformatações multiplanares, em crânios secos

humanos ou em cabeças de cadáveres, utilizaram protocolos que empregavam a TC convencional, (MATTESON et al., 1989) e a TC helicoidal *single-slice* (COVINO et al., 1996; HILDEBOLT; VANNIER; KNAPP, 1990; KITAURA et al., 2000; ONO et al., 1992; RICHTSMEIER et al., 1995; KRAGSKOV, 1997; NAGASHIMA et al., 1998; WAITZMAN et al., 1992a), e o método de reconstrução das imagens, era pela técnica de superfície (*surface rendering*). Recentemente, é que se passou a utilizar a TC *multislice* e o método de *volume* (*volume rendering*) (CAVALCANTI et al., 2002; KIM et al., 2002; JUNG et al., 2002; KATSUMATA et al., 2005; LOPES, 2006; ROCHA, 2002; SWENNEN et al., 2006) e a tomografia computadorizada por feixe cônico - TCFC (LASCALA; PANELA; MARQUES, 2004; HILGERS, et al., 2005) para os trabalhos comparativos de consistência de medidas cefalométricas. Vários autores (CAVALCANTI; RUPRECH; VANNIER, 2002; COVINO et al., 1996; JUNG et al., 2002; KIM et al., 2001, 2002; LOPES, 2006; ROCHA, 2002; TOGASHI et al., 2002) afirmaram a importância da seleção de um protocolo adequado para a aquisição dos dados originais (cortes axiais) para a TC helicoidal. A espessura de corte e o intervalo de reconstrução são fatores extremamente importantes na aquisição de imagens com finalidade de reconstruções 3D, para a obtenção de medidas cefalométricas precisas e acuradas. Desta forma, cortes finos, e intervalos de reconstrução menores, permitem a reconstrução das imagens com uma maior fidelidade e riqueza de detalhes. (CAVALCANTI; ANTUNES, 1999; KIM et al., 2002; KITAURA, 2000; PARK, 2006; SWENNEN et al., 2006; TOGASHI et al., 2002)

Aliado ao protocolo de aquisição dos dados originais, o método de reconstrução das imagens, afigura-se com grande importância na obtenção de imagens mais fiéis e com uma maior possibilidade de interatividade (ROCHA, 2002).

A técnica de superfície já é considerada limitada em comparação com a técnica de volume. Na técnica de superfície, há uma perda de informações, pois nem todos os *voxels* dos dados originais são utilizados na reconstrução da imagem, gerando a impossibilidade de visualização de estruturas internas do volume anatômico, assim como, a presença de brilho e sombra na imagem dificulta a localização de pontos anatômicos (LOPES, 2006). Entretanto, na técnica de volume, as informações originais são preservadas e é possível a observação de estruturas internas, em diferentes níveis de transparência, ou em diferentes matizes. (CAVALCANTI, 2000; CAVALCANTI; ROCHA, 2004; LOPES, 2006).

No presente trabalho, as reconstruções 3D das estruturas ósseas, a partir dos dados de TC *multislice* de 16 canais, foram realizadas seguindo o protocolo de 16 cortes de 0,5 mm de espessura, 0,3 mm de intervalo de reconstrução por 0,5 segundos de tempo, semelhante à metodologia utilizada por Lopes (2006), em função das limitações das técnicas de reconstrução por superfície e pela grande quantidade de informações que a TC *multislice* pode oferecer, bem como a evolução no processo de aquisição e visualização das imagens por meio da computação gráfica.

Um dos *softwares* utilizado nesta pesquisa (Vítrea<sup>®</sup>), emprega o método de volume para a reconstrução das imagens 3D e já foi utilizado para a obtenção de medidas cefalométricas, em trabalhos de pesquisa (LOPES, 2006; ROCHA, 2002), sendo considerado um dos programas mais avançados que estão disponíveis no mercado, com aplicações clínicas e vantagens para as várias especialidades médicas e odontológicas.

Com relação à escolha dos pontos cefalométricos, o requisito básico para a definição de ponto anatômico, ou cefalométrico é o de que ele deve ser facilmente identificado e localizado com alto grau de precisão e acurácia (GOLFDREICH et al., 1998; RICHTSMEIER et al., 1995; STABRUN; DANIELSEN 1982; BUSCHANG, 1987; TNG; CHAN; COOKE, 1994). De acordo com Haffner et al. (1999), a 3D-TC oferece a possibilidade de se avaliar alguns pontos do esqueleto com grande detalhamento e precisão, em comparação com o método radiográfico convencional.

Os pontos selecionados para esta pesquisa, eram de fácil localização, com exceção dos pontos Zm, direito e esquerdo, na telerradiografia frontal, e foram escolhidos em função da sua localização espacial, nos planos axial, sagital e frontal.

Com relação ao método estatístico empregado nesta pesquisa, a aplicação do coeficiente de correlação intraclass e os gráficos de Bland-Altman configuram-se como a abordagem mais acertada para estudos de consistência como este (COVINO et al., 1996; SWEENEN et al., 2006).

## 6.2 Precisão

Na cefalometria radiográfica, foi enfatizado que os maiores erros provêm, na grande maioria, da identificação inadequada de pontos cefalométricos (BAUMRIND, 1971; GOLFDREICH et al., 1998 TNG; CHAN; COOKE, 1994). Grandes discordâncias ocorrem entre examinadores quanto à determinação de alguns pontos cefalométricos, mesmo quando há treinamento prévio. Assimetrias também podem causar problema de identificação de pontos cefalométricos, pois a magnificação é diferente para posição da cabeça e a assimetria produz duas



imagens no filme. Para Sandler (1988), independentemente do método escolhido, a precisão da mensuração de grandezas lineares e angulares depende diretamente da seleção de referências cefalométricas precisas e bem delimitadas.

Como pode ser observado nas Tabelas 5.1 a 5.4, os erros intra-examinador e interexaminadores ficaram em níveis muito baixos, e os valores das correlações intraclasse demonstraram alta concordância, com exceção da medida da grandeza  $Zm(d)$ - $Zm(e)$ , que foi obtida nas telerradiografias frontais, que apresentou discordância intra-examinador 02, e interexaminadores. Segundo Bergersen (1980), as principais alterações nas imagens radiográficas ocorrem quando não são utilizadas estruturas localizadas no plano sagital mediano, quando são utilizadas referências distantes do feixe central dos raios X, e em pessoas com diferentes idades. De acordo com Bergersen (1980), Mulick (1965), Katsumata et al. (1995) e Goldreich, et al. (1998), os fatores de magnificação são muito mais complexos nas projeções frontais, devido ao fato de que os pontos cefalométricos utilizados para as interpretações estão localizados em diferentes planos coronais e conseqüentemente, a distâncias variadas entre o foco de raios X e o filme. Os fatores de magnificação para estas radiografias são mais complicados devido ao fato de que os pontos cefalométricos usados para interpretação são localizados em planos coronais distintos e, portanto, com distâncias variáveis do foco e do filme. Dessa forma, os resultados demonstraram que a reprodutibilidade na demarcação dos pontos cefalométricos depende, realmente, da estrutura anatômica que está relacionada ao ponto cefalométrico, (STABRUN; DANIELSEN, 1982)

