



**UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

**Avaliação do posicionamento condilar  
através de imagens obtidas de tomografia  
computadorizada *cone beam***

**Niterói  
2013**



# **Avaliação do posicionamento condilar através de imagens obtidas de tomografia computadorizada *cone beam***

Eduardo Kant Colunga Rothier

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. Oswaldo de Vasconcellos Vilella

Co-Orientadora: Profa. Dra. Beatriz de Souza Vilella

**Niterói  
2013**

## BANCA EXAMINADORA

Prof. José Augusto Mendes Miguel

Instituição: Universidade do Estado do Rio de Janeiro – UERJ / Rio de Janeiro

Decisão: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Alexandre Trindade Simões da Motta

Instituição: Universidade Federal Fluminense – UFF / Niterói

Decisão: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Oswaldo de Vasconcellos Vilella

Instituição: Universidade Federal Fluminense – UFF / Niterói

Decisão: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

R845c Rothier, Eduardo Kant Colunga

Avaliação do posicionamento condilar através de  
imagens obtidas de tomografia computadorizada *cone beam* /  
Eduardo Kant Colunga Rothier – Niterói, 2013.  
60 f.; 30 cm : il.

Tese (Pós-graduação) – Universidade Federal  
Fluminense, Faculdade de Odontologia  
Orientador: Prof. Dr.Oswaldo de Vasconcellos Vilella  
Co- orientadora: Profa. Dra. Beatriz de Souza Vilella  
Bibliografia: f. 46-55

1. Tomografia 2. Cefalometria 3. Cêndilos I. Título.

CDD 617.643

“Cem vezes todos os dias lembro a mim mesmo que minha vida, interior e exterior, depende dos trabalhos de outros homens, vivos ou mortos, e que devo esforçar-me a fim de devolver na mesma medida que recebi.”

Albert Einstein

*Dedico este trabalho a minha esposa Luciana pelo amor, carinho e incentivo em mais esta etapa de minha jornada. E por ter convivido muitas vezes com a minha ausência durante a confecção deste trabalho.*

## Agradecimentos

Agradeço ao Dr. Oswaldo Vilella e à Dra. Beatriz Vilella por terem me orientado e me ajudado mais uma vez na minha formação acadêmica. Minha gratidão pela paciência e apoio, e principalmente por mais uma vez terem acreditado em mim.

Aos meus amigos e colegas do mestrado Marcelo Baião da Neiva, Kátia Faerman, Fátima Pinolti Tamburini. Bem como aos amigos e alunos do curso de especialização em ortodontia da UFF: Daily Ramalho, Daniela Minatti, Felipe Marcolan, Gustavo Trindade, Luiza Barcaui, Marcelo Godoy, Cinthia Lisboa, Ilana Ferreira, Jamille Barros, Johnny de Gauw, Lilian Chinem e Natalia Valli. Tudo fica muito mais fácil convivendo com pessoas que alegram seu dia.

À Carolina Peres Couceiro por ter dado os primeiros passos no estudo da avaliação cefalométrica com uso de tomografia na UFF.

Aos demais professores do curso de mestrado por sua atenção e ensinamentos transmitidos: José Nelson Mucha, Adriana Cury e Alexandre Motta. Ciente de que nada é mais valioso do que nosso tempo, e que as aulas ministradas tomaram de vocês não só dias, mas preocupações em como melhor transmitir para os alunos seus conhecimentos.

## Resumo

Rothier EKC, Avaliação da simetria condilar através da tomografia computadorizada *cone beam* [tese]. Niterói: Universidade Federal Fluminense, Faculdade de Odontologia; 2012.

O objetivo deste trabalho foi determinar a localização dos côndilos mandibulares, esquerdo e direito, em indivíduos clinicamente simétricos, ocluindo em máxima intercuspidação habitual (MIH), através de imagens geradas por tomografia computadorizada *cone beam* (TCCB). A amostra constou de 41 tomografias obtidas através do tomógrafo computadorizado *iCat-3D* e avaliadas através do software InVivoDental 5.1 (Anatomage - San Jose, CA - EUA). As variáveis bilaterais analisadas foram: P1-P2 (distância linear do ponto mais posterior do côndilo ao ponto da fossa glenóide mais próximo de P1); P3-P4 (distância linear do ponto mais superior do côndilo ao ponto da fossa glenóide mais próximo de P3); P5-P6 (distância linear do ponto mais anterior do côndilo ao ponto da fossa glenóide mais próximo de P5); P7-P8 (distância linear do ponto mais medial do côndilo ao ponto da fossa glenóide coincidente com a menor distância de P7, perpendicular ao plano sagital); e P9-P10 (distância linear do ponto mais superior e medial do côndilo ao ponto da fossa glenóide mais próximo de P9). O teste *t* de Student pareado e o Coeficiente de Correlação Intraclasse foram utilizados para a análise estatística da simetria, para os valores das variáveis localizadas nos lados direito e esquerdo do crânio. Não foram encontradas diferenças significantes ( $p < 0.05$ ) para as variáveis, em relação aos lados da face. Portanto, nos indivíduos clinicamente simétricos, avaliados em MIH, os côndilos estão posicionados concentricamente nas cavidades glenóides.

Palavras-chave: tomografia; cefalometria; côndilos.

## Abstract

Rothier EKC, Evaluation of condylar symmetry using cone beam computed tomography [thesis]. Niterói: Universidade Federal Fluminense, Faculdade de Odontologia; 2012.

The objective of this study was to compare the left and right sides of the skull of individuals clinically symmetrical, occluding in maximum habitual intercuspation (MHI), using images generated by TCCB. The sample consisted of 41 scans obtained from computed tomography iCAT-3D and evaluated using InVivoDental 5.1 (Anatomage – San Jose, CA – USA). The bilateral variables analysed were: P1-P2 (linear distance from the most posterior point of the condyle of the glenoid fossa to the point closest to P1), P3-P4 (linear distance from the uppermost point of the condyle to the glenoid fossa point closest to P3), P5-P6 (linear distance from the most anterior point of the condyle to the glenoid fossa point closest to P5); P7-P8 (linear distance from point to point medial condyle of the glenoid fossa coincident with the shortest distance from P7, perpendicular to the sagittal plane); and P9-P10 (linear distance from the uppermost point of the medial condyle and the glenoid fossa to the point closest to P9). The paired Student *t* test and intraclass correlation coefficient were used for statistical analysis of the symmetry values for the variables located in the right and left sides of the skull. There were no significant differences ( $p < 0.05$ ) for the variables in relation to the sides of the face. Therefore, in individuals clinically evaluated in MHI symmetrical condyles are positioned concentrically glenoid cavities.

Key words: tomography; cephalometry; condyles.

## SUMÁRIO

1. Introdução.....	10
2. Revisão de Literatura.....	11
2.1. Evolução da tomografia computadorizada.....	11
2.2. Características da imagem por TCCB.....	14
2.3. TCCB em ortodontia.....	17
2.4. Anatomia condilar e cavidade glenóide.....	20
2.5. Relação cêntrica <i>versus</i> máxima intercuspidação habitual.....	21
2.6. Localização condilar com uso de CTTB .....	23
3. Objetivos.....	26
3.1. Objetivos Gerais.....	26
3.2. Objetivos Específicos.....	26
4. Material e Método.....	27
4.1. Material .....	27
4.2. Método .....	29
4.2.1. Preparo das imagens no cefalostato virtual com o <i>3D Cephalometric Analysis</i> .....	29
4.2.2. Definição dos pontos e medidas cefalométricas com o <i>3D Cephalometric Analysis</i> .....	30
4.2.3. Localização dos pontos cefalométricos com a ferramenta <i>Tracing Tasks</i> do <i>3D Cephalometric Analysis</i> .....	34
4.3 – Metodologia Estatística .....	36
5. Resultados .....	38

6. Discussão .....	40
7. Conclusões .....	45
Referências Bibliográficas .....	46
Anexos .....	55

## 1. Introdução

Definir a posição dos côndilos mandibulares em suas respectivas cavidades glenóides não é algo simples, em especial quando são utilizadas radiografias para uma visualização em duas dimensões (2D)<sup>38,58,59</sup>. Braun et al.<sup>10</sup>, utilizando radiografias cefalométricas de perfil, definiram a posição condilar como a média de suas posições nos lados esquerdo e direito, mas esta manobra mascara uma posição real e dificulta uma avaliação mais precisa. Uma alternativa é o uso de imagens tridimensionais, que permitem não apenas visualizar as diferenças entre os lados do crânio, como também mensurá-las com maior precisão<sup>14,15,60,61</sup>. A tomografia computadorizada cone *beam* (TCCB) é um elemento de diagnóstico que possibilita a obtenção de imagens e visualização de estruturas sob diferentes ângulos. A expectativa é de que as imagens tridimensionais venham substituir muitos exames usados atualmente<sup>30,60</sup>, tendo em vista o fato de serem mais precisas do que os métodos convencionais<sup>51</sup>. Em 1992, Sakuda et al.<sup>58</sup> descreveram uma técnica com uso de cortes tomográficos e reconstruções tridimensionais que permitia definir a posição do côndilo em relação à cavidade glenóide e, desta forma, conseguiram identificar desvios nas posições condilares em dois pacientes que apresentavam disfunção da articulação têmporomandibular (ATM). Katsavrias e Halazonetis<sup>37</sup>, utilizando também imagens em três dimensões (3D), verificaram que a forma dos côndilos varia de acordo com o tipo de maloclusão. A maior parte (60%) das alterações morfológicas dos côndilos situou-se na porção superior.

A discussão sobre a posição condilar ideal, denominada relação cêntrica (RC), vem de longa data. No passado, gnatologistas definiram-na como a posição mais posterior e superior dos côndilos no interior das cavidades glenóides<sup>49</sup>. Posteriormente, a localização foi alterada para a mais anterior e superior<sup>22,68</sup>. Entretanto, seja qual for o método utilizado para a obtenção da posição de RC, pode haver uma grande variação. Apenas 10% dos pacientes apresentaram os côndilos numa posição mais anterior e superior, quando foram utilizadas guias para desoclusão<sup>9</sup>. O ideal seria que coincidissem com a posição de máxima intercuspidação habitual (MIH), o que nem sempre ocorre.

Num estudo anterior, verificou-se diferença significativa entre os lados, com relação à distância linear S-Cd (do ponto sela aos pontos condilares, direito e esquerdo)<sup>57</sup>. Essa discrepância foi atribuída ao posicionamento assimétrico dos côndilos, quando a mandíbula encontra-se em MIH. Entretanto, a diferença pode ter ocorrido em qualquer dos três planos do espaço, sendo importante identificar sua origem.

## 2. Revisão de Literatura

### 2.1. Evolução da tomografia computadorizada

Imagens radiográficas são um importante auxiliar no diagnóstico das relações dentais e ósseas no paciente ortodôntico. Desde 1931, imagens em 2D são utilizadas para localizar postos cefalométricos específicos sobre os quais as relações verticais e ântero-posteriores são mensuradas<sup>11,51</sup>. Desde então a radiologia tem passado por grandes transformações. Em meados de 1970, surgiram os primeiros trabalhos sobre um método que mudaria a maneira de avaliar radiograficamente uma estrutura: a produção de uma imagem por tomografia computadorizada em espiral<sup>14,46,60</sup>. São utilizados um leque delgado e um detector circular (Figura.2.1). Assim a imagem do volume é adquirida em fatias e o computador tem a função de unir as partes para a obtenção de uma imagem<sup>14,30,46,60</sup>.

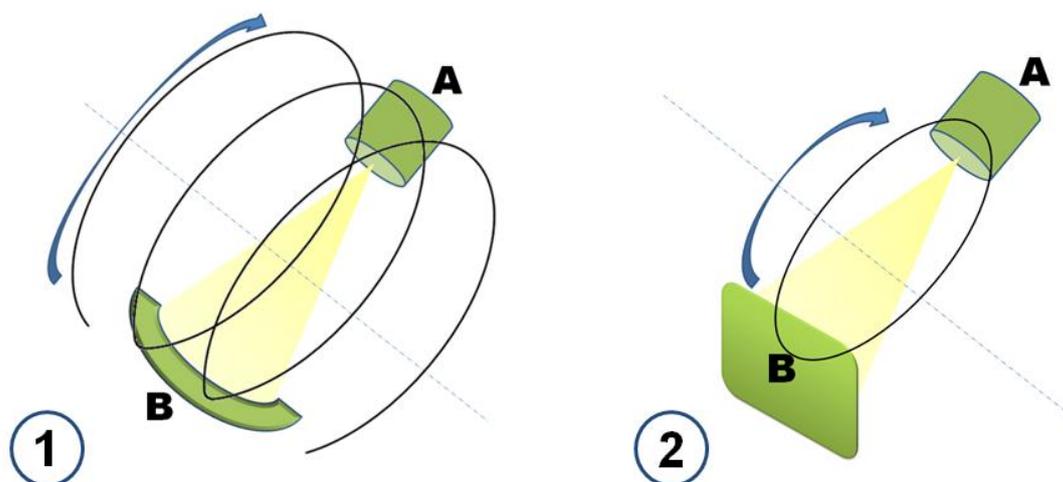


Figura.2.1 – Princípio da aquisição da tomografia computadorizada em espiral (1) e do tipo cone bean (2): A – fonte de raios X e B – sensor (baseado nas Figs.11 e 12, p.8, Cavalcanti<sup>14</sup>).

A tomografia em espiral é uma ferramenta de diagnóstico com diversas vantagens: avaliação 3D volumétrica dos tecidos duros e moles da região a ser estudada em tamanho natural (escala de 1:1); possibilidade de análise cefalométrica 3D em tempo real; e nenhuma sobreposição de estruturas anatômicas; alta exatidão e confiabilidade. Embora apresente muitos avanços, existem ainda alguns inconvenientes: a posição horizontal do paciente impossibilita a correta avaliação dos tecidos moles; possibilidade de problema na avaliação da oclusão em casos de artefatos metálicos; limitação de acesso ao paciente devido ao custo elevado; e exposição à radiação maior do que em outros sistemas de aquisição de imagens craniofaciais por raios X<sup>12,60,61</sup>.

Com a evolução da técnica foi elaborado um novo tipo de algoritmo que possibilitava a aquisição da imagem por meio de dados coletados com um feixe de radiação em forma de cone e um sensor plano (Figura.2.1). A forma cônica do feixe de radiação apresenta largura suficiente para abranger a região de interesse. Os raios X são captados por um intensificador de imagens e um sensor sólido (placa de silício ou selênio). Este conjunto translada em torno do volume irradiado durante o mapeamento, e a informação é obtida através de projeções sequenciadas. Estes dados são posteriormente reconstruídos

através de programas de computador, formando assim a imagem final. Surge, então, a tomografia computadorizada do tipo cone bean (TCCB)<sup>14,23,46,51,60</sup>.