Nas Tabelas 5.5 a 5.8, pode-se observar, dados que validam a 3D-TC no que diz respeito à precisão. As correlações intraclasse não deixam dúvidas quanto à alta reprodutibilidade das medidas lineares utilizadas no presente trabalho, com

pequena discordância para as medidas das grandezas AG-GA e AZ-ZA, as quais apresentaram correlações intraclasse para o erro interexaminadores de 0,732 e 0,828, respectivamente, entretanto sem comprometer a precisão. Com relação ao erro percentual, apenas a medida da grandeza AG-GA excedeu a casa dos 2% para o erro intra-examinador 02 e para o erro interexaminadores. Com relação ao erro absoluto, todas as medidas apresentaram valores inferiores a 2,0 mm, com exceção da medida da grandeza AZ-ZA que apresentou erro interexaminadores de 2,47 mm. Swennen et al. (2006) encontraram um erro intra-examinador menor do que 0,88 mm, 0,76 mm e 0,84 mm para medidas ortogonais horizontais, verticais e transversais respectivamente. O erro interexaminadores foi menor do que 0,78 mm, 0,86 mm e 1,26 mm para medidas ortogonais horizontais, verticais e transversais respectivamente. Lopes (2006) utilizando o mesmo protocolo desta pesquisa, não encontrou diferenças estatisticamente significantes entre 18 medidas, para o erro intra-examinador e interexaminadores, enquanto Kragsskov (1997) encontrou em cefalogramas laterais, uma variação intra-examinador menor do que 1,0 mm para a maioria dos pontos, e para todos os pontos exceto o bázio, os dois examinadores apresentaram a mesma variação.

### **6.3 Acurácia**

As tabelas 5.9 e 5.10 demonstram discordância entre as medidas obtidas nas telerradiografias em normas lateral e frontal, em comparação com o padrão ouro. Entretanto, um achado interessante nesta pesquisa, foi a acurácia encontrada

para a medida da grandeza Co-Gn obtida nas telerradiografias em norma lateral, para ambos os examinadores e na comparação com as medidas físicas. Enquanto a maioria das medidas não apresentou concordância, com valores acima das medidas físicas (exceção da grandeza Co-A que apresentou valor inferior nas telerradiografias), a medida da grandeza Co-Gn apresentou acurácia semelhante à 3D-TC. As diferenças observadas nas telerradiografias, quando comparadas com o padrão ouro (acurácia) e com a 3D-TC, para as medidas das grandezas AZ-ZA, AG-GA e ENA-Me, podem ser facilmente explicadas pela magnificação inerente ao feixe de raios X, por se tratarem de medidas obtidas em um mesmo plano sagital (ENA-ME) e coronal (AZ-ZA, AG-GA). Entretanto, as discordâncias e imprecisões da medida da grandeza Zm(d)-Zm(e) são explicadas pela dificuldade de localização deste ponto cefalométrico nas telerradiografias frontais, em contraste com as imagens de 3D-TC (Apêndice F).

No presente trabalho, não foi utilizada tabela de correção de magnificação, em primeiro lugar, por não se tratar de estudo comparativo com padrões normais pré-estabelecidos, em populações específicas como os estudos de crescimento, por exemplo, (DIBBETS; NOLTE, 2002). Em segundo lugar, as tabelas e cálculos de correção de magnificação são complexos e pouco utilizados na rotina dos consultórios e em laboratórios de documentação. Finalmente, esperava-se encontrar alguma concordância para as medidas das grandezas Co-A e Co-Gn por se tratarem de medidas diagonais, em que os pontos estão localizados em diferentes planos sagitais, sujeitos a diferentes taxas de magnificação ao longo da sua trajetória espacial nos planos axial e sagital (Apêndice E). Observou-se que a alta concordância na acurácia da medida da grandeza Co-Gn, se deve ao efeito

“paralaxe”<sup>16</sup>, que compensou a magnificação que as outras medidas estavam sujeitas, com exceção da medida da grandeza Co-A que, apresentou valores menores nas telerradiografias do que nas medidas físicas, sofrendo desta forma, “demagnificação” (DIBBETS; NOLTE, 2002; GOLDREICH, 1998; YOON, 2001) A importância dessas grandezas cefalométricas, está no relacionamento da mandíbula com a face média e altura facial antero-inferior, (MCNAMARA, 1984).

Com relação à comparação das medidas obtidas por meio da tomografia computadorizada em comparação com o padrão ouro, os resultados das correlações intraclasse, observados nas Tabelas 5.13 e 5.14, confirmam a alta acurácia da 3D-TC para todas as oito medidas, com apenas duas medidas para o examinador 02 que apresentaram uma correlação intraclasse abaixo de 0,8. Quanto ao erro percentual, os valores variaram de 1,2% a 4,1%, com apenas três medidas excedendo 3% de erro, corroborando vários estudos anteriores (CAVALCANTI; ANTUNES, 1999; CAVALCANTI; VANNIER, 1999; KITAURA et al., 2000; KIM et al., 2002; KUSNOTO et al., 1999; HOLBERG et al., 2005; PARK, 2006; TOGASHI et al., 2002)

Assim como, no trabalho de Lascala, Panela e Marques (2004), que avaliou medidas lineares por meio da TCFC, outro achado importante deste estudo foi o viés encontrado nas medidas em 3D-TC, que tenderam a apresentar valores menores do que as medidas físicas, como bem ilustram os gráficos de Bland-Altman (5.14 a 5.28). Apesar do tamanho da amostra ser limitado, o que poderia inferir imprecisão, ou inacurácia, vale ressaltar que outras pesquisas semelhantes, com crânios

---

<sup>16</sup> do Gr. *parállaxis*, mudança,

deslocamento da posição aparente de um corpo, devido a uma mudança de posição do observador.

humanos, utilizaram amostras menores (KIM et al., LASCALA; PANELA; MARQUES, 2004; MATTESON et al., 1989; RICHTSMEIER et al., 1995).

O uso de instrumentos de medições físicas diretas, como paquímetros, compassos, também estão sujeitos a algum nível de imprecisão, o que implica em cuidado na utilização da TC quando combinados com a utilização de dados obtidos por meio de paquímetros, compassos ou outros métodos diretos (RICHTSMEIER et al., 1995). Entretanto, a presença desta tendência a valores inferiores das medidas em 3D-TC configura-se como um erro sistemático, porém, sem significado clínico aparente. Lopes (2006) utilizando o mesmo protocolo e a mesma amostra deste trabalho, não encontrou diferenças estatisticamente significantes entre as medidas intra-examinador e interexaminadores nem entre as medidas físicas em 3D. Em estudos de TC convencional, erros de mensurações iguais ou menores do que 5% são clinicamente aceitáveis. (HILGERS et al., 2005)

Apesar da precisão e acurácia da 3D-TC, ocorreu pequena variação da medida da grandeza AG-GA que pode ser explicada, em parte, pela variação decorrente dos próprios examinadores, em função da diferença entre os conceitos prévios das definições destes pontos cefalométrico (AG e GA) que, na telerradiografia em norma frontal, pode ser facilmente demarcado na incisura antegonial. Mas, na 3D-TC, a visualização de uma “imagem anatômica real”, em função da grande interatividade inerente ao método, pode ter gerado alguma discordância no momento da demarcação dos pontos AG e GA, por se tratar de referência localizada em uma superfície óssea, no contorno inferior do corpo mandibular. Para Stabrun e Danielsen (1982), a reprodutibilidade na demarcação dos pontos cefalométricos depende da estrutura anatômica que está relacionada ao ponto. De acordo com Jarvinem (1987), a variabilidade na mensuração de

grandezas cefalométricas lineares pode estar relacionada a erros na técnica e imprecisão dos operadores, problemas na determinação dos pontos de referência, principalmente em áreas de contorno ósseo ou com relativa variabilidade anatômica como a mandíbula. Esse autor recomenda a utilização de pontos anatômicos ao invés de pontos de referência, como, "... o ponto mais anterior do contorno", ou "... o ponto mais profundo da curvatura"; para reduzir a variação nas mensurações cefalométricas lineares.

Com relação à comparação entre as diferenças de ambos os métodos com as medidas físicas por meio dos testes *t* de *Student* pareados, que pode ser visualizada na Tabela 5.15, todas as medidas apresentaram diferenças estatísticas, com exceção da medida da grandeza Co-Gn que não apresentou diferença estatística para ambos os examinadores e as medidas das grandezas Zm(d)-Zm(e) e AG-GA que não apresentaram diferenças significativas para o examinador 01.

#### **6.4 Considerações Finais**

A cefalometria radiográfica pode ser uma ferramenta poderosa para o ortodontista, quando usada de forma adequada. Como foi comentado e demonstrado, os passos para a obtenção de dados de uma radiografia, estão associados com certa quantidade de erro. A soma desses erros é expressa na mensuração usada para se fazer o diagnóstico, o plano de tratamento e na comparação das radiografias pré e pós-tratamento. Alguns dos erros são inerentes ao equipamento e alguns são cometidos pelo operador, examinador, ou clínico

interpretando a radiografia. Então, a cefalometria radiográfica deve ser usada como um auxílio no diagnóstico ou na comparação, mas não deve ser utilizada como um método preciso de se obter valores absolutos.

O conceito fundamental da imagem 3D é que ela resulta de um volume que pode ser reformatado, provendo infinitas perspectivas, ou pontos de vista. Muitos grupos de pesquisa no mundo todo estão desenvolvendo análises cefalométricas 3D, e quando elas estiverem padronizadas, irão gerar um expressivo aumento na compreensão do diagnóstico ortodôntico.

A cefalometria, a partir da TC *multislice*, é uma poderosa ferramenta de diagnóstico com diversas vantagens: 1) avaliação volumétrica dos tecidos duros e moles da cabeça, em tamanho real; 2) (escala 1:1) e análise cefalométrica 3D em tempo real; 3) nenhuma sobreposição de estruturas anatômicas; 4) exatidão e confiabilidade elevada. E um objetivo fundamental da nova tecnologia de imagem é a precisão de dados e imagens que podem ser produzidas, representando fielmente a anatomia e função do paciente. Informações precisas e confiáveis geram um diagnóstico mais preciso, e um entendimento da Ortodontia como um todo.

Dessa forma, tendo como ponto de partida a cefalometria radiográfica, a questão da pesquisa neste trabalho esteve pautada na determinação da acurácia e precisão de ambos os métodos de obtenção de imagens craniofaciais, e na utilização de ambos os *softwares* na demarcação dos pontos cefalométricos para a obtenção de medidas, e, como isso melhora os níveis de eficácia no diagnóstico e planejamento em Ortodontia e Ortopedia Facial.

Ficou evidente, ao longo da execução desta pesquisa, que as vantagens da tomografia computadorizada para a Ortodontia vão além da real possibilidade de se produzir uma análise cefalométrica 3D, com um incremento significativo para o

diagnóstico, planejamento e avaliação de resultados, principalmente nos pacientes que possuem assimetrias, ou outras anomalias craniofaciais mais complexas.

Sugerem-se estudos *in vivo* com a tomografia computadorizada por feixe cônico, porque, ao que parece, a TCFC apresenta algumas vantagens com boas perspectivas para o futuro em função de algumas vantagens como: 1) exposição reduzida de radiação; 2) avaliação adequada dos tecidos moles por causa do procedimento de obtenção das imagens na posição vertical que alguns aparelhos possibilitam (iCAT<sup>®</sup>, CB Mercuray<sup>®</sup>); 3) artefatos reduzidos no nível da oclusão; 4) acesso facilitado para o paciente de rotina por causa da possibilidade de obtenção e avaliação das imagens nos próprio consultório, e 5) custo reduzido em comparação com a TC *multislice*.

As imagens radiográficas convencionais ainda terão seu espaço no cenário ortodôntico, principalmente pelo custo reduzido e pela logística favorável. Além disso, as estatísticas dos padrões de normalidade para crescimento de várias populações, foram obtidas por meio da cefalometria radiográfica, o que requer ainda novos estudos por meio da TC. A cefalometria radiográfica tem também, importante papel didático na formação do profissional especialista em Ortodontia e Cirurgia Ortognática. Entretanto, é necessário um entendimento de que as análises cefalométricas 3D estão em desenvolvimento em alguns centros de pesquisa do mundo, e essa mudança de paradigma no diagnóstico e planejamento em Ortodontia, demandará ainda algum tempo.

O futuro do diagnóstico e planejamento por meio de imagens em Ortodontia e Cirurgia Ortognática estará certamente, nas múltiplas técnicas tomográficas que permitem a visualização da anatomia real e tridimensional dos pacientes.



*"Nada no mundo pode substituir a perseverança. O talento não pode, pois nada há mais de comum do que homens de talento e sem sucesso. A cultura não pode, pois o mundo está cheio de pessoas cultas a quem não se dá o devido valor. Somente a perseverança e a persistência são onipotentes. A expressão 'perseverar sempre' resolveu, e sempre resolverá os problemas da humanidade".*

Calvin Coolidge

## **CONCLUSÕES**

---

## 7 CONCLUSÕES

Após a obtenção e a discussão dos resultados, e com base na literatura, concluí-se em relação aos métodos estudados que:

- 7.1 - Com relação à acurácia, a técnica de reconstrução tridimensional por meio da TC *multislice*, apresentou correlação intraclasse elevada, com intervalo de confiança estreito para todas as medidas, denotando alta acurácia para todas as grandezas estudadas. Com relação à utilização das telerradiografias laterais e frontais, observou-se baixa correlação intraclasse, com amplo intervalo de confiança, para todas as medidas, com exceção da grandeza cefalométrica Co-Gn, denotando baixa acurácia do referido método, principalmente em relação à telerradiografia frontal.
- 7.2 - Considerando-se a precisão dos métodos estudados, verificou-se que os erros, intra-examinador e interexaminadores apresentaram correlações intraclasse elevadas com intervalos de confiança estreitos, para todas as medidas, com exceção da grandeza Zm(d)-Zm(e), indicando alta precisão para ambos os métodos.
- 7.3 - Foi rejeitada a hipótese nula  $H_0$  de que há concordância entre as medidas lineares, obtidas a partir dos dois métodos estudados, pois diferenças estatisticamente significantes foram observadas, as quais indicaram a tomografia computadorizada *multislice*, como mais precisa e acurada do que as telerradiografias laterais e frontais.