As técnicas de TCCB utilizam uma fonte e um sensor de raio X que rotaciona de modo coordenado ao redor da cabeça do paciente, produzindo múltiplas projeções de imagens<sup>12,14,23,46,51,60,61</sup>. Esta sequência de imagens forma o arquivo com o exame do paciente. A partir deste obtêm-se cortes de vários planos anatômicos (axial, coronal e sagital) possibilitando a visualização das estruturas em diferentes ângulos, permitindo a reconstrução tridimensional das estruturas<sup>12,14,26,51,60,61,66</sup>. Neste processo são projetadas imagens que são unidas por um software, formando assim, um modelo 3D<sup>14,61</sup>.

O número de imagens contidas no arquivo é determinado pelo número de imagens adquirido por segundo, a trajetória do arco, e a velocidade da rotação. O número de imagens contidas em um único exame pode ser fixa (ex: Newton 3G, QR Inc, Verona, Itália; Iluma, Imtec Inc, Ardmore, Okla; Galileos, Sirona AG, Bensheim, Alemanha, or Promax 3D, Planmeca Oy, Helsinki, Finlândia) ou variável (eg, i-CAT, Imaging Sciences International, Hatfield, Pa; PreXion 3D, TeraRecon Inc, San Mateo, Califórnia). Um maior número de projeções por arquivo proporciona mais informação para a reconstrução da imagem, permitindo um maior contraste e resolução espacial, além de reduzir os artefatos oriundos de estruturas metálicas. Contudo, deste modo é necessário um tempo maior para a obtenção do exame, uma maior dose de radiação, bem como um maior tempo para reconstrução e processamento primário do exame. Reduzindo-se o número de projeções usadas para obter a reconstrução volumétrica, reduz-se também a exposição à radiação. Em contrapartida, diminui-se a qualidade das imagens obtidas<sup>12</sup>.

## 2.2- Características da imagem por TCCB

Em essência, a imagem gerada por TCCB é oriunda de uma informação digital, que é traduzida através da forma de pixels (picture elements) ou voxels (volume elements). Ambas são formadas por um arranjo matricial de linhas versus colunas, que formam estruturas retangulares ou quadradas. Os pixels dão origem à estruturas bidimensionais (eixos X e Y de um plano cartesiano) e possuem um valor específico de tonalidade de acordo com a escala utilizada<sup>14,30,27</sup>. No caso de imagens tomográficas se limita a tons de cinza, podendo ir de 256 opções (8 bits) a 65.636 (16 bits). De maneira análoga, o pixel seria a face de um dado, enquanto voxel seria o cubo correspondente a este dado, gerando estruturas tridimensionais (eixos X, Y e Z) (Figura.2.2). O tamanho e forma de ambos estão relacionados com o tipo de tomógrafo e configuração da aquisição da imagem<sup>14,27,60</sup>.

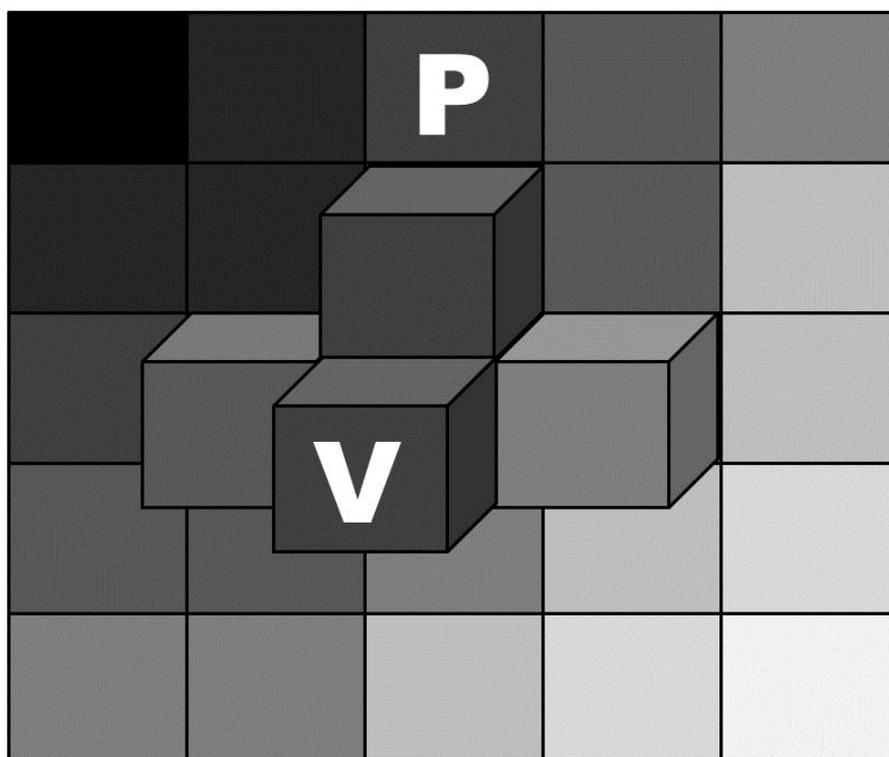


Fig.2.2 – Elementos formadores da imagem tomográfica pixels (P) e voxels (V).  
(baseada na Fig.7, p.5, Cavalcanti<sup>14</sup>)

Antes da aquisição da imagem, alguns parâmetros devem ser configurados, como o tempo de aquisição (10s para crianças a 40s para máxima qualidade de imagem) e o tamanho do voxel que irá formar a imagem (0,25 a 0,4mm). A possibilidade de visualização com resolução submilimétrica uma das vantagens das imagens por TCCB<sup>14</sup>. Quanto maior o tamanho do voxel menor será a radiação necessária para a aquisição do exame. Em um estudo avaliando a acurácia das medidas oriundas de exames tomográficos em mandíbulas com tamanho de voxels variando de 0,4mm a 0,25mm, observou-se que as diferenças são mínimas<sup>21</sup>.

Durante o processo de aquisição de imagem, o aparelho gira em torno do volume a ser estudado e obtêm-se projeções desta área de acordo com a colimação escolhida, que determinará o campo de visão (FOV). Estas imagens iniciais são denominadas de imagens-base ou raw data, que depois são exportadas para um arquivo do tipo DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine)<sup>15,30,60</sup>. Este consiste em um arquivo DICOMDIR, que inclui as informações do paciente, informação sobre aquisição de imagem, e uma lista de imagens seqüencialmente codificadas que correspondem aos cortes axiais<sup>27</sup>. Posteriormente, as imagens são processadas pelo computador, dando origem aos cortes axiais, coronais e sagitais<sup>14,30,60</sup> (Figura.2.3). Estas por sua vez podem ser manipuladas através de softwares específicos para a criação de imagens tridimensionais<sup>15,27,54,60</sup> (Figura.2.4). Nestes modelos 3D, as superfícies de tecidos moles e ósseas são segmentadas através de diferenças de cores entre os voxels, expressando diferentes densidades através de unidades Hounsfield (UH)<sup>61</sup>. Esta visualização é baseada em um filtro de imagem, que funciona através de um código binário, oscilando entre transparente ou visível, baseado em uma escala de cinza que representa a densidade de um dado volume. O usuário define o valor de referência para determinar quais voxels estarão visíveis e os invisíveis. O resultado é uma imagem composta no monitor apenas com os voxels visíveis, que pode ser ajustada para a visualização de diferentes tecidos de acordo com a densidade dos mesmos<sup>27</sup>.

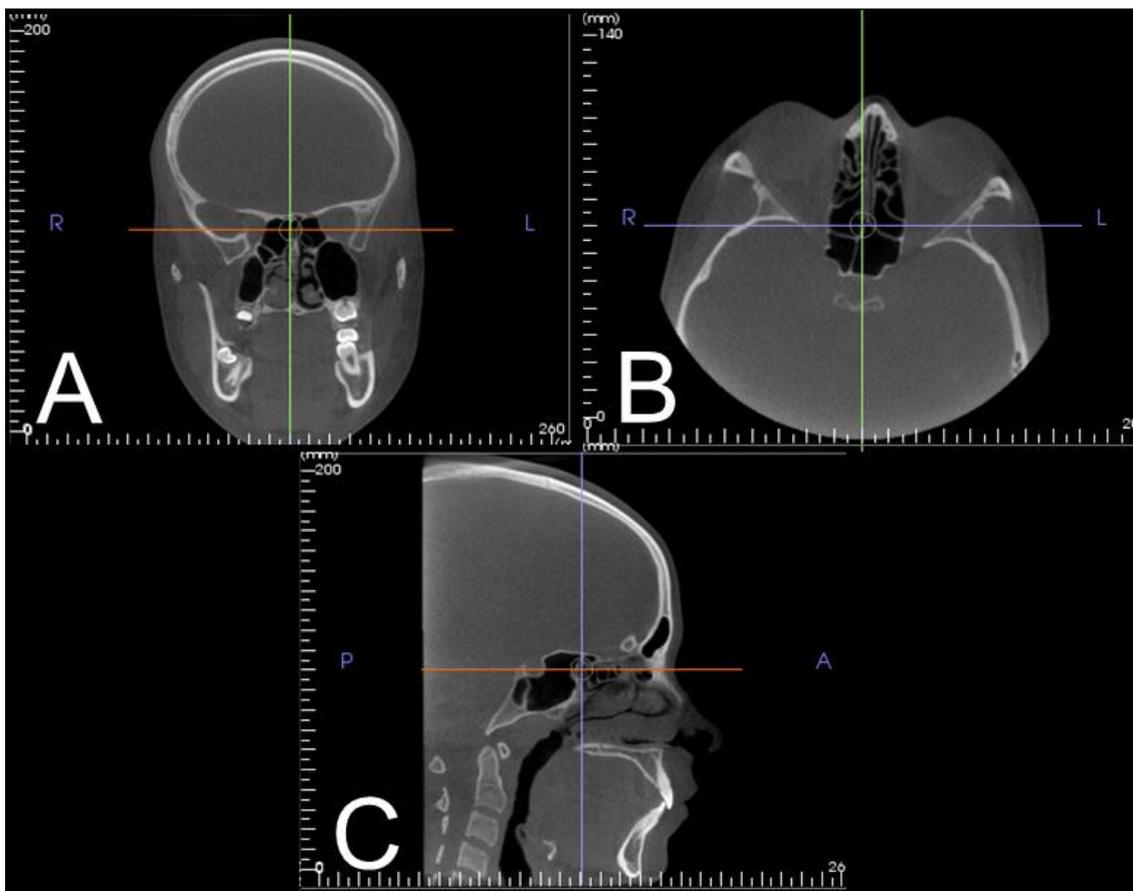


Figura.2.3. Imagens obtidas através de TCCB em cone bean ilustrando cortes do crânio do paciente: A – Coronal; B- Axial; e C – Sagital (software InVivoDental 5.1, Anatomage - San Jose, CA - EUA)

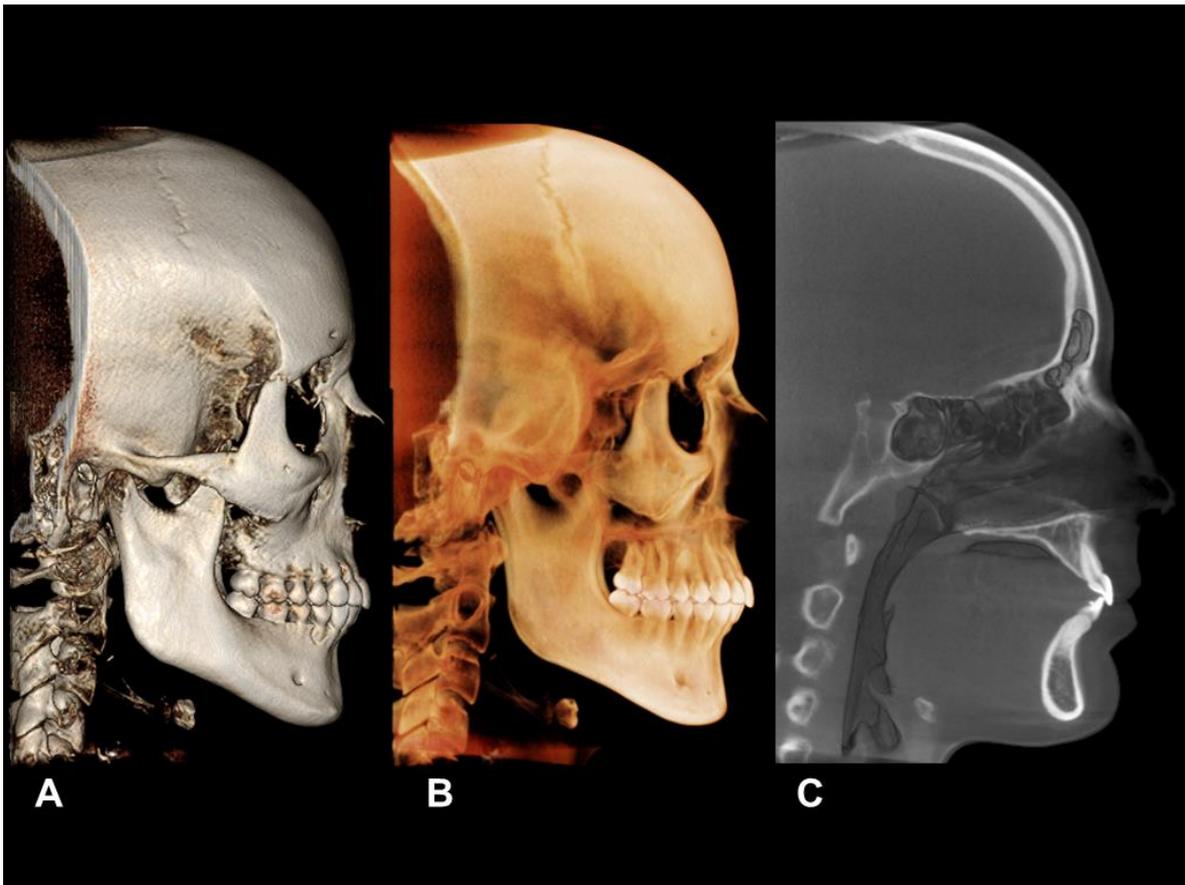


Figura.2.4. Reconstruções tridimensionais do crânio a partir de um arquivo DICOM no software InVivoDental 5.1: A – visualização lateral com filtro para osso; B – visualização lateral com filtro para dentes; C – visualização lateral com filtro em escala de cinza e corte na linha média do plano sagital. (Anatomage - San Jose, CA - EUA).