## ***REFERÊNCIAS***

---

---

## REFERÊNCIAS <sup>16</sup>

Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE Jr, Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126(4):397-409.

Ahlquist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *Eur J Orthod*, 1986;8(3):141-8.

Altman DG, Bland, JM. Measurement in Medicine: The Analysis of Method Comparison Studies. *Statistician* 1983;32(3):307-17.

Altobelli DE, Kikinis R, Mulliken JB, Cline H, Lorensen W, Jolesz F. Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery. *Plastic and Reconstr Surg* 1993;92(4):576-85.

Ambrose J. Computerized transverse axial scanning (tomography) Part 2. Clinical applications. *Br J Radiol* 1973;(46):1023-47.

Ayoub AF, et al., Three-dimensional modeling for modern diagnosis and planning in maxillofacial surgery. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1996;11(3):225-33.

Baumrind S. Frantz RC. The reliability of head film measurements. 1-Landmark identification. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1971;60(2):111-27.

Baumrind S. Integrated three-dimensional craniofacial mapping: background, principles and perspectives. *Semin Orthod* 2001; 7(4):223-32.

Bergersen EO. Enlargement and distortion in cephalometric radiography: compensation tables for linear measurements. *Angle Orthod* 1980;50(3):230-44.

Becker L, Barison GF, Barison JC. Cefalometria computadorizada e documentação ortodôntica digital. In Freitas A, Rosa JE, Souza IC. *Radiologia Odontológica*. 6ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2004.

---

<sup>16</sup> De acordo com o estilo de Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Bjork A, Solow B. Measurement on radiographs. *J Dent Res* 1962;41(3): 672-83.

Broadbent BH. A new X-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod* 1931;1:45-66.

Buschang PH. Cephalometric Reliability A Full ANOVA Model for the Estimation of True and Error Variance. *Angle Orthod* 1987;57(2):168-75.

Bussab WO, Morettin PA. *Estatística Básica*, 4<sup>a</sup>. ed. São Paulo: Atual; 1987.

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, Haller JW, Vannier MW. Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro. *J Oral Maxillofacial 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* 2004a;33:170-6.

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 CT for dental implants. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31:218-23.

Cavalcanti MGP, Ruprecht A, Vannier MW. Accurate Linear measurements in the anterior maxilla using orthoradially reformatted spiral computed tomography. *Dentomaxillofac Radiology* 1999;28:137-40.

Cavalcanti MGP. Tomografia computadorizada: Reconstrução em 2D e em 3D. In Freitas A, *Radiologia Odontológica*. 6<sup>a</sup> ed. São Paulo; Artes Médicas; 2004b. Cap. 37; p. 705-52.

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

Chidiac JJ. Comparison of CT scanograms and cephalometric radiographs in Danforth RA, Dus I, Mah J. 3-D volume imaging for dentistry: a new dimension. *J Calif Dent Assoc* 2003;31(11):817-23.

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.

Curry S, Baumrind S, Carlson S, Beers A, Boyd R. Integrated three-dimensional craniofacial mapping at the Craniofacial Research Instrumentation Laboratory/University of the Pacific. *Semin Orthod* 2001; 7(4):258-65.

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

Enciso R, Memon A, Mah J. Three-dimensional visualization of the craniofacial patient: volume segmentation, data integration and animation. *Orthod Craniofac Res* 2003;6(1):66-71.

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

Farman AG. Fundamentals of image acquisition and processing in the digital era. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6(1):17-22.

Fleiss JL. *The design and analysis of clinical experiments*. New York: Wiley; 1986.

Goldreich HN, Martins JCR, Martins LP, Sakima PR. Algumas Considerações Sobre os Erros em Cefalometria. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial* 1998;3(1):102-56.

Haffner CL, Pessa JE, Zadoo VK, Garza JR. A technique for three-dimensional cephalometric analysis as an aid in evaluating changes in the craniofacial skeleton. *Angle Orthod* 1999;69(4):345-8.

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

- 
- Hans MG. et al. Three-Dimensional Imaging: The Case Western Reserve University Method. *Semin Orthod* 2001; 7(4):233-43.
- Harrell WE Jr, Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122(3):325-30.
- Hatcher DC, Aboudara CL. Diagnosis goes digital. *Am J Orthod Dentofac Orthopedics* 2004;125(4):512-15.
- Hildebolt CF, Vannier MW, Knapp RH. Validation study of skull three-dimensional computerized tomography measurements. *Am J Phys Anthropol* 1990;82:283-94.
- Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128(6):803-11.
- Holberg, C. et al. Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics: Benefits and Limitations. *J Orofac Orthop* 2005;(66)9:434-4.
- Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. *Brit J Radiol* 1973;46:1016-22.
- Hofrath H. Bedeutung der Röntgenfern und Abstands Aufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. *Fortschr Orthod* 1931;1:231.
- Jarvinen S. A study of the factors causing differences in relative variability of linear radiographic cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;92(1):17-23.
- Jung H. et al. Quantitative Analysis of Three-dimensional Rendered Imaging of the Human Skull Acquired from Multi-Detector Row Computed Tomography. *J Digit Imaging* 2002;15(4):232-9.
- Katsumata A, Fujishita M, Maeda M, Arijii Y, Arijii E, Langlais RP. 3D-CT evaluation of facial asymmetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99(2):212-20.

- Kim D, Kim H, Jung H, Jeong H, Hong S, Kim K. Quantitative Evaluation of Acquisition Parameters in Three-dimensional Imaging with Multi-detector Computed Tomography Using Skull Phantom. *J Digit Imaging* 2002;15(1):254-7.
- Kitaura H, Yonetsu K, Kitamori H, Kobayashi K, Nakamura T. Standardization of 3-D CT Measurements for Length and Angles by Matrix Transformation in the 3-D Coordinate System. *Cleft Palate Craniofac J* 2000;37(4):349-56.
- Kohn LAP, Cheverud JM. Calibration, validation, and evaluation of scanning systems: antropometric imaging systems repeatability. In 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.
- Kragstov J, Bosch C, Gyldensted C, Sindet-Pedersen S. Comparison of the Reliability of Craniofacial Landmarks Based on Cephalometric and Three-dimensional CT Scans Cleft Palate. *Craniofac J* 1997;34(2):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(4): 390-99.
- Lascalea CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(5):291-4.
- Leles CR. Princípios de bioestatística. In: Carlos Estrela. (Org.). *Metodologia Científica - Ensino e Pesquisa em Odontologia*. 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2001.
- Leever DL. The Science and Mathematics of Dental AART. *Alpha Omegan* 2001;94(4):40-9.
- Lopes PML. Validação de medidas ósseas crânio-faciais pro meio da tomografia computadorizada multislice em 3D [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.
- McNamara JA. A method of Cephalometric evaluation. *Am J of Orthod Dentofacial Orthoped* 1984;86(6):449-69.



Mah J, Hatcher D. Current status and future needs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003;6(suppl. 1):10-6.

Mah J, Bumann A. Technology to create the three-dimensional patient record. *Semin Orthod* 2001;7(4):251-57.

Mah J, Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2004; 126(3):308-9.

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.

Miasiro H, Queiroz GV, Attizzani MF, Paiva JB, Rino-Neto J. Análise da variação de medidas cefalométricas em telerradiografias laterais: estudo experimental em crânio humano. *Pesqui Odontol Bras* 2004;18:90.

Midtgard J, Bjork G, Linder-Aronson S. Reproducibility landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. *Angle Orthod* 1974;44(1):56-61.

Mulick JF. Clinical use of the frontal headfilm. *Angle Orthod* 1965;35(4):299-304.

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.

Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y, Homme Y, Shimizu, Dougherty HSr. Two-and Three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. *Angle Orthod* 2005;75(6):895-903.

Offutt CJ, Vannier MW, Gilula LA, Marsh JL, Sutherland CJ. Volumetric 3D imaging of computerized tomography scans. *Radiol Technol* 1990;61:212-29.

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

Park SA. proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129(5):600-34.

- Preston CB, Lampasso JD, Tobias PV. Cephalometric evaluation and measurement of the upper airway. *Semin Orthod* 2004;10(1):3-15.
- Quintero JC, Trosien A, Hatcher D, Kapila S. Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod* 1999;69(6):491-506.
- Raggio Luis R. Erros de Mensuração In: Raggio Luiz R, Costa AJL, Nadanovski P. *Epidemiologia e Bioestatística na Pesquisa Odontológica* 1ª ed. São Paulo Atheneu: 2006, p 91-124.
- Redmond R, Huang J, Bumann A, Mah J. The Cutting Edge. *JCO* 2005;34(7):421-28.
- 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.
- Ricketts RM. Cephalometric synthesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1960;46:647-73.
- Ricketts RM. Cephalometric analysis and synthesis. *Angle Orthod* 1961;31(3):141-56.
- Rino Neto J, Accorsi MAO, Ribeiro A, Paiva JB, Cavalcanti MGP. *Imagens Craniofaciais em Ortodontia: O Estágio Atual de Desenvolvimento da Documentação Ortodôntica Tridimensional*. *Ortodontia SPO* 2006;39(2):144-54.
- Rocha SS, Ramos DLP, Cavalcanti MGP. 3D-CT of facial reconstruction for forensic individual identification application. *Braz Oral Research* 2003;17:24-8.
- Sandler PJ. Reproducibility of cephalometric measurements. *Br J Orthod* 1988;15(2):105-10.
- Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72(1):75-80.
- Schleidt DT. Validation of three-dimensional craniofacial imaging of computed tomography [PhD Thesis]. Copenhagen: School of Dentistry University of Copenhagen; 2002.

Spolyar JL. Head positioning error in cephalometric radiography – an implant study. *Angle Orthod* 1987;57(1):77-88.

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

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofacial Res* 2003;6(1):31-6.

Swennen GRJ, Schutyser F, Hausame NJE. *Three-dimensional Cephalometry. A Color Atlas and Manual*. 1<sup>a</sup> ed. Berlin Heidelberg: Springer; 2005.

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

Swennen GRJ, et al. A new method of 3-D cephalometry Part I: The anatomic cartesian reference system. *J Craniofac Surg* 2006;17(2):314-25.

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

Thurow RC. Cephalometric methods in research and private practice. *Angle Orthod* 1949;21:104-16.

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

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

Treil J, Waysenson B, Borianne P, Casteigt J, Faure J, Horn A. *Three-Dimensional Cephalometry*. *Alpha Omegan* 2001;94(4):34-9.

Troulis MJ, Everett P, Seldin EB, Kikinis R, Kaban LB. Development of a three-dimensional treatment planning system based on computed tomographic data. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002;31:349-57.

Udupa JK. Three-dimensional visualization and analysis methodologies: A current perspective. *Radiographics* 1999;19(3):783-806.

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.

Vannier MW. Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. *Orthod Craniofac Res* 2003a;6(1):23-30.

Vannier MW. Craniofacial imaging informatics and technology development. *Orthod Craniofac Res* 2003;6b(Suppl. 1):73-81.

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

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

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.

Xia J, et al. Three-dimensional virtual reality surgical planning and simulation workbench for orthognathic surgery. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 2000;15(4):265-82.

Yoon Y, Kim K, Hwang M, Kim H, Choi E, Kim K. Effect of head rotation on lateral cephalometric radiographs. *Angle Orthod* 2001;71(5):396-403.



## APÊNDICE A - RESULTADOS / TELERRADIOGRAFIAS (medidas 01)

<b>Amostra (n=10)</b>		<b>Medida 01 (Examinador 01)</b>				
	<b>Zm-Zm</b>	<b>AG-GA</b>	<b>AZ-ZA</b>	<b>Co-A</b>	<b>Co-Gn</b>	<b>ENA-Me</b>
<b>13</b>	89,8	95,2	142,9	102,3	133,7	81
<b>104</b>	89	96,5	150,4	106,3	136,8	89,8
<b>150</b>	89,4	90,1	141,2	103,2	123,6	79,4
<b>123</b>	75,3	82,5	142,4	96,1	126,2	70,3
<b>167</b>	89,8	79,6	131,2	85,1	114,9	62,5
<b>77</b>	74,9	89,5	126,9	92,2	123	68,4
<b>111</b>	77,9	87,5	148,2	88,7	121,3	73,8
<b>120</b>	67,8	85,5	129,2	92	117,9	71,8
<b>152</b>	98,7	91,6	147,5	98,4	125,8	72,6
<b>275</b>	88,6	87,3	127,8	100,5	132,2	88,7
<b>Média</b>	84,12	88,53	138,77	96,48	132,2	75,83