### 2.3. TCCB em ortodontia

A TCCB vem sendo subutilizada na ortodontia, com o profissional transformando a informação 3D em informação 2D (imagens cefalométricas de cefalométricas e panorâmicas) com as quais ele está mais familiarizado. Estas reconstruções são confiáveis e vem sendo utilizadas como uma “ponte” na transição para este novo tipo de exame<sup>29</sup>.

Ao se confrontar a precisão e a acurácia de medições de imagens cefalométricas oriundas de TCCB, comparadas com radiografias cefalométricas convencionais, constataram-se melhores resultados com relação à técnica

usando tomografia<sup>2,29,54</sup>. Em um estudo foram utilizados templates plásticos com esferas de cromo e placas metálicas em posições específicas que eram depois comparadas com a reprodução 3D do exame. A comparação das medidas obtidas através da TCCB em relação ao paquímetro digital demonstrou ser estatisticamente significativa. Entretanto esta diferença foi menor do que 0,1mm, logo não sendo clinicamente significativa na maioria das situações. A maior diferença foi de 0,86mm<sup>4</sup>. Ao serem avaliadas medidas aferidas diretamente de crânios secos com as obtidas através de TCCB, obtiveram-se medidas acuradas e confiáveis para uso em diagnóstico e tratamento ortodôntico<sup>8</sup>.

Medições dentárias já foram avaliadas também através de exames de TCCB. Os resultados demonstraram que as medidas foram confiáveis e acuradas. Entretanto, pequenas diferenças entre as medidas foram encontradas. Estas se devem possivelmente ao fato de que a medição com o paquímetro digital avalia a distância entre dois pontos (ex: mesial e distal de um dente), enquanto o software faz a mesma medida entre dois voxels. Levando-se em consideração que o voxel é um volume, o software mede a distância entre os pontos médios dos voxels. Neste estudo o tamanho de cada voxel foi de 0,28mm, ou seja metade de cada voxel não foi incluída de cada lado. Segundo o autor esta alteração não é significativa para grandes estruturas, em contrapartida quando pequenas distâncias são somadas, como na análise de espaço do arco dentário, estas pequenas diferenças podem tornar-se significantes clinicamente<sup>5</sup>.

Kumar et al.<sup>43</sup> compararam medidas obtidas através da radiografia cefalométrica convencional com imagens cefalométricas oriundas de TCCB com e sem distorção de 7,5%. Os resultados indicam que estes novos exames podem ser utilizados como uma forma de transição entre a análise de imagens 2D e a 3D. As maiores diferenças ocorreram com medidas relacionadas ao pório, isso se deve a dificuldade de localização ambígua do mesmo. Como nas TCCB a localização é mais precisa, isso gerou diferenças nas medidas finais obtidas. Os autores ainda sugerem o uso de medidas cefalométricas obtidas a partir de imagens tomográficas nos casos em que o paciente já possua o exame. Isso tem por objetivo evitar a exposição desnecessária do paciente a

um novo exame. Os resultados deste estudo estão de acordo com os observados por Moshiri et al.<sup>51</sup>. Neste caso os autores compararam a radiografias cefalométricas digitais com imagens cefalométricas oriundas de TCCB, estas últimas proveram resultados mais precisos com relação a medidas no plano sagital. Em um estudo semelhante conduzido por Grauer et al.<sup>28</sup>, os resultados obtidos ao se comparar o erro na localização de pontos cefalométricos entre os exames convencionais e exames de TCCB estes apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Entretanto, em estudo longitudinais, quando ambas as modalidades são utilizadas em um mesmo indivíduo, o erro do método pode produzir mudanças significativas.

Cattaneo et al.<sup>13</sup> afirmaram que a TCCB vem se demonstrando como uma alternativa diagnóstica e sob muitos aspectos superior a radiografias convencionais. Os autores compararam as radiografias cefalométricas com dois tipos de imagens cefalométricas obtidas de diferentes modos a partir do exame DICOM. No primeiro grupo o aspecto era análogo à radiografia convencional, simulando uma radiografia cefalométrica de perfil (RayCast), o outro consistia de uma visão lateral do crânio com alguns cortes para facilitar a obtenção dos pontos cefalométricos. Ambas as técnicas se mostraram capazes de substituir os exames convencionais sendo os melhores resultados encontrados no primeiro grupo.

Segundo Swennen e Schutyser<sup>61</sup>, a cefalometria oriunda de TCCB apresenta algumas vantagens: exposição reduzida a radiação; avaliação adequada dos tecidos moles devido a aquisição do exame ser no sentido vertical, em comparação com a tomografia em espiral; artefatos são reduzidos. Os autores afirmam que a TCCB é uma ponte entre a radiografia cefalométrica convencional e as técnicas de avaliação 3D do crânio. Espera-se que em um futuro próximo esta se torne a avaliação de rotina no consultório ortodôntico com a redução dos custos e das doses de radiação.

## 2.4 Anatomia condilar e cavidade glenóide

O côndilo mandibular se localiza na porção superior posterior do ramo mandibular, e é dividido em colo da mandíbula (base), cabeça da mandíbula (porção superior), e processo condilar (porção lateral medial). Está localizado abaixo do disco articular, na face articular da fossa mandibular atrás do tubérculo (eminência articular), envolto pela cápsula articular<sup>52,55</sup>.

Em um estudo avaliando 500 crânios secos constatou-se que a região superior e posterior da cavidade glenóide varia de tamanho de acordo com o indivíduo e com a idade. Em contrapartida, não existe muita variação em relação ao côndilo e à eminência articular<sup>63</sup>.

O tamanho dos côndilos nos homens é maior do que nas mulheres, o diâmetro méso-distal é maior do que o ântero-posterior, o aumento do tamanho de apenas um dos côndilos está associado a desvios de linha média, a morfologia condilar entre os lados direito e esquerdo no plano sagital não apresentou diferença estatisticamente significante<sup>62</sup>.

A forma da cabeça do côndilo está relacionada com a sua inclinação em relação ao ramo e a forma da cavidade glenóide varia de acordo com sua profundidade e inclinação da eminência articular. Ao se comparar pacientes com Classe III de Angle e Classe II de Angle, primeira e segunda divisão, constatou-se que as formas dos côndilos e da cavidade glenóide variam de acordo com o tipo de maloclusão. Nos indivíduos portadores de Classe III os côndilos são mais alongados e inclinados para anterior e a cavidade glenóide com maior extensão e menor profundidade. O côndilo está localizado em uma posição mais anterior nos pacientes Classe II de Angle segunda divisão, posteriormente nos indivíduos da primeira divisão, e em uma posição intermediária no sentido ântero-posterior nos indivíduos Classe III, contudo mais próxima a cavidade glenóide no sentido vertical<sup>37</sup>.

Ao se avaliar a morfologia condilar e da cavidade glenóide de uma amostra de 47 indivíduos Classe II, segunda divisão (Angle), constatou-se que a morfologia da fossa e do côndilo se definem antes dos 8 anos de idade. A forma da eminência articular apresenta uma grande variabilidade e uma forte

associação com relação à sua inclinação e profundidade da cavidade glenóide, apresentando como formatos mais frequentes o oval, seguido pelo triangular, trapezoidal e redondo. Em relação ao côndilo, constatou-se que sua posição muda de anterior para posterior com a idade e suas formas mais comuns são redondo, seguido de oval, plano e triangular<sup>38</sup>.

Ao se comparar a morfologia condilar e da cavidade glenóide entre indivíduos com oclusão normal e um grupo apresentando maloclusão de Classe III (Angle), constatou-se um maior volume do côndilo no sentido méso-lateral no grupo estudado, chegando a ocupar 63% do volume da cavidade glenóide contra 56% do grupo controle<sup>59</sup>.

Avaliando a desocclusão em movimentação protusiva da mandíbula em indivíduos com boa oclusão, foi estabelecida uma boa relação entre a inclinação da eminência articular com o contorno da superfície lingual do incisivo inferior. Entretanto, durante o movimento de protusão, os côndilos não seguem exatamente o mesmo trajeto. Dentre as possíveis explicações, os autores citam: assimetria bilateral entre os côndilos e/ou as eminências articulares; anatomia e angulação dos côndilos em relação a fossa glenóide; configuração do disco articular; posição do disco durante a translação; resultante dos vetores de força da musculatura durante a translação<sup>7</sup>.

## 2.5 Relação cêntrica *versus* máxima intercuspidação habitual

A discussão sobre a posição condilar ideal, denominada relação cêntrica, vem de longa data. No passado, gnatologistas definiram-na como a posição mais posterior e superior dos côndilos no interior das cavidades glenóides<sup>49</sup>. Entretanto esta posição se demonstrou intolerável para muitos pacientes, gerando uma adaptação deste padrão surgindo o conceito de cêntrica longa<sup>3</sup>. Posteriormente, a localização foi alterada para a mais anterior e superior<sup>3,22,68</sup>. O ideal seria que ela coincidissem com a posição de MIH, o que nem sempre ocorre. Mesmo as radiografias cefalométricas convencionais<sup>11</sup> e estudos com tomografias são adquiridos em MIH<sup>8,12,16,23,26,28,42,51,56,57</sup>.

Cordray<sup>20</sup> afirmou que o estudo dos casos ortodônticos em RC era essencial, enumerando os seguintes motivos: eliminar a resposta

neuromuscular do paciente a oclusão; avaliar e medir a posição condilar nos três planos do espaço (ântero-posterior; vertical e transversal); estudar o ponto de fulcro da mandíbula decorrente do primeiro contato prematuro; corrigir a radiografia cefalométrica lateral de MIH para RC; determinar a correta reação dos tecidos moles em RC; construção de splints oclusais; avaliação do fechamento de espaço do arco mandibular; para a avaliação pré-cirúrgica; set-up gnatólógico com correto posicionamento dentário; avaliação final do caso; ajuste oclusal adequado; e razões médico-legais.

Hidaka et al.<sup>32</sup>, avaliando as diferenças de RC e MIH de 150 pacientes japoneses, utilizaram um registro em cera com manipulação guiada da mandíbula para a obtenção de uma oclusão anterior e, posteriormente, com a mesma cera, um segundo registro da mordida da região posterior sem interferência do operador para a obtenção de RC. Os modelos foram posteriormente montados em um articulador para avaliar a movimentação do côndilo quando se movimentava de RC para MIH. Esta movimentação, foi na maioria das vezes assimétrica em todas as direções, quando comparados os côndilos esquerdo e direito. Contudo, os movimentos mais observados foram um deslocamento maior para baixo do lado esquerdo e para frente do lado direito, enquanto se mantinha a distância entre os côndilos. Na maioria dos pacientes, o eixo condilar foi direcionado para baixo e para frente durante a mudança de RC para MIH. Contudo, o padrão da assimetria do movimento gerou um leve deslocamento da mandíbula para a esquerda durante a abertura.

Hicks e Wood<sup>31</sup> avaliaram dois tipos de articuladores (SAM e Panadent) para estudar a trajetória condilar. Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre eles e na maioria dos casos o côndilo se move para baixo e para trás quando os indivíduos mordem em MIH. Entretanto, não foi relatada como foi obtida o registro da RC.

Em um estudo comparando as ações do aparelho funcional de Fränkel com a tração cervical extra-oral, foi usado um *leaf gauge* para a obtenção da RC dos indivíduos<sup>25</sup>.

A diferença entre a RC e MIH, avaliada em 37 indivíduos, foi de 1mm para baixo e para trás. A técnica consistia no próprio indivíduo guiando a mandíbula para trás e mordendo um registro de cera<sup>69</sup>.

Um estudo avaliou 39 indivíduos para averiguar a diferença de RC para MIH. Utilizou-se um registro em cera da mordida, sem intervenção do operador, com o próprio paciente manipulando a mandíbula para trás. A reprodutibilidade do método foi testada e aprovada. Registrou-se uma diferença de RC para MIH em 36 indivíduos da amostra com um movimento condilar para baixo e para trás quando a mandíbula se movimentava de RC para MIH, com contato prematuro nos dentes posteriores<sup>70</sup>.

Em um estudo avaliando o uso de batente anterior para desprogramação da musculatura previamente ao registro da RC, em 40 indivíduos, constatou-se uma diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo que usou o jig (CRJ) e o que não usou (CR). Na avaliação padrão, 18% dos pacientes apresentam diferença de RC para MIH maior do que 2mm, e na avaliação do mesmo grupo com o jig esta proporção subiu para 40%. As conclusões foram: diferença estatisticamente significativa no overbite de MIH para CR (abriu 1,58mm) e de CR para CRJ (abriu 2,23mm); a diferença de overjet foi estatisticamente significativa de MIH para RC (0,44mm) e para MIH e CRJ (0,57mm), mas não entre CR para CRJ; o movimento mais comum observado do côndilo de RC para MIH é o deslocamento para baixo e inferior; é sugerido o uso de um desprogramador de mordida em mandíbulas de difícil manipulação<sup>36</sup>.

## 2.6 Localização condilar com uso de CTTB

Definir a posição dos côndilos mandibulares radiograficamente não é algo simples<sup>37,58,59</sup>, devido, principalmente, às sobreposições de estruturas cefalométricas<sup>10,67</sup>. Algumas sugestões foram propostas para uma melhor avaliação condilar, como, por exemplo: série de radiografias com inclinações laterais do feixe de raio X sobre os côndilos, variando a angulação para evitar as sobreposições<sup>64</sup>; cefalostato que inclina a cabeça do paciente durante a

tomada radiográfica<sup>44</sup>; e a ortopanradiografia (imagens radiográficas simulando uma visão tomográfica)<sup>3,6,25,40</sup>. Entretanto, o uso de TCCB permite uma melhor visualização e mensuração das estruturas anatômicas<sup>14,15,57,60,61</sup>. Em 1992, Sakuda et al.<sup>58</sup> descreveram uma técnica com uso de cortes tomográficos e reconstruções tridimensionais que permitia definir a posição do côndilo em relação à cavidade glenóide e, desta forma, conseguiram identificar desvios nas posições condilares em dois pacientes que apresentavam disfunção da ATM. Katsavrias e Halazonetis<sup>37</sup>, utilizando também imagens 3D, verificaram que a forma e localização dos côndilos varia de acordo com o tipo de maloclusão. A maior parte (60%) das alterações morfológicas dos côndilos situou-se na porção superior. Rothier<sup>57</sup>, utilizando TCCB para avaliar a simetria craniana, observou que, dentre as medidas avaliadas, apenas a medida S-Cd (distância linear do ponto sela ao ponto condilar) apresentava uma assimetria estatisticamente significativa entre os lados direito e esquerdo.

Ao se comparar o posicionamento condilar em relação à cavidade glenóide entre indivíduos com oclusão normal e um grupo apresentando Classe III de Angle, as diferenças no posicionamento antero posterior dos côndilos sugerem um posicionamento anterior do côndilo nos pacientes Classe III, entretanto, a mesma não foi estatisticamente significativa<sup>59</sup>.