<b>Medida 01 (Examinador 02)</b>						
	<b>Zm-Zm</b>	<b>AG-GA</b>	<b>AZ-ZA</b>	<b>Co-A</b>	<b>Co-Gn</b>	<b>ENA-Me</b>
<b>13</b>	106,2	91,9	141,5	104,5	134,8	81,3
<b>104</b>	89,4	95,2	148,4	106,4	137	89,2
<b>150</b>	104,1	86,7	141,6	101,3	122,3	79,4
<b>123</b>	90,7	77	141	98,8	126,2	71,9
<b>167</b>	90,5	77,3	130,1	85,5	116,1	62,3
<b>77</b>	85,1	88,9	125,5	92,3	125,3	69,5
<b>111</b>	102	85,8	140,4	87,9	120,9	73,5
<b>120</b>	81,8	83,2	129,4	87,5	118,5	76,1
<b>152</b>	101,2	91,3	146,8	100,5	127,3	73,9
<b>275</b>	88,3	86,4	127,2	101	133,6	89,8
<b>Média</b>	93,93	86,37	137,19	96,57	126,20	76,69

## APÊNDICE B - RESULTADOS / TELERRADIOGRAFIAS (medidas 02)

<b>Amostra (n=10)</b>		<b>Medida 02 (Examinador 01)</b>				
	<b>Zm-Zm</b>	<b>AG-GA</b>	<b>AZ-ZA</b>	<b>Co-A</b>	<b>Co-Gn</b>	<b>ENA-Me</b>
<b>13</b>	90,6	92,8	144	101,4	134	81,1
<b>104</b>	88,8	97,2	149,7	103,9	136,1	90,3
<b>150</b>	86	87,9	142,4	101,2	122,3	79,1
<b>123</b>	74,4	82	141,1	97,5	128,9	71
<b>167</b>	89,2	77,6	131,7	84,9	116,9	62,7
<b>77</b>	81	89,5	127,3	91,6	125,1	68
<b>111</b>	79,7	85,5	147,6	89,1	122,3	72,5
<b>120</b>	69	85,1	130,3	91	118,9	73,4
<b>152</b>	99,7	91,3	147	100,5	127,8	73,7
<b>275</b>	87	87,4	127,8	101,5	131,8	88,8
<b>Média</b>	84,54	87,63	138,89	96,26	126,41	75,96

<b>Medida 02 (Examinador 02)</b>						
	<b>Zm-Zm</b>	<b>AG-GA</b>	<b>AZ-ZA</b>	<b>Co-A</b>	<b>Co-Gn</b>	<b>ENA-Me</b>
<b>13</b>	104,9	92,6	140,9	102,4	133,5	79,7
<b>104</b>	89,3	96,2	149,2	104,7	136,5	90,2
<b>150</b>	97,4	85,4	141,6	102,2	123,5	79,2
<b>123</b>	87,5	80,3	142,1	99,2	127,6	70,8
<b>167</b>	90	78	129,8	86,2	116,8	62,2
<b>77</b>	87,8	90,2	124,8	94,1	125,3	67,6
<b>111</b>	96,5	88	143,2	89,7	120,9	73,7
<b>120</b>	93,4	83,7	129	90,5	118,7	74,7
<b>152</b>	99,8	94,2	148,8	99,4	125,9	73,8
<b>275</b>	89,8	86	127,3	100,3	130,7	89,4
<b>Média</b>	93,64	87,46	137,67	96,87	125,94	76,13

## APÊNDICE C - RESULTADOS / 3D-TC (medidas 01)

<b>Amostra (n=10)</b>		<b>Medida 01 (Examinador 01)</b>						
	<b>Zm-Zm</b>	<b>AG-GA</b>	<b>AZ-ZA</b>	<b>Co-A (d)</b>	<b>Co- A (e)</b>	<b>Co-Gn (d)</b>	<b>Co-Gn (e)</b>	<b>ENA-Me</b>
<b>13</b>	93,2	81,5	129,6	109,1	107,8	131,5	134,4	71,8
<b>104</b>	96,3	86,7	137,2	106,8	108,5	133,5	132,1	78,9
<b>150</b>	94,7	76,7	128,6	109,6	107,2	123,1	121,6	71,6
<b>123</b>	93	72,1	129	102,6	102,4	124	126	63,9
<b>167</b>	84,5	70,5	120	90	89,8	114,2	114,6	55,6
<b>77</b>	83,4	77,1	116,7	95,9	98,2	123,6	126,5	61,6
<b>111</b>	88,5	71	130,4	94,3	96,5	122,5	119,8	65,6
<b>120</b>	87,9	71,7	117,7	97,9	97,9	119,5	116,9	66,5
<b>152</b>	96,4	80	134,2	106	106,6	124,5	126,6	65,1
<b>275</b>	85,1	74,6	113,2	102,8	100,2	128,5	125,8	79,1
<b>Média</b>	90,3	76,19	125,66	101,5	101,51	124,49	124,43	67,97

<b>Medida 01 (Examinador 02)</b>								
	<b>Zm-Zm</b>	<b>AG-GA</b>	<b>AZ-ZA</b>	<b>Co-A (d)</b>	<b>Co-A (e)</b>	<b>Co-Gn (d)</b>	<b>Co-Gn (e)</b>	<b>ENA-Me</b>
<b>13</b>	95,1	81	130,9	107,6	107,7	130,2	133,8	72
<b>104</b>	97,7	82,8	137,2	106,2	107,5	133,8	133,7	79,1
<b>150</b>	96,4	78,8	129,1	106,3	105,9	121,6	122,7	70,5
<b>123</b>	93,7	72,5	129,4	104,4	103,4	125,4	125,4	64
<b>167</b>	85,8	68	119,1	89,5	90,4	113,8	112,1	55,6
<b>77</b>	84,4	77,3	117,4	98,1	97,1	120,9	123,7	60,9
<b>111</b>	89	69,9	127,6	98,3	96,2	121,8	121	65,3
<b>120</b>	87,3	70,8	117,7	97,6	94	119,1	115,9	66,7
<b>152</b>	97,4	80,5	122,4	107,3	106,5	124	125,6	65,4
<b>275</b>	89,8	78,5	119,5	102,5	99,9	123,4	121,6	77,2
<b>Média</b>	91,66	76,01	125,03	101,78	100,86	123,4	123,55	67,67



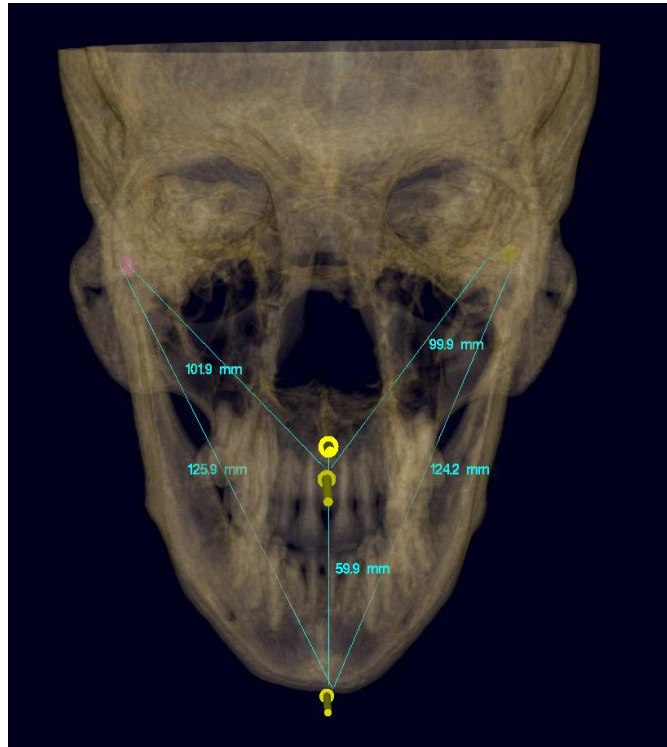
## APÊNDICE D - RESULTADOS / 3D-TC (medidas 02)