Ao se avaliar as relações morfológicas entre o côndilo e a cavidade glenóide de 232 pacientes através de exames tomográficos, obteve-se os seguintes achados: pequena assimetria entre côndilo e fossa; o côndilo esquerdo foi encontrado em uma posição mais anterior em relação ao direito; pacientes Classe III de Angle apresentaram os côndilos em uma posição mais anterior<sup>19</sup>.

Um estudo avaliou as diferenças das relações espaciais entre as articulações temporomandibulares normais e com deslocamento anterior de disco. Foram realizados exames de TCCB e ressonância magnética das articulações de 175 indivíduos (7,27 a 20 anos) e foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para todas as medidas analisadas ao se comparar os dois grupos. Foram constatadas diferenças entre os gêneros em pacientes normais. Adolescentes do gênero masculino com posicionamento

anterior do disco apresentam uma menor distância articular superior, maior distância articular anterior, e menor convexidade da eminência articular. Em contrapartida, o gênero feminino apresentou menor distância articular superior e posterior, maior distância articular anterior, e menor convexidade da eminência articular. Segundo os autores este achado indica que as medidas dos espaços articulares e a morfologia da eminência articular podem promover informações úteis para a avaliação da ATM em uma população jovem<sup>42</sup>.

### 3. Objetivos

#### Objetivo Geral

Determinar a localização dos côndilos mandibulares em máxima intercuspidação habitual.

#### Objetivo Específico

Comparar o posicionamento dos côndilos, esquerdo e direito, em relação à cavidade glenóide, quando a mandíbula está posicionada em máxima intercuspidação habitual, através de imagens geradas pela tomografia computadorizada cone beam de pacientes considerados simétricos.

## 4. Material e Método

O protocolo experimental para o presente estudo em humanos, incluindo a seleção dos pacientes, materiais utilizados, manejo e procedimentos clínicos, foi aprovado e monitorado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal Fluminense sob o número CEP/HUAP n° 0284.0.258.000-11.

### 4.1. Material

O material utilizado constou de tomografias do crânio de indivíduos com características de simetria facial, observada durante o exame clínico. As tomografias foram obtidas através do tomógrafo computadorizado *iCat-3D* e processadas através do software de captura de imagem do próprio tomógrafo (2.0.21 Xoran Technologies, Ann Arbor, Mich). A acurácia e resolução deste tipo de equipamento já foram comprovadas em um estudo anterior<sup>4</sup>, tendo sido utilizado previamente em outros trabalhos<sup>8,12,16,23,26,28,51,56,57</sup>.

A obtenção do exame foi realizada com a posição natural da cabeça com o plano horizontal de Frankfurt (PHF) paralelo ao solo, e o paciente foi instruído a manter a mandíbula ocluída em MIH<sup>13,41,51,56,57</sup>. Apesar da posição da cabeça não interferir na avaliação de medidas ósseas<sup>8</sup>, ela influi na avaliação de tecidos moles<sup>14,41</sup>. A tomografia foi realizada no modelo completo FULL 220mm no qual o tomógrafo realiza dois giros completos (20 + 20 segundos; 0,4 voxel), permitindo o enquadramento total da cabeça no sentido vertical<sup>23,51,56,57</sup>.

O sistema de aquisição do exame foi calibrado operando com 120 ( $\pm 5$ ) kV e 3-8 ( $\pm 10\%$ ) mA, com foco de 0,5 mm e distância fonte x sensor de 67,5cm. O detector de imagem foi um painel plano de silicone amorfo de 20 x 25 cm com um painel de 1mm de alumínio. As imagens foram adquiridas com 12 bits em uma rotação de 360° em um ciclo de 20 segundos. Existem ciclos de 10 a 40 segundos, mas selecionou-se o ciclo de 20s devido à sua boa relação entre qualidade e dose de radiação. O mesmo raciocínio foi utilizado na

seleção do tamanho dos voxels (0,4mm)<sup>23,51</sup>, dimensões menores estão disponíveis (0,25mm), mas necessitam de uma maior exposição aos raios X. As imagens foram arquivadas no formato DICOM<sup>23</sup>.

Os exames tomográficos utilizados neste estudo fazem parte do arquivo do Curso de Especialização em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense. Constam de 57 imagens adquiridas no período de 2008 a 2012. Os pacientes deste banco de dados possuem idades de 8 a 64 anos, sendo 28 do gênero masculino e 29 do gênero feminino. Foram aplicados os seguintes critérios de exclusão: casos tratados com auxílio de cirurgia ortognática; e exames que apresentaram ausência de parte da maxila ou da mandíbula, ou do contorno superior do meato acústico externo, considerando-se que a aquisição da imagem da região posterior da cabeça, em alguns casos, fica comprometida, uma vez que o campo de visão do aparelho (FOV 15 cm) é menor do que o diâmetro total do crânio. Segundo Farman e Scarfe<sup>23</sup>, esta é uma limitação que alguns tipos de aparelhos de TCCB apresentam, e que muitas vezes inviabilizam o uso das imagens para avaliação cefalométrica. A avaliação da simetria facial foi realizada usando uma linha perpendicular (linha vertical verdadeira - LVV) passando pelo ponto glabella (G)<sup>47</sup>. Os pacientes que tiveram uma distância menor ou igual a 4mm desde a linha média até o mento (Me) foram considerados simétricos. Restaram 41 exames, sendo 16 de indivíduos do gênero masculino e 25 de indivíduos do gênero feminino, com idades entre de 8 e 64 anos. Todos os exames pertenciam a pacientes que apresentavam maloclusão, distribuídos da seguinte forma: Classe I (Angle), 26 indivíduos; Classe II, primeira divisão (Angle), 20 indivíduos; Classe II, primeira divisão, subdivisão direita (Angle), 2 indivíduos; Classe II segunda divisão (Angle), 2 indivíduos; e Classe III (Angle), 7 indivíduos.

## 4.2. Método

### 4.2.1. Preparo das imagens no cefalostato virtual com o *3D Cephalometric Analysis*

A informação obtida em arquivo de extensão DICOM foi importada para o software InVivoDental 5.1 (Anatomage - San Jose, CA - EUA) com o intuito de obter imagens cefalométricas tridimensionais. Com este programa, foram abertas três janelas com imagens multiplanares nas normas coronal, sagital e transversal, com o posicionamento em que foram adquiridas pelo tomógrafo (Figura.4.1).

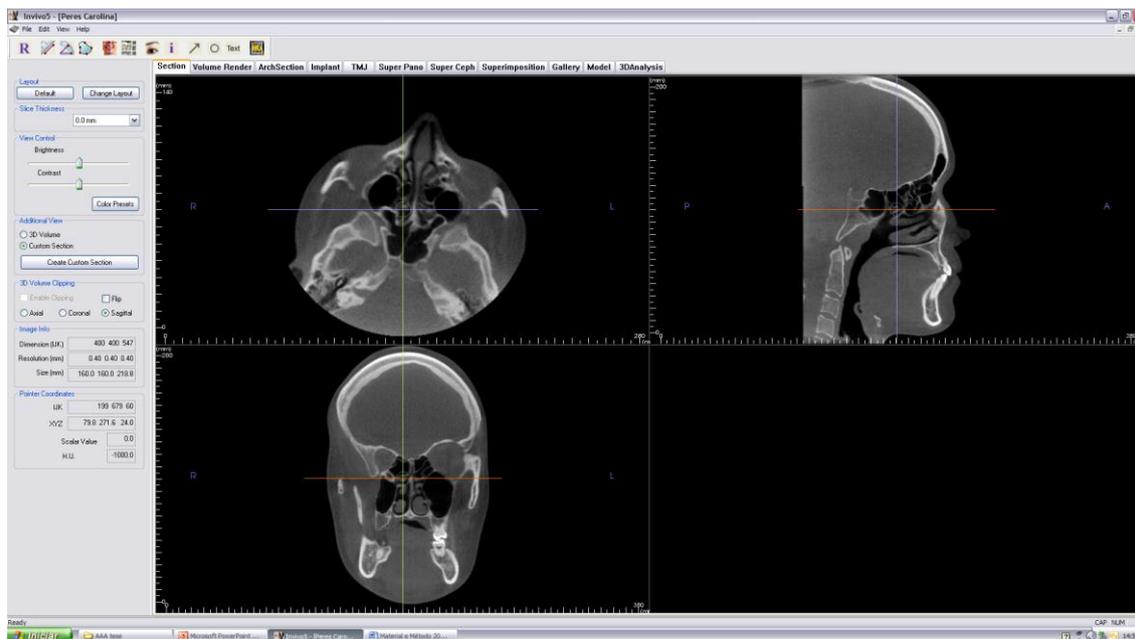


Figura.4.1. Janelas transversal, axial e coronal iniciais, logo após a aquisição das imagens.

Selecionou-se o módulo *3D Analysis* e a ferramenta *Define Coordinate System*, escolhendo os planos de referência para o posicionamento final do crânio em um cefalostato virtual. O plano sagital foi definido pelos pontos náseo (N), sela (S) e bázio (Ba), enquanto que o coronal foi definido como o plano que passa pelos pontos orbital direito ( $Or_d$ ) e pório direito ( $Po_d$ ) e é perpendicular ao sagital.

#### 4.2.2. Definição dos pontos e medidas cefalométricas com o *3D Cephalometric Analysis*

Esta padronização foi feita através da seleção da opção *settings* para configurar as medidas e seus respectivos pontos. Utilizou-se a ferramenta

*Settings* para criar pontos cefalométricos no côndilo e na fossa glenóide, rolando os cortes sagitais, transversal e coronal.

No plano sagital foram definidos os seguintes pontos (Figura 4.2):

- P1d – ponto mais posterior do côndilo direito.
- P1e – ponto mais posterior do côndilo esquerdo.
- P2d – ponto da fossa glenóide mais próximo de P1d.
- P2e – ponto da fossa glenóide mais próximo de P1e.
- P3d – ponto mais superior do côndilo direito (condilar).
- P3e – ponto mais superior do côndilo esquerdo (condilar).
- P4d – ponto da fossa glenóide mais próximo de P3d.
- P4e – ponto da fossa glenóide mais próximo de P3e.
- P5d – ponto mais anterior do côndilo direito.
- P5e – ponto mais anterior do côndilo esquerdo.
- P6d – ponto da fossa glenóide mais próximo de P5d.
- P6e – ponto da fossa glenóide mais próximo de P5e.

Estes pontos foram definidos de modo análogo ao proposto por Katsavrias e Halazonetis<sup>37</sup> e Katsavrias<sup>38</sup>. Os pontos P3d e P3e são correspondentes aos pontos condilar direito e esquerdo (Cd<sub>d</sub> e Cd<sub>e</sub>), respectivamente, já utilizados em outros estudos com tomografia<sup>2,8,12,43,51,53,60,66</sup>. Outros pontos também são citados em outro estudo com cortes tomográficos avaliando a posição condilar: PH – ponto mais posterior do côndilo (P1); SC – ponto mais superior do côndilo (P3); AH – ponto mais anterior do côndilo (P5); PF – ponto mais posterior da fossa (P2); SF - ponto mais superior da cavidade glenóide (P4); AF – ponto mais anterior da fossa (P6)<sup>19</sup>.

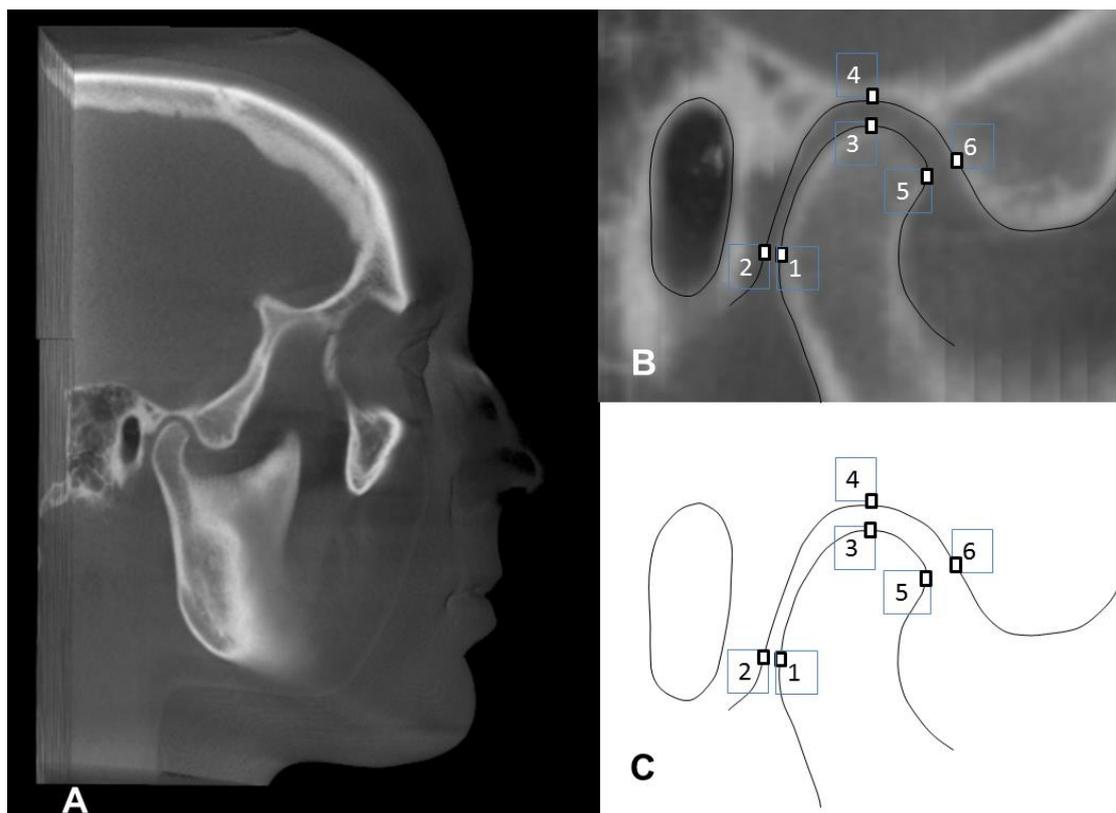


Figura.4.2 Localização dos pontos cefalométricos no plano sagital. A – visualização com filtro *Gray Scale* (escala de cinza) com ferramenta *Enable Clipping* com corte no plano sagital na região mediana do côndilo direito; B – traçado cefalométrico sobre imagem tomográfica com pontos referentes à fossa glenóide e côndilo, no plano sagital; C – traçado cefalométrico com pontos referentes à fossa glenóide e côndilo, no plano sagital.

De forma análoga, foram definidos novos pontos no plano axial (Figura 4.3):

- P7d – ponto mais medial do côndilo direito.
- P7e – ponto mais medial do côndilo esquerdo.
- P8d – ponto da fossa glenóide coincidente com a menor distância de P7d, perpendicular ao plano sagital.
- P8e – ponto da fossa glenóide coincidente com a menor distância de P7e, perpendicular ao plano sagital.

Foram definidos também pontos complementares no plano transversal (Figura 4.4):

- P9d – ponto mais superior e medial do côndilo direito.
- P9e – ponto mais superior e medial do côndilo esquerdo.
- P10d – ponto da fossa glenóide mais próximo de P9d.
- P10e – ponto da fossa glenóide mais próximo de P9e.

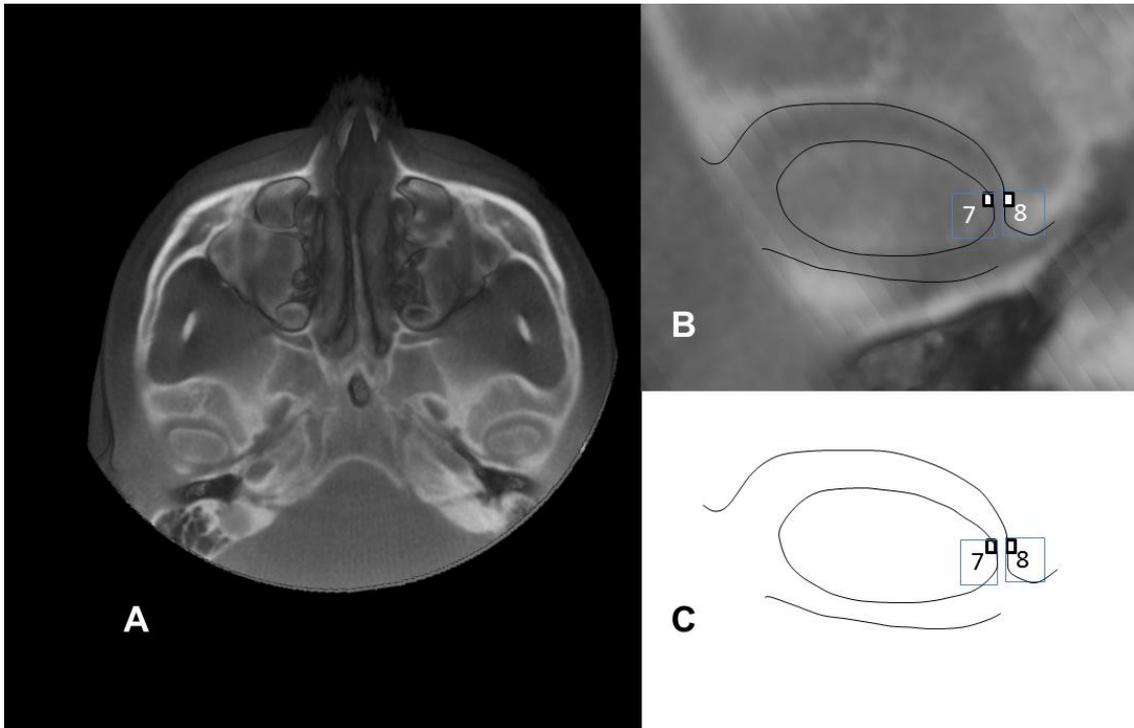


Figura.4.3 Localização dos pontos cefalométricos no plano axial. A – visualização com filtro *Gray Scale* (escala de cinza), com ferramenta *Enable Clipping*, com corte no plano axial na região mediana dos côndilos direito e esquerdo; B – traçado cefalométrico sobre imagem tomográfica com pontos referentes à fossa glenóide e côndilo, no plano axial; C – traçado cefalométrico com pontos referentes à fossa glenóide e côndilo, no plano axial.

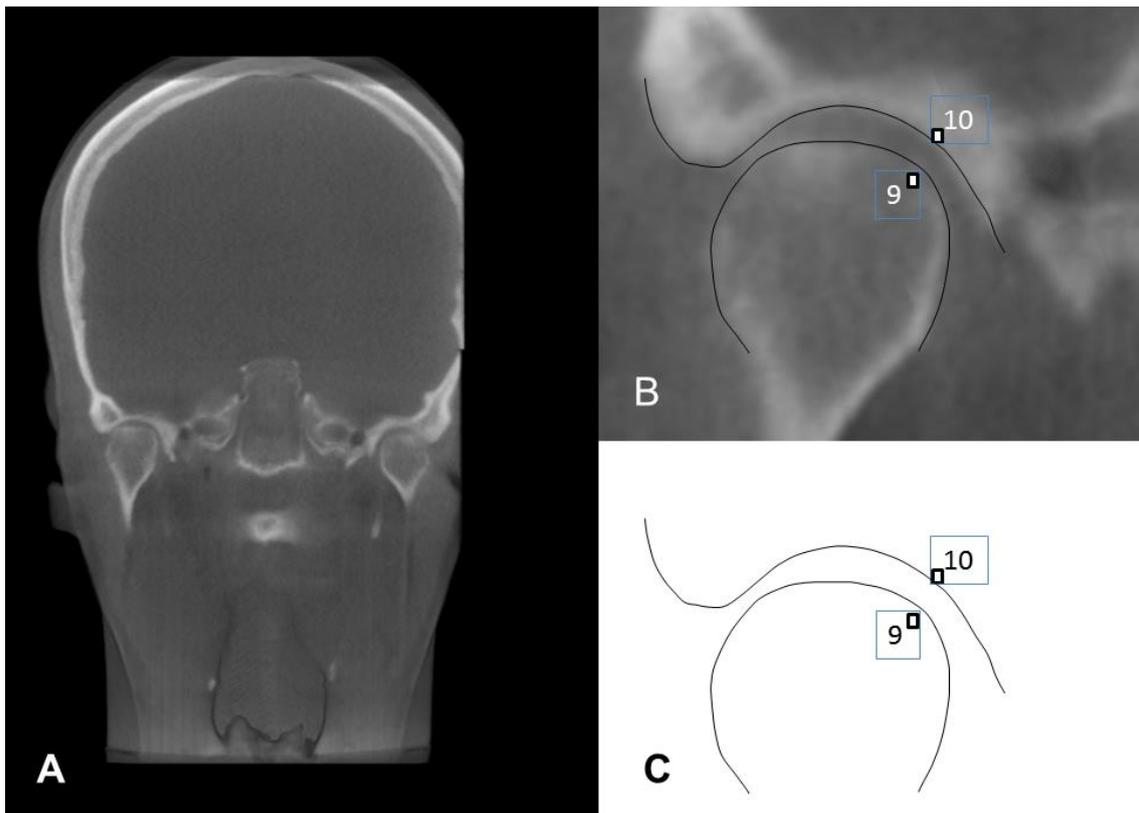


Figura.4.4 Localização dos pontos cefalométricos no plano transversal. A – visualização com filtro *Gray Scale* (escala de cinza), com ferramenta *Enable Clipping*, com corte no plano transversal na região mediana dos côndilos direito e esquerdo; B – traçado cefalométrico sobre imagem tomográfica com pontos referentes à fossa glenóide e côndilo, no plano transversal; C – traçado cefalométrico com pontos referentes à fossa glenóide e côndilo, no plano transversal.

Tendo por base estes pontos cefalométricos, foram definidas, na opção *Settings*, as seguintes medidas lineares:

- Distância linear P1d-P2d - espaço articular posterior direito<sup>49,54</sup>.
- Distância linear P1e-P2e - espaço articular posterior esquerdo<sup>49,54</sup>.
- Distância linear P3d-P4d - espaço articular superior ou espaço supracondilar direito<sup>25,39,49,54</sup>.
- Distância linear P3e-P4e - espaço articular superior ou espaço supracondilar esquerdo<sup>25,39,49,54</sup>.

- Distância linear P5d-P6d - espaço articular anterior direito<sup>39,49,54</sup>.
- Distância linear P5e-P6e - espaço articular anterior esquerdo<sup>39,49,54</sup>.
- Distância linear P7d-P8d – espaço articular axial direito.
- Distância linear P7e-P8e – espaço articular axial esquerdo.
- Distância linear P9d-P10d – espaço articular transversal superior direito.
- Distância linear P9e-P10e – espaço articular transversal superior esquerdo.

#### 4.2.3. Localização dos pontos cefalométricos com a ferramenta *Tracing Tasks* do *3D Cephalometric Analysis*

As mensurações obtidas com o *3D Cephalometric Analysis* são oriundas de um traçado cefalométrico tridimensional, que deve ser configurado de acordo com as medidas que se deseja obter, podendo apresentar um número variado de estruturas e medidas. Uma vez definidos os pontos cefalométricos e as medidas a serem avaliadas, selecionou-se a ferramenta *Ceph Tracing* e seguiu-se o tutorial (*Tracing Tasks*) para a marcação das estruturas e obtenção dos valores das variáveis (Figura 4.5 e 4.6). Quando se termina a localização dos pontos, o próprio software executa o cálculo das medidas lineares.

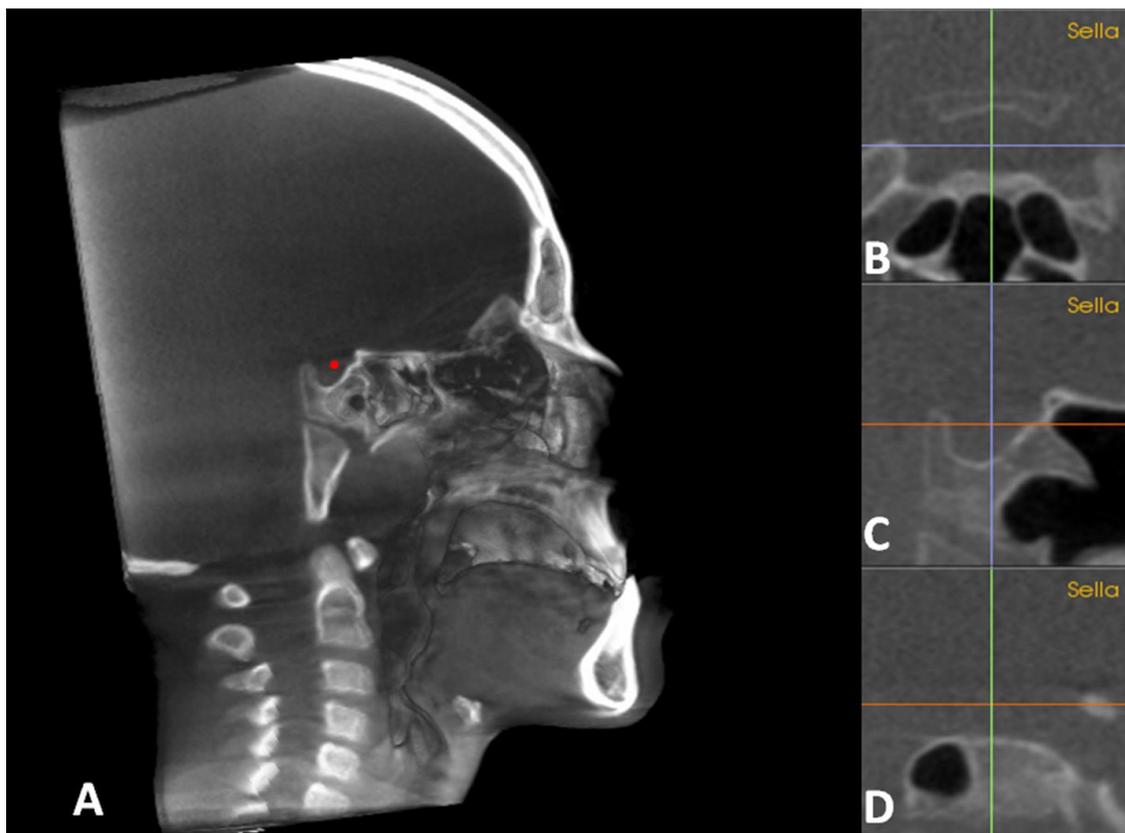


Figura 4.5. Localização do ponto S com a ferramenta *Tracing Tasks*: A – visualização do corte sagital do crânio em vista lateral direita, com filtro em escala de cinza; B – visão coronal do ponto S; C – visão sagital do ponto S; D – visão transversal do ponto S.

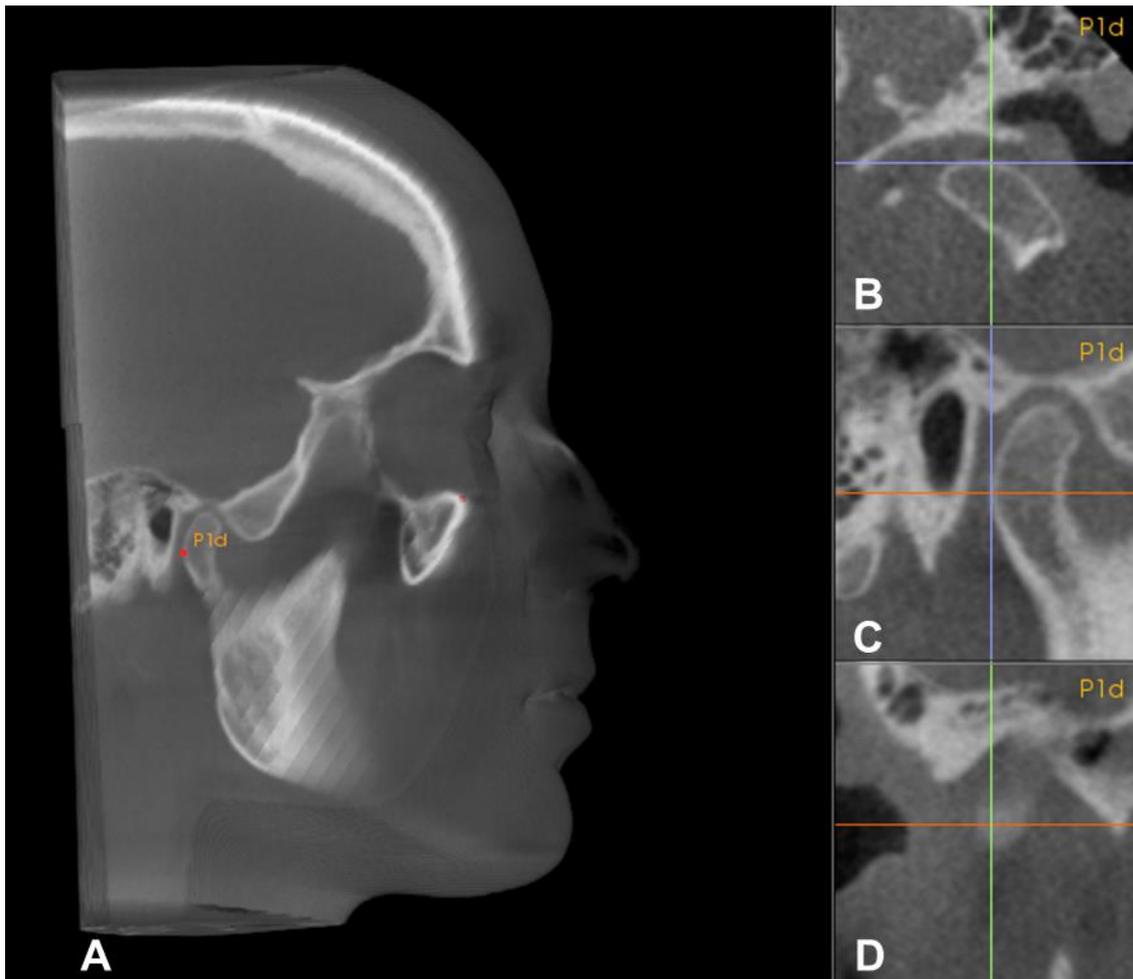


Figura 4.6. Localização do ponto P1d com a ferramenta *Tracing Tasks*: A – visualização do corte sagital do crânio, em vista lateral direita, com filtro em escala de cinza; B – visão coronal do ponto P1d; C – visão sagital do ponto S; D – visão transversal do ponto P1d.