<b>Amostra (n=10)</b>		<b>Medida 02 (Examinador 01)</b>						
	<b>Zm-Zm</b>	<b>AG-GA</b>	<b>AZ-ZA</b>	<b>Co-A (d)</b>	<b>Co- A (e)</b>	<b>Co-Gn (d)</b>	<b>Co-Gn (e)</b>	<b>ENA-Me</b>
<b>13</b>	93,1	79,3	130,8	107,3	107,5	130,5	133,7	70,9
<b>104</b>	94,3	87,5	137	108,5	107,4	133,4	134,3	79,3
<b>150</b>	94,6	78,3	127	107	107,9	125,1	121,1	72,8
<b>123</b>	92,5	72,6	129,3	102,4	102,8	124,6	124,1	62,3
<b>167</b>	82,3	70,9	119,2	91,6	91,2	115,9	113,9	55,3
<b>77</b>	84,5	79,6	117,6	96,6	96	122,9	126,5	61,6
<b>111</b>	89,8	72	129,1	96	98,3	122,2	121	63,7
<b>120</b>	87,5	71,2	117,3	96,3	95,6	119,5	116,7	64,7
<b>152</b>	96,3	76,8	133,5	105,6	108,2	127,5	128,6	64,7
<b>275</b>	84	75	115,1	103	101,2	125,7	125,9	79,4
<b>Média</b>	89,89	76,32	125,59	101,43	101,61	124,73	124,58	67,47

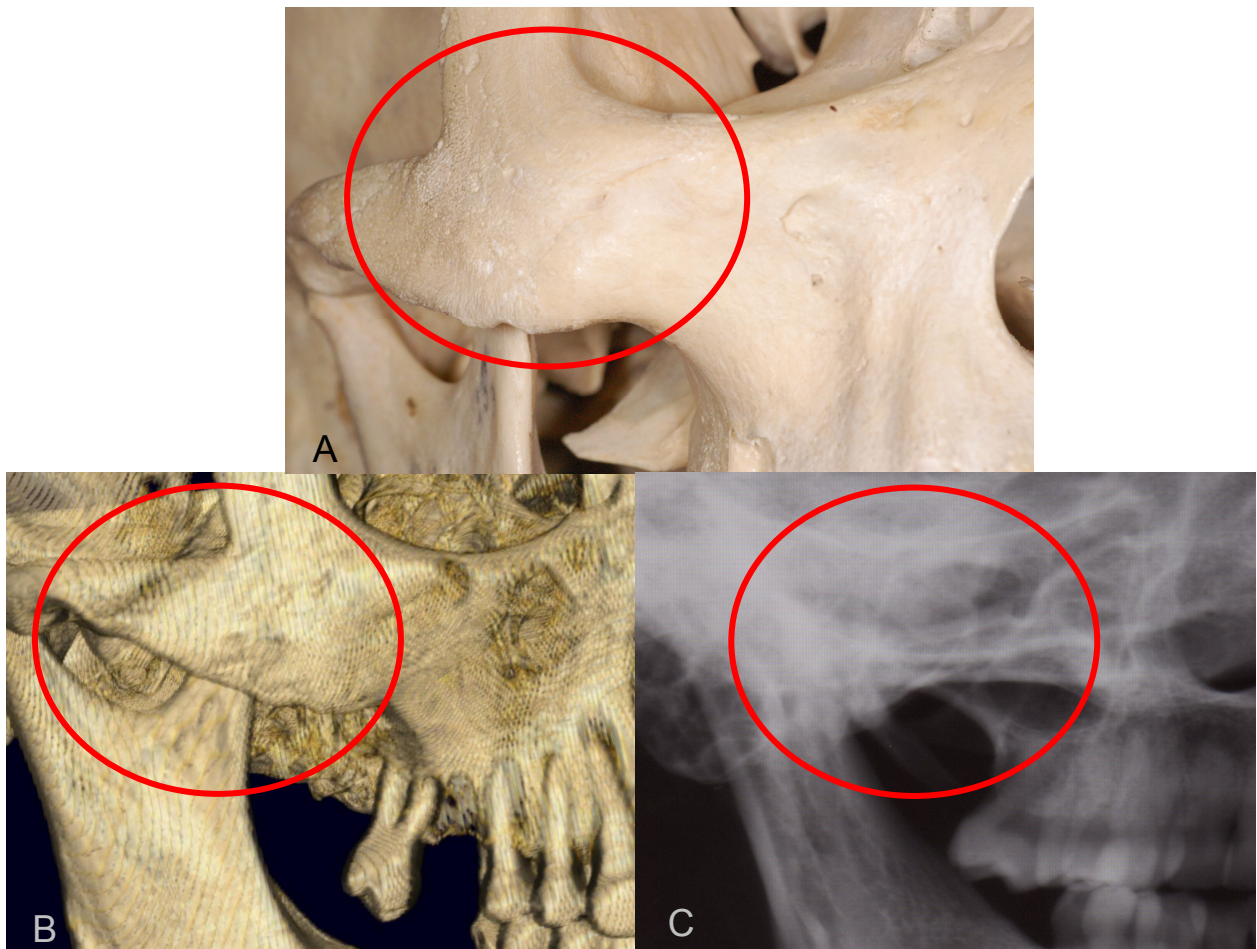
  

<b>Medida 02 (Examinador 02)</b>								
	<b>Zm-Zm</b>	<b>AG-GA</b>	<b>AZ-ZA</b>	<b>Co-A (d)</b>	<b>Co-A (e)</b>	<b>Co-Gn (d)</b>	<b>Co-Gn (e)</b>	<b>ENA-Me</b>
<b>13</b>	95,5	80,6	129,5	106,3	106	128,1	131,6	70,8
<b>104</b>	98,6	81,1	136,8	105,7	108,2	132,2	133,9	79,4
<b>150</b>	97,6	78,7	130,2	106,5	106,6	123,1	119,7	71,4
<b>123</b>	93,5	72,4	129,7	102,2	103,1	124,8	123,8	62,2
<b>167</b>	84,2	69,5	119,5	90,7	90,3	112,8	111,7	54,8
<b>77</b>	86,2	78,8	118,2	97,5	97,4	119,2	122,2	60,6
<b>111</b>	86,2	71,2	128,4	96,6	96	121,2	120,4	64,7
<b>120</b>	90,6	68,8	117,7	95,5	94,3	117,1	116,1	65
<b>152</b>	96,3	77,2	123,7	105,6	107,8	123,6	126,4	64,2
<b>275</b>	90,2	72,2	116,7	99,2	99,6	125,7	124,1	77,5
<b>Média</b>	91,89	75,05	125,04	100,58	100,93	122,78	122,99	67,06