### 4.3. Metodologia Estatística

O teste  $t$  pareado de Student<sup>34</sup> e o Coeficiente e de Correlação Intraclassa foram utilizados para a análise estatística da simetria, para os valores das variáveis localizadas nos lados direito e esquerdo do crânio.

Todas as medidas das variáveis cefalométricas dos 41 exames da amostra foram repetidas com um intervalo de 15 dias. Obtiveram-se, assim, 82 mensurações repetidas (momentos T1 e T2), que também foram avaliadas através do teste  $t$  de Student e do Coeficiente e de Correlação Intraclassa.

O software SPSS, versão 17, foi utilizado para a obtenção dos resultados dos testes estatísticos, adotando-se o nível de significância de 5% de probabilidade ( $p < 0.05$ ).

## 5. Resultados

Não foram observadas diferenças significantes ( $p < 0,05$ ) entre os dois momentos de medição (Tabela 1). As distâncias P3-P4 e P5-P6 apresentaram os valores de  $p$  mais baixos e, mesmo assim, não foram estatisticamente significantes. Adicionalmente, os altos valores do CCI sugerem que o erro do método intra-observador pode ser considerado, portanto, de pouca relevância neste estudo.

**Tabela 1. Análise de reprodutibilidade de 5 variáveis em 82 avaliações repetidas\* (momentos T1 e T2), realizadas em 41 pacientes.**

Estatísticas	Medidas lineares, em mm					
	Distância P1-P2	Distância P3-P4	Distância P5-P6	Distância P7-P8	Distância P9-P10	
T1 - T2	Média	-0,03	-0,03	-0,02	0,00	0,01
	Desvio-padrão	0,35	0,17	0,12	0,18	0,20
	Mínimo	-1,40	-1,11	-0,30	-0,41	-1,03
	Máximo	1,17	0,28	0,24	0,90	0,38
T1 - T2 %**	Média	7,0%	4,5%	4,3%	3,7%	5,8%
	Desvio-padrão	8,1%	4,6%	3,4%	4,4%	5,3%
	Mínimo	0,3%	0,0%	0,0%	0,1%	0,0%
	Máximo	46,9%	38,3%	21,5%	33,6%	31,6%
CCI***	0,904	0,973	0,985	0,994	0,956	
$p$	0,486	0,185	0,131	0,914	0,551	

\*Considerando os lados esquerdo e direito dos 41 pacientes.

\*\*Diferença em módulo relativa à média das duas avaliações (T1 e T2).

\*\*\*Coeficiente de Correlação Intraclasse, obtido pelo modelo "two-way mixed ANOVA".

As médias aritméticas e desvios padrão, o resultado do teste  $t$  pareado entre as medidas lineares dos côndilos esquerdo e direito e sua significância são apresentados na Tabela 2. Não foram encontradas diferenças significantes ( $p < 0,05$ ), sendo os valores mais baixos encontrados para as medidas P5-P6 ( $p = 0,087$ ) e P7-P8 ( $p = 0,198$ ), que também apresentaram um baixo CCI, de 0,342 e 0,498, respectivamente. A medida P9-P10, apesar de ter apresentado um valor de  $p = 0,843$ , indicando não haver diferenças entre os lados, apresentou um baixo valor de CCI = 0,394.

**Tabela 2. Análise de simetria. Diferenças entre os lados direito (D) e esquerdo (E), de 5 variáveis, mensuradas em 41 pacientes.**

Estatísticas		Medidas lineares (mm)				
		Distância P1-P2	Distância P3-P4	Distância P5-P6	Distância P7-P8	Distância P9-P10
<b>D – E</b>	Média	-0,06	0,06	0,22	-0,33	-0,02
	Desvio-padrão	0,65	0,77	0,82	1,63	0,78
	Mínimo	-1,75	-1,46	-1,15	-4,96	-1,37
	Máximo	1,14	1,97	2,89	2,56	2,61
<b> D - E %*</b>	Média	14,7%	22,5%	22,3%	25,8%	21,7%
	Desvio-padrão	12,9%	18,8%	22,0%	24,3%	24,5%
	Mínimo	0,2%	2,2%	0,7%	0,2%	0,4%
	Máximo	55,7%	76,2%	114,5%	101,6%	131,5%
<b>CCI**</b>		0,665	0,499	0,342	0,498	0,394
<b>p</b>		0,530	0,592	0,087	0,198	0,843

\*Diferença em módulo relativa à média dos lados direito (D) e esquerdo (E).

\*\*Coeficiente de Correlação Intraclasse, obtido pelo modelo "two-way mixed ANOVA".

## 6. Discussão

O objetivo da presente pesquisa foi comparar o posicionamento dos côndilos, esquerdo e direito, em relação à cavidade glenóide, quando a mandíbula está posicionada em máxima intercuspidação habitual, através de imagens geradas pela TCCB. A amostra constou de 41 tomografias do crânio de indivíduos que apresentavam maloclusão dentária e que foram considerados clinicamente simétricos seguindo o padrão sugerido por Masuoka et al.<sup>2007</sup>. Utilizou-se o *software* InVivoDental 5.1 (Anatomage - San Jose, CA - EUA) para a avaliação das seguintes variáveis bilaterais: P1-P2 (distância linear do ponto mais posterior do côndilo ao ponto da fossa glenóide mais próximo de P1); P3-P4 (distância linear do ponto mais superior do côndilo ao ponto da fossa glenóide mais próximo de P3); P5-P6 (distância linear do ponto mais anterior do côndilo ao ponto da fossa glenóide mais próximo de P5); P7-P8 (distância linear do ponto mais medial do côndilo ao ponto da fossa glenóide coincidente com a menor distância de P7, perpendicular ao plano sagital); e P9-P10 (distância linear do ponto mais superior e medial do côndilo ao ponto da fossa glenóide mais próximo de P9).

A substituição das radiografias convencionais pelos exames tridimensionais é uma tendência na odontologia. Com a introdução da tomografia helicoidal, houve uma verdadeira revolução nas técnicas de diagnóstico<sup>14,46,60</sup>. Posteriormente, a TCCB, que expõe o paciente a uma dose menor de radiação, passou a ser mais utilizada na odontologia<sup>60,61</sup>. Para que esta transição se concretize, são necessários mais estudos e definições de protocolos de uso<sup>12</sup>, levando-se em consideração não só as vantagens em termos de informações obtidas nestes exames, como também a radiação empregada<sup>12,14,27,51,60,61</sup>. O maior benefício se apresenta quando a TCCB é comparada ao conjunto de radiografias solicitadas rotineiramente em ortodontia (periapicais, panorâmicas e cefalométricas). Neste caso, um único exame será capaz de fornecer um número maior de informações<sup>18,46,60</sup>.

A precisão e a acurácia das TCCB foram testadas e aprovadas para o uso em ortodontia<sup>4,8</sup>, parecendo superiores à das radiografias odontológicas convencionais<sup>2</sup>. Aparentemente, a deficiência deste tipo de exame reside em análises baseadas na soma de pequenas distâncias, como a avaliação de espaço do arco dentário, pois a medição não é tomada entre dois pontos, mas sim entre dois *voxels*. Os pontos selecionados são os pontos médios dos *voxels*, ou seja, metade de cada *voxel* não é incluída de cada lado, e estas pequenas diferenças podem tornar-se clinicamente significantes<sup>5</sup>. Em contrapartida, o uso para avaliações cefalométricas não apresenta este tipo de problema e pode ser realizado através de *softwares* específicos<sup>15,30</sup>. Apesar do presente estudo tratar de medidas cefalométricas, a questão do volume dos *voxels* é algo a ser considerado, por se tratar de variáveis de dimensões pequenas. O problema é minimizado por serem medidas individuais, e não a soma de várias medidas, como ocorre em uma análise de modelos como no estudo de Baumgaertel et al.<sup>5</sup>. Neste estudo é utilizado um *voxel* de 0,4mm considerado ideal para avaliação de medidas cefalométricas, dimensões menores podem ser usadas (0,25mm), entretanto a dose de radiação empregada é maior<sup>23,51</sup>.

O posicionamento do crânio é fundamental ao se trabalhar com avaliação de radiografias. Na obtenção de radiografias cefalométricas convencionais existe o padrão fornecido pelo cefalostato<sup>65</sup>. Ao contrário dos métodos convencionais, erros no posicionamento do paciente durante a aquisição do exame tomográfico podem ser corrigidos posteriormente<sup>13</sup>. Cevitanes et al.<sup>17</sup> fizeram uma comparação entre o posicionamento manual sem padronização e um protocolo para determinar um cefalostato virtual. Ambas apresentaram resultados satisfatórios, demonstrando a facilidade de reprodução de planos de orientação no posicionamento do crânio independentemente da técnica utilizada.

No presente trabalho, para a obtenção das imagens foi utilizado um padrão semelhante ao descrito por Ludlow et al.<sup>45</sup>, por ser de mais fácil aplicação. O posicionamento do crânio possui importância nos casos em que imagens cefalométricas serão obtidas através da TCCB para fins de avaliação

cefalométrica convencional sobre projeções 2D. Contudo, caso se deseje obter medidas tridimensionais, o ajuste da posição da cabeça não é tão crítico<sup>4,8,33</sup>. Nas imagens de TCCB dos indivíduos componentes da amostra utilizada no presente trabalho, todos os pontos e estruturas utilizados como referência estavam presentes e com boa visualização.

Nas radiografias, as distâncias lineares e os ângulos são mensurados através de pontos cefalométricos, que por sua vez são definidos pela superposição da projeção de diferentes estruturas. Essas referências podem ser obtidas sobre uma linha, sobre o centro de uma estrutura, através da superposição de duas imagens, ou mesmo da intercessão de dois planos<sup>64</sup>. A maioria destas referências não pode ser visualizada ou é de difícil localização na superfície da imagem em 3D produzida pelo exame tomográfico<sup>15,26,53</sup>. Um bom exemplo é o ponto articular (Ar), utilizado nas projeções cefalométricas em 2D e que não existe em uma imagem tridimensional<sup>53</sup>. A sobreposição de estruturas anatômicas também é um problema, como, por exemplo, do clivus e da parte petrosa do osso temporal, bem como as hastes auriculares de alguns cefalostatos, que podem prejudicar a visualização do côndilo mandibular<sup>24</sup>. Eliminar esta sobreposição com uso da radiografia panorâmica não é uma opção interessante, devido às distorções<sup>35</sup>.

A mensuração de variáveis quantitativas é um procedimento muito frequente nos métodos de pesquisa da área de ortodontia<sup>50</sup>. Um importante fator que deve ser considerado em estudos que envolvem mensuração dessas variáveis é a realização de uma adequada avaliação dos erros de seus métodos<sup>34</sup>. Alguns fatores (sem considerar a variação entre materiais supostamente idênticos) podem contribuir para a variabilidade do procedimento de ensaio, dentre eles: o operador, o equipamento utilizado e o intervalo de tempo entre a realização das medidas<sup>1</sup>. É importante replicar um número elevado de casos, pois, de modo contrário, somente os grandes erros sistemáticos poderiam ser identificados. Até mesmo um relevante erro sistemático pode passar despercebido se um número insuficiente de casos for utilizado. No presente estudo, decidiu-se pela replicação de todas as variáveis nos 41 exames selecionados. Não foram observadas diferenças significantes

( $p < 0,05$ ) entre os dois momentos de medição (Tabela 1). As distâncias P3-P4 e P5-P6 apresentaram os valores de  $p$  mais baixos e, mesmo assim, não foram estatisticamente significantes. O erro do método intra-observador foi considerado, portanto, de pouca relevância. Estes resultados validaram o uso da metodologia empregada na presente pesquisa para a coleta de dados.

O teste  $t$  de Student e o CCI foram utilizados para verificar diferenças entre os valores das variáveis referentes à posição dos côndilos. Não foram identificadas diferenças significantes ( $p < 0,05$ ), sendo os valores mais baixos encontrados para as medidas P5-P6 ( $p = 0,087$ ) e P7-P8 ( $p = 0,198$ ), que também apresentaram um baixo CCI, de 0,342 e 0,498, respectivamente (Tabela 2). A medida P9-P10, apesar de ter apresentado um valor de  $p = 0,843$ , indicando boa simetria, apresentou baixo valor de CCI = 0,394. Estes baixos valores de CCI podem ser explicados pela dificuldade na localização dos pontos, referências localizadas sobre estruturas curvas, cuja exatidão depende da calibração do operador, ficando mais susceptíveis a erros.

Em um estudo anterior, ao se avaliar a simetria craniana em relação à variável S-Cd, constatou-se diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,01$ ) entre os lados direito e esquerdo do crânio. Considerando-se que o posicionamento do ponto S é relativamente estável, concluiu-se que este resultado se deveu à posição do ponto Cd, o que sugeriria um posicionamento assimétrico dos côndilos, quando a mandíbula encontra-se em máxima intercuspidação habitual, mesmo em indivíduos considerados clinicamente simétricos<sup>57</sup>. Uma possível variabilidade da forma da porção superior dos côndilos poderia explicar, em parte, o resultado deste estudo, considerando-se a maior dificuldade que acarretaria para a determinação do ponto Cd. Outra explicação possível seria a existência de um efetivo desvio mandibular, mas esta explicação parece insustentável, por causa da simetria da distância linear P3-P4. Em vista dos resultados atuais, a explicação mais plausível é a dificuldade de localizar o ponto S no plano sagital craniano, gerando distâncias assimétricas até os côndilos direito e esquerdo.

Apesar de não ter sido um dos objetivos do trabalho, pode-se concluir que a transferência de determinados pontos cefalométricos, como o ponto Sela

(S), para a imagem em 3D gerada pela TCCB não é um procedimento simples, requerendo a elaboração de novos protocolos para que sejam atingidos índices aceitáveis de padronização.

Nos indivíduos da amostra selecionada, independentemente do tipo de maloclusão, os côndilos estavam posicionados de modo simétrico nas cavidades glenóides, quando em MIH. A posição condilar está diretamente relacionada ao modo como os dentes se articulam. Devido a prematuridades oclusais (que podem ser geradas por maloclusões), os côndilos podem não estar posicionados em RC. A fim de se realizar um plano de tratamento adequado, a posição de RC é um pré-requisito a ser considerado na análise da oclusão<sup>32</sup>, e dever-se-ia, portanto, considerar em estudos futuros a obtenção dos exames ortodônticos nesta posição. O problema é como manipular os pacientes, uma vez que diferentes métodos levam a diferentes posições, sendo pertinente questionar se realmente a RC é passível de reprodução. Em um estudo sobre o método de manipulação ideal para obter a relação cêntrica, Braun et al.<sup>9</sup> compararam a manipulação manual com a manipulação com uso de guias (*leaf gauge*). Constataram uma grande variação na posição do côndilo na cavidade glenóide, sendo que apenas dez por cento dos pacientes que usaram o *leaf gauge* apresentaram uma posição anterior e superior do côndilo. Portanto, parece não existir um padrão geral, mas sim uma posição individual para cada paciente e que, pelo menos teoricamente, os côndilos deveriam estar situados concentricamente nas cavidades glenóides, como nos indivíduos da presente amostra.

Essa simetria encontrada demonstra uma capacidade de adaptação mantendo os espaços para os ligamentos articulares e o disco articular simétricos durante o desenvolvimento. Seria então o caso de se questionar a obtenção de exames em RC em pacientes clinicamente simétricos.

## 7. Conclusão

Nos indivíduos considerados clinicamente simétricos, avaliados em máxima intercuspidação habitual, os côndilos estão posicionados concentricamente nas cavidades glenóides.

## Referências Bibliográficas

1. Albuquerque Junior HR, Pinto AS, Pinto LAMS. Precisão das Medidas Cefalométricas: Validade de Métodos de Ensaio. R Dental Press Ortodon Ortop Facial 2002; 7(4): 57-62.
2. Accorsi MAO. Comparação das 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.
3. Alpern MC, Nuelle DG, Ufema JW. Direct Parasagittal Computed Tomography and Arthroscopic Surgery of the Temporomandibular Joint. Angle Orthod 1986;56(2):91-101.
4. Ballrick JW, Palomo JM, Runch E, *et al.* Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;134(4):573-82.
5. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, *et al.* Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;136 (1):19-28.
6. Beckwith PJ, Montfort DR, Williams BH. Accurate Depth Cut in Temporomandibular Joint Laminagraphs. Angle Orthod 1980;50(1):16-22.
7. Bell DE, Harris EF. Disclusion in Mandibular Protusion. Angle Orthod 1983;53(2):146-56.
8. Berco M, Rigali PH, Matthew M, *et al.* Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 136: 17e1-9.
9. Braun S, Marcotte MR, Freudenthaler JW, Hönigle K. An evaluation of condyle position in centric relation obtained by manipulation of the

- mandible with and without leaf gauge deprogramming. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997;111(1):34-7.
10. Braun S, Kim K, Tomazic T, Legan H L. The relationship of the glenoid fossa to the functional occlusal plane. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118(6):658-61.
  11. Broadbent BH. A new X-Ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod* 1931; 1(2): 45-66.
  12. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, et al. Linear Accuracy of Cone Beam CT Derived 3D. *Angle Orthod* 2009; 79:150–157.
  13. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, et al. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134 (6):798-802.
  14. Cavalcanti MGP. *Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico*. 1ed. São Paulo: Santos, 2010.
  15. Cevidanes L, Styner M, Proffit W. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129(5): 611-8.
  16. Cevidanes LHC, Heymann G, Conelis MA, et al. Superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models of growing patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136(1):94-9.
  17. Cevidanes LHC, Oliveira AEF, Motta A, et al. Head Orientation in CBCT-generated Cephalograms. *Angle Orthod* 2009b;79(5):971–977.
  18. Cha J, Mah J, Sinclair P. Incidental findings in the maxillofacial area with 3-dimensional cone-beam imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(1):7-14.
  19. Cohlmia JT, Ghosh J, Sinha PK, et al. Tomographic assessment of temporomandibular joints in patients with malocclusion. *Angle Orthod* 1996;66(1):27-36.

20. Cordray FE. Centric relation treatment and articulator mounting in orthodontics. *Angle Orthod* 1996;66(2):153-8.
21. Damstra J, Fourie Z, Huddleston JJR, *et al.* Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137(1):16.e1-16.e6.
22. Dawson PE. Evaluation, diagnosis and treatment of occlusal problems. St Louis: CV Mosby, 1993.
23. Farman A, Scarfe W. 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.
24. Forsberg CM, Odenrick L. Identification of the cephalometric reference point condylion on lateral head films. *Angle Orthod* 1989;59(2):123-30.
25. Gianelly AA, Brosnan P, Martignoni M, *et al.* Mandibular Growth, Condile Position and Fränkel Appliance Therapy. *Angle Orthod* 1983;53(2):131-42.
26. Grauer D, Cevidanes LSH, Syner MA, *et al.* Pharyngeal airway volume and shape from cone-beam computed tomography: Relationship to facial morphology. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136(6):805-14.
27. Grauer D, Cevidanes LSH, Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009b;136(3):460-70.
28. Grauer D, Cevidanes LSH, Styner MA, *et al.* Accuracy and Landmark Error Calculation Using Cone-Beam Computed Tomography–Generated Cephalograms. *Angle Orthod* 2010; 80(2):286–294.
29. Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, *et al.* Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometric and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod* 2011;81(1):26-35.

30. Halazonetis D. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127(5): 627-37.
31. Hicks ST, Wood DP. Recording condylar movement with two facebow systems. *Angle Orthod* 1996;66(4):293-300.
32. Hidaka O, Adachi S, Takada K. The Difference in Condilar Position Between Centric Relation and Centric Occlusion in Pretreatment Japanese Orthodontic Patients. *Angle Orthod* 2002;72(4):295-301.
33. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, *et al.* 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.
34. Houston WJB. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 1983; 83(5): 382-390.
35. Kambylafkas P, Murdock E, Gilda E, *et al.* Validity of Panoramic Radiographs for Measuring Mandibular Asymmetry. *Angle Orthod* 2006;76(3):388-93.
36. Karl PJ, Foley TF. The use of a deprogramming appliance to obtain centric relation records. *Angle Orthod* 1999;69(2):117-23.
37. Katsavrias EG, Halazonetis DJ. Condyle and fossa shape in Class II and Class III skeletal patterns: A morphometric tomographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128(3):337-46.
38. Katsavrias EG. Morphology of the temporomandibular joint in subjects with Class II Division 2 malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129(4):470-8.
39. Kecik D, Kocadereli I, Saatci I. Condylar Disc Relationships and Vibration Energy in Asymptomatic Class I 9- to 12-Year Olds. *Angle Orthod* 2004;75(1):54–62.)

- 40.Kiki A, Kiliç N, Oktay H. Condylar Asymmetry in Bilateral Posterior Crossbite Patients. *Angle Orthod* 2007;77(1):77-81.
- 41.Kim Y, Hong J, Hwang Y, *et al.* Three-dimensional analysis of pharyngeal airway in preadolescent children with different anteroposterior skeletal patterns. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:306(3).e1-306.e11.
- 42.Kinniburgh RD, Major PW, Nebbe B, *et al.* Osseous Morphology and Sagittal Relationships of the Temporomandibular Joint: Comparisons of Normal and Anterior Disc Positions. *Angle Orthod* 2000;70(1):70-80.
- 43.Kumar V, Ludlow J, Cevidanes L, *et al.* In Vivo Comparison of Conventional and Cone Beam CT Synthesized Cephalograms. *Angle Orthod* 2008; 78(5): 873-9.
- 44.Lawther, WL. A Roentgenographic Study of the Temporomandibular Joint Using a Special Head Positioner. *Angle Orthod* 1956;26(1):22-33.
- 45.Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes L, *et al.* Precision of cephalometric landmark identification: Cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 136(3):312.e1-312.e10.
- 46.Mah J, Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126(3):308-9.
- 47.Masuoka N, Muramatsu A, Arijii Y, *et al.* Discriminative thresholds of cephalometric indexes in the subjective evaluation of facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131(5):609-13.
- 48.Matta ENR, Souza MMG, Sant'Anna EF, *et al.* Avaliação por tomografia computadorizada helicoidal dos efeitos da expansão rápida da maxila no posicionamento condilar em pacientes com mordida cruzada posterior funcional. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2009; 14(15): 161-9.
- 49.McCollum BB. Fundamentals involved in prescribing restorative dental remedies. *Dent Item Interest* 1939;522:724-852.

50. Mendes AJD, Santos-Pinto A. Algumas diretrizes estatísticas para avaliação do erro do método na mensuração de variável quantitativa. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2007; 12(1): 78-83.
51. Moshiri A, Scarfe W, Hilgers, ML, *et al.* Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132(4): 550-60.
52. Nakazawa K, Kamimura K. *Anatomical Atlas of the Temporomandibular Joint*. 1ed. Japan: Quintessence, 1991.
53. Oliveira AEF, Cevidanes LH, Phillips C, *et al.* Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;107(2):256-265.
54. Olmez H, Gorgulu S, Akin E, *et al.* Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. *Angle Orthod* 2011;81(3):375-82.
55. Putz R, Pabst, R.. Sobotta: *Atlas de Anatomia Humana*, 20ª edição, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, RJ, 1995.
56. Rosa VLM. *Cefalostato Virtual – Posicionamento inicial para a padronização na marcação de pontos craniométricos em imagens obtidas por tomografia*. Tese de Doutorado, São Paulo: Universidade de São Paulo, 2009.
57. Rothier EKC. *Comparação da simetria craniana através de imagens obtidas de tomografia computadorizada cone beam*. Tese de Mestrado, Niterói, Universidade Federal Fluminense, 2011.
58. Sakuda M, Tanne K, Tanaka E, Takasugi H. An analytic method for evaluating condylar position in the TMJ and its application to orthodontic patients with painful clicking. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 101(1):88-96.

59. Seren E, Akan A, Toiler MO, Akyar S. An evaluation of the condylar position of the temporomandibular joint by computerized tomography in Class III malocclusions: A preliminary study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;105(5):483-8.
60. Swennen GRJ, Schutyser F, Hausamen J-E. *Three-Dimensional Cephalometry*. 1 ed. Germany: Springer, 2006.
61. Swennen GRJ, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(3):410–416.
62. Tadej G, Engstrom, C, Borman H, *et al.* Mandibular condyle morphology in relation to malocclusions in children. *Angle Orthod* 1989;59(3):187-94.
63. Thompson JR. Abnormal Function of the Temporomandibular Joints and Related Musculature – Orthodontics Implications Part 1. *Angle Orthod* 1986;56(2):143-63.
64. Updegrave, WJ. Radiography of the Temporomandibular Joint in Orthodontics. *Angle Orthod* 1951; 21(4):181-93.
65. Vilella OV. *Manual de Cefalometria*. 3 ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2009.
66. Yitschaky O, Redlich M, Abed Y, *et al.* Comparison of common hard tissue cephalometric measurements between computed tomography 3D reconstruction and conventional 2D cephalometric images. *Angle Orthod* 2011;81(1):11-16.
67. Widman DJ. Functional and Morphologic Considerations of the Articular Eminence. *Angle Orthod* 1988;58(3):221-36.
68. Williamson EH. Occlusion and TMJ dysfunction. *J Clin Orthod* 1981;15(3):333-410.
69. Wood DP, Korne PH. Estimated and true hinge axis: a comparison of condylar displacements. *Angle Orthod* 1992;62(3):167-75.

70. Wood DP, Elliot RW. Reproducibility of the centric relation bite registration technique. *Angle Orthod* 1994;64(3):211-20.

# Anexos

## Anexo 1 Termo de compromisso Ético.

### TERMO DE COMPROMISSO ÉTICO

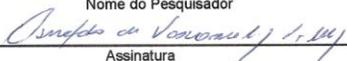
Título do Projeto: Comparação da simetria craniana através de imagens obtidas de tomografia computadorizada cone beam

Pesquisador Responsável: Oswaldo de V. Vilella  
Segundo pesquisador: Eduardo Kant Colunga Rothier  
Instituição a que pertence o Pesquisador Responsável: Universidade Federal Fluminense  
Telefones para contato: (21)2629-9812

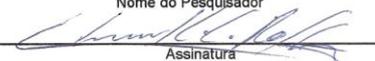
Trata-se de um estudo retrospectivo baseado em exames que foram solicitados para pacientes que iriam submeter-se a tratamento ortodôntico. Estes exames fazem parte do arquivo do Curso de Especialização em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense. Na impossibilidade de localizar estes antigos pacientes para que assinassem o termo de consentimento livre e esclarecido individualmente, os pesquisadores se comprometem a não fornecer qualquer informação que possa ser usada na identificação destes indivíduos. Os pesquisadores também assumem o compromisso de tornar público os resultados para a comunidade científica independente das conclusões finais do trabalho.