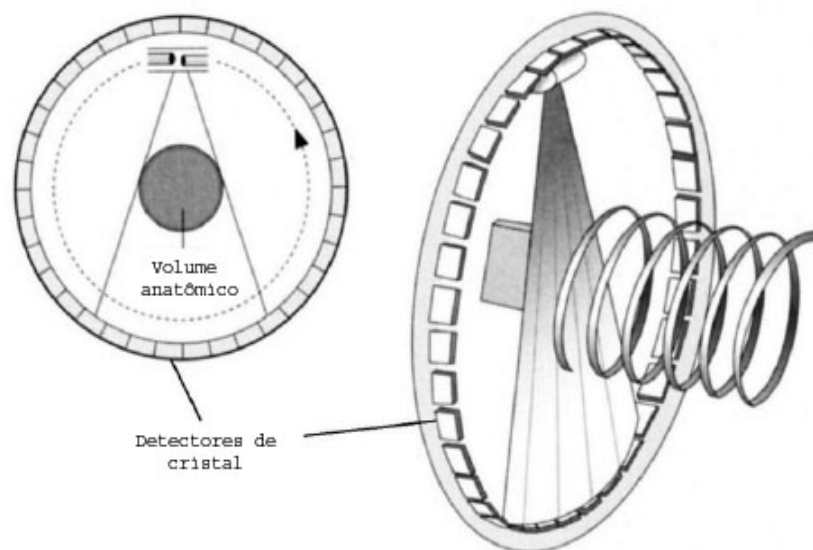
APÊNDICE E - Trajetória espacial das medidas Co-A, CO-Gn e ENA-Me nas imagens de 3D-TC.



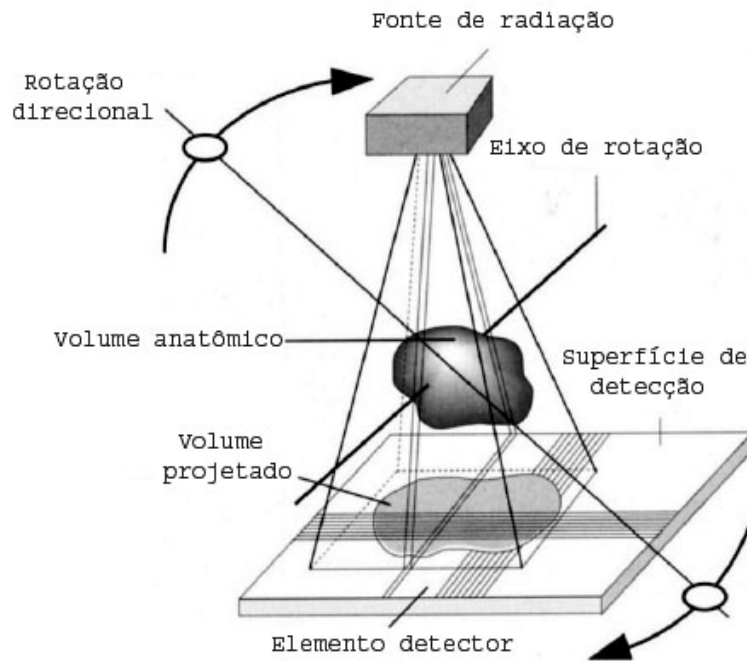
APÊNDICE F - Trajeto da sutura zigomático-maxilar (círculo vermelho) nas imagens do crânio número 123 da amostra, B) imagem de 3D-TC do crânio 123, C) imagem da telerradiografia.



APÊNDICE G - Esquema demonstrativo da técnica tomográfica helicoidal *multislice*, onde há uma movimentação constante da mesa durante a aquisição do exame (paciente), (modificado de Thiel e Hasfeld).



## APÊNDICE H - Princípios técnicos da técnica TCFC (modificado de Thiel e Hasfeld).





---

ANEXO A - Reconstrução tridimensional dos dados da TC por meio de uma estação de trabalho independente (*workstation*).

Os dados originais da TC *multislice* armazenados em CD-ROMs são transferidos para uma estação de trabalho independente (DELL 420 Windows NT), localizada no Labi-3D contendo o programa de visualização volumétrica Vitrea<sup>®</sup> 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.

O programa Vitrea<sup>®</sup> é bem indicado para a aplicabilidade em 3D da reconstrução craniofacial das estruturas ósseas e possibilita, ainda, medidas lineares diretamente no modelo em 3D-TC e a utilização de propriedades como rotação, translação e visualização endocranial.

Esse 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).

Essa metodologia possibilita 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.

Processamento das imagens em 3D-TC

As imagens tridimensionais são processadas utilizando ferramentas do programa Vitrea<sup>®</sup>, 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 craniofaciais.

O processamento da imagem deve ser realizado por meio de alterações das seguintes ferramentas, as quais são apresentadas na tela como transparência e cor, respectivamente:

- **Transparência:** procurar-se uma transparência que possibilite a visualização das estruturas ósseas adequadamente;
- **Cores:** devem ser selecionadas de forma que a imagem visualizada apresentasse uma semelhança mais próxima do real;
- **Luz:** a intensidade e direção são escolhidas para possibilitar uma visualização adequada dos locais de interesse e para evitar a presença de sombreamentos.

Padrões qualitativos de imagens por meio de protocolos para reconstrução em 3D-TC de tecido ósseo, os quais devem ser seguidos no momento da execução das análises craniofaciais.

O Protocolo ósseo utilizado para localização de pontos e medidas ósseas craniofaciais deve ser o seguinte:

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



- *Rendering: direct light.*

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

- Segmentação da imagem – muito importante no momento em que é necessário remover a imagem do suporte (utilizado para fixação dos crânios quando da aquisição das imagens no tomógrafo);
- 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 - já haviam observado a importância de tal recurso, mesmo trabalhando com a técnica de superfície.
- Facilidade e rapidez - na determinação de medidas lineares, por possibilitarem uma considerável redução do tempo de reconstrução da imagem e na determinação de medidas (CAVALCANTI; ANTUNES, 2002; ROCHA; RAMOS; CAVALCANTI, 2003).

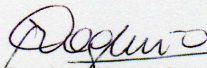
## ANEXO B - Parecer de aprovação 83/06 do CEP-FOUSP

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA****PARECER DE APROVAÇÃO**  
**Protocolo 83/06**

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "Comparação de medidas cefalométricas por meio das telerradiografias, em norma lateral e frontal, e da reconstrução tridimensional a partir da tomografia computadorizada multislice (3D-TC)", de responsabilidade do Pesquisador **Maurício Adriano de Olivério Accorsi**, sob orientação do Professor Doutor **José Rino Neto**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 01 de junho de 2006

  
Prof.Dr. **Rogério Nogueira de Oliveira**  
Coordenador do CEP-FOUSP