Niterói, 17 de maio de 2010

Oswaldo de V. Vilella  
Nome do Pesquisador

  
Assinatura

Eduardo Kant Colunga Rothier  
Nome do Pesquisador

  
Assinatura

Anexo 2  
 Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina  
 Hospital Universitário Antônio Pedro



UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE  
 Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina / Hospital Universitário Antônio Pedro

Herbert Praxedes - Coordenador Geral  
*Representante Comunidade Científica*

Alair Augusto Santos / Maria Lúcia Santos  
*Faculdade de Medicina - Depto Radiologia*

Maria Nazareth C. Pinto / Alberto Esteves Gemal  
*Faculdade de Medicina - Depto Cirurgia*

Renato Augusto M. Sá / Selma Maria A. Sias  
*Faculdade de Medicina - Depto Materno Infantil*

Regina Helena S. Peralta / Andréa Alice da Silva  
*Faculdade de Medicina - Depto Patologia*

Jano Alves de Souza / Pedro Ferreira M. Filho  
*Faculdade de Medicina - Depto Medicina Clínica*

José Carlos Carraro Eduardo  
*Faculdade de Medicina - Repr. Colegiado*

Carlos Dimas M. Ribeiro/Marcos Antônio A. Senna  
*Instituto de Saúde da Comunidade*

Sérvio Túlio / Rogério Dutra  
*Faculdade de Direito*

Ana Paula Black Veiga  
*Hospital Universitário Antônio Pedro*

Rosângela Arrabal Thomaz  
*Faculdade de Medicina*

José Plácido / Lígia Lobato  
*Representantes da Comunidade Usuária*

Tereza C. A. Graça / Theresa C.L. Coutinho  
*Faculdade de Odontologia*

Thelma B. Machado / Sabrina C. Elias  
*Faculdade de Farmácia*

Denise Mafra / Daniele M. Ferreira  
*Faculdade de Nutrição*

Valdecyr Herdy Alves / Luiz dos Santos  
*Faculdade de Enfermagem*

Dilvani Oliveira Santos / Luiz G. Gawryszewski  
*Faculdade de Biologia*

Tatiana Rangel Reis / Sulamita B. de Lima  
*Escola de Serviço Social*

Luís Antônio C. Ribeiro / Gilvan Hansen  
*Instituto de Ciências Sociais - Depto Filosofia*

Josemberg M. Andrade / Elton H. Matsushima  
*Instituto de Ciências Sociais - Depto Psicologia*

Licínio E. Silva / Ana Beatriz M. Fonseca  
*Instituto de Matemática*

CEP CMM/HUAP nº 124/2010

CAAE nº 0097.0.258.000-10

Do: Coordenador do CEP CMM/HUAP  
 A(o) Sr.(a) Pesquisador(a):

Assunto: Parecer sobre Projeto de Pesquisa

Sr.(a) Pesquisador(a)

Informo a V.Sª. que o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina / Hospital Universitário Antônio Pedro, constituído nos termos da Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e devidamente registrado na Comissão Nacional de Ética em Pesquisa, recebeu, analisou e emitiu parecer sobre a documentação referente ao protocolo de pesquisa e seu respectivo Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme abaixo discriminado:

Título do Projeto:

**“Comparação da simetria craniana através de imagens obtidas de tomografia computadorizada cone beam”**

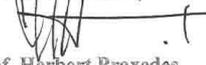
Pesquisadora Responsável:  
**Oswaldo de V. Vilela**

Pesquisadores Colaboradores:  
**Eduardo K. C. Rothier**

Data: 11/06/2010

Parecer: *Aprovado*

Atenciosamente,

  
**Prof. Herbert Praxedes**  
 Coordenador

## Anexo 3

Tabela 3 – Valores obtidos da variável P1-P2, nos momentos T1 e T2, dos lados direito (D) e esquerdo (E).

Paciente	Idade	Gênero	T1 – P1-P2 (D)	T1 – P1-P2 (E)	T2 – P1-P2 (D)	T2 – P1-P2 (E)
1	23	F	3,04	3,05	3,08	2,91
2	23	F	2,56	2,34	2,80	2,47
3	25	M	4,47	4,82	4,87	4,78
4	20	F	2,90	2,55	2,96	2,62
5	23	M	2,26	1,94	1,99	1,87
6	44	F	3,95	3,58	4,22	3,62
7	16	F	2,19	3,88	2,36	3,78
8	8	M	3,94	3,93	3,89	4,01
9	16	M	4,66	3,70	5,13	3,78
10	27	M	3,22	2,43	3,37	2,68
11	48	M	3,77	3,45	3,05	3,30
12	37	F	3,94	4,37	4,03	4,44
13	11	M	4,32	3,18	3,77	3,22
14	23	F	2,53	2,64	2,58	2,72
15	23	F	3,33	5,08	3,89	4,90
16	56	M	2,34	3,38	3,07	3,43
17	11	F	3,89	3,56	4,21	3,67
18	11	M	2,41	2,46	2,68	2,56
19	18	M	3,08	3,16	1,91	3,20
20	8	M	3,56	3,71	3,00	3,65
21	14	F	3,55	3,43	3,65	3,35
22	52	F	4,80	4,81	5,20	4,75
23	9	M	3,84	3,48	3,23	3,40
24	51	F	3,36	4,30	3,21	4,36
25	11	F	4,09	3,25	4,46	3,33
26	14	M	3,11	3,58	3,36	3,45
27	25	F	3,30	3,67	3,37	3,75
28	27	F	3,25	3,46	3,24	3,45
29	29	F	4,86	3,98	4,31	3,80
30	10	F	3,29	2,85	3,21	2,71
31	12	F	3,44	3,05	3,57	3,15
32	37	M	3,17	4,02	3,88	3,95
33	9	F	3,55	3,86	4,21	3,76
34	64	F	3,33	3,69	2,79	3,14
35	37	F	5,35	5,70	5,29	5,65
36	34	M	3,23	3,51	2,69	3,61
37	20	F	3,70	3,94	5,10	4,10
38	26	M	3,00	3,47	2,86	3,53
39	43	F	3,08	2,97	3,12	2,96
40	17	M	2,22	1,40	1,91	1,48
41	25	F	2,78	3,66	3,58	3,81

Tabela 4 – Valores obtidos da variável P3-P4, nos momentos T1 e T2, dos lados direito (D) e esquerdo (E).

Paciente	Idade	Gênero	T1 – P3-P4 (D)	T1 – P3-P4 (E)	T2 – P3-P4 (D)	T2 – P3-P4 (E)
1	23	F	2,21	2,42	2,32	2,44
2	23	F	2,01	1,64	2,14	1,76
3	25	M	2,49	2,23	2,36	2,44
4	20	F	1,52	1,29	1,56	1,41
5	23	M	3,34	3,53	3,23	3,51
6	44	F	4,10	3,53	3,98	3,47
7	16	F	2,14	2,39	2,13	2,46
8	8	M	3,18	2,66	3,27	2,56
9	16	M	4,06	4,41	4,01	4,53
10	27	M	3,02	2,40	3,27	2,20
11	48	M	3,05	3,49	3,18	3,57
12	37	F	3,35	4,81	3,25	4,98
13	11	M	2,23	1,67	2,34	1,67
14	23	F	2,58	1,77	2,70	1,65
15	23	F	2,40	3,58	2,56	3,63
16	56	M	2,46	1,38	2,51	1,43
17	11	F	3,03	3,67	3,15	3,71
18	11	M	3,15	2,98	3,18	3,04
19	18	M	3,36	2,81	3,47	2,76
20	8	M	3,55	2,85	3,41	2,84
21	14	F	2,26	2,62	2,37	2,54
22	52	F	2,28	2,33	2,17	2,44
23	9	M	3,86	4,06	3,70	4,13
24	51	F	3,72	3,82	3,65	3,87
25	11	F	3,07	3,45	3,15	3,30
26	14	M	1,16	2,58	1,27	2,50
27	25	F	2,08	2,34	2,12	2,47
28	27	F	3,40	3,77	3,33	3,50
29	29	F	2,19	2,57	2,31	2,43
30	10	F	2,29	2,86	2,40	2,88
31	12	F	2,03	2,49	2,16	2,21
32	37	M	2,25	3,38	2,14	3,48
33	9	F	2,95	1,94	2,79	2,19
34	64	F	3,57	1,60	3,35	1,74
35	37	F	3,97	2,34	3,85	3,45
36	34	M	3,29	3,03	3,05	3,14
37	20	F	3,02	2,88	3,18	2,95
38	26	M	3,05	2,50	3,07	2,33
39	43	F	3,61	2,03	3,75	2,17
40	17	M	2,51	2,89	2,51	2,64
41	25	F	2,26	2,41	2,22	2,38

Tabela 5 – Valores obtidos da variável P5-P6, nos momentos T1 e T2, dos lados direito (D) e esquerdo (E).

Paciente	Idade	Gênero	T1 – P5-P6 (D)	T1 – P5-P6 (E)	T2 – P5-P6 (D)	T2 – P5-P6 (E)
1	23	F	2,95	3,58	3,16	3,53
2	23	F	2,01	1,75	2,19	1,80
3	25	M	2,45	2,77	2,35	2,95
4	20	F	1,94	3,05	2,17	2,95
5	23	M	2,22	2,50	2,28	2,45
6	44	F	3,02	2,37	3,09	2,56
7	16	F	2,08	2,77	2,16	2,62
8	8	M	2,21	1,85	2,30	2,01
9	16	M	1,66	1,87	1,72	1,87
10	27	M	2,19	2,52	2,08	2,54
11	48	M	3,04	2,58	3,18	2,60
12	37	F	3,21	2,22	3,33	2,17
13	11	M	1,76	1,52	1,87	1,42
14	23	F	3,46	3,89	3,58	3,81
15	23	F	2,54	1,99	2,64	2,13
16	56	M	1,63	1,11	1,93	1,14
17	11	F	3,71	3,38	3,98	3,35
18	11	M	4,20	3,08	3,96	3,09
19	18	M	2,56	2,42	2,75	2,32
20	8	M	1,63	1,75	1,68	1,87
21	14	F	2,22	2,36	2,32	2,34
22	52	F	2,20	2,65	2,25	2,58
23	9	M	3,05	2,42	2,93	2,54
24	51	F	2,69	2,61	2,57	2,68
25	11	F	1,76	1,83	1,88	1,88
26	14	M	2,79	2,77	2,90	2,77
27	25	F	2,67	2,37	2,50	2,21
28	27	F	2,52	2,05	2,60	2,00
29	29	F	1,87	1,71	1,84	1,81
30	10	F	2,81	3,00	2,76	2,89
31	12	F	3,61	2,25	3,69	2,26
32	37	M	1,88	2,92	1,72	3,07
33	9	F	2,76	2,72	2,66	2,86
34	64	F	3,97	1,08	3,96	0,87
35	37	F	3,00	2,27	2,85	2,24
36	34	M	4,09	2,65	3,98	2,69
37	20	F	4,31	1,83	4,15	1,93
38	26	M	4,01	4,20	4,20	4,26
39	43	F	2,12	3,27	2,20	3,43
40	17	M	3,19	3,05	3,20	2,81
41	25	F	2,33	2,12	2,28	1,97

Tabela 6 – Valores obtidos da variável P7-P8, nos momentos T1 e T2, dos lados direito (D) e esquerdo (E).

Paciente	Idade	Gênero	T1 – P7-P8 (D)	T1 – P7-P8 (E)	T2 – P7-P8 (D)	T2 – P7-P8 (E)
1	23	F	4,75	4,74	4,76	4,51
2	23	F	3,08	3,18	3,06	3,29
3	25	M	1,98	2,06	2,28	2,14
4	20	F	1,76	1,67	1,72	1,74
5	23	M	5,48	5,22	5,64	5,17
6	44	F	4,26	3,81	3,96	3,74
7	16	F	2,71	2,10	2,41	2,31
8	8	M	3,13	2,46	2,23	2,49
9	16	M	2,40	7,36	2,63	7,40
10	27	M	3,24	7,62	3,30	7,96
11	48	M	4,03	3,98	4,07	4,12
12	37	F	4,75	4,05	4,93	4,26
13	11	M	4,64	3,98	4,81	4,16
14	23	F	3,82	3,09	4,06	3,21
15	23	F	3,86	4,33	3,68	4,54
16	56	M	3,30	6,13	3,33	6,27
17	11	F	2,74	6,26	2,61	6,02
18	11	M	3,38	5,69	3,37	5,58
19	18	M	4,61	6,99	4,43	6,87
20	8	M	2,69	3,43	2,66	3,32
21	14	F	2,48	4,11	2,54	4,13
22	52	F	3,51	3,98	3,55	4,03
23	9	M	8,53	6,63	8,73	6,52
24	51	F	7,79	5,23	7,56	5,24
25	11	F	2,78	3,88	3,19	3,79
26	14	M	4,04	3,85	3,92	3,97
27	25	F	5,00	6,84	4,97	6,71
28	27	F	4,65	4,78	4,74	4,57
29	29	F	1,69	1,79	1,82	1,77
30	10	F	2,86	3,71	2,79	3,72
31	12	F	4,24	3,53	4,36	3,61
32	37	M	5,16	3,73	4,95	3,70
33	9	F	3,67	1,92	3,42	1,86
34	64	F	8,55	7,98	8,32	7,97
35	37	F	2,32	3,70	2,18	3,85
36	34	M	4,68	4,75	4,56	4,84
37	20	F	4,57	4,99	3,49	5,01
38	26	M	2,99	2,96	3,15	3,16
39	43	F	6,27	4,81	6,44	4,73
40	17	M	3,97	4,49	3,79	4,45
41	25	F	6,29	4,49	6,06	4,57

Tabela 7 – Valores obtidos da variável P9-P10, nos momentos T1 e T2, dos lados direito (D) e esquerdo (E).

Paciente	Idade	Gênero	T1 – P9-P10 (D)	T1 – P9-P10 (E)	T2 – P9-P10 (D)	T2 – P9-P10 (E)
1	23	F	1,81	2,26	1,78	2,29
2	23	F	2,22	2,41	2,32	2,51
3	25	M	2,32	3,69	2,25	3,51
4	20	F	1,93	2,02	2,14	2,17
5	23	M	3,55	2,99	3,47	2,61
6	44	F	4,18	3,08	3,95	3,19
7	16	F	2,44	2,46	2,48	2,32
8	8	M	2,70	2,86	2,67	2,67
9	16	M	3,45	3,26	3,40	2,96
10	27	M	3,00	3,85	3,19	4,01
11	48	M	3,71	3,85	3,77	4,09
12	37	F	2,19	3,05	2,03	3,16
13	11	M	2,39	2,31	2,24	2,52
14	23	F	2,96	2,43	2,79	2,24
15	23	F	3,59	4,37	3,43	4,35
16	56	M	2,39	2,45	3,42	2,57
17	11	F	2,68	3,19	2,60	2,91
18	11	M	2,99	3,07	3,21	3,13
19	18	M	3,29	0,68	3,36	0,84
20	8	M	3,27	3,74	3,17	3,70
21	14	F	2,68	2,25	2,62	2,09
22	52	F	2,39	2,85	2,13	2,98
23	9	M	4,05	2,88	4,15	2,78
24	51	F	3,82	3,86	3,75	3,78
25	11	F	2,27	1,99	2,26	2,13
26	14	M	1,21	2,44	1,77	2,31
27	25	F	3,00	3,31	3,35	3,28
28	27	F	3,17	3,97	2,97	3,89
29	29	F	1,80	2,90	1,91	2,84
30	10	F	2,78	3,18	2,69	3,18
31	12	F	3,15	3,12	2,83	2,98
32	37	M	2,86	2,85	2,74	2,66
33	9	F	2,72	1,87	2,89	1,70
34	64	F	2,98	1,90	2,79	2,06
35	37	F	3,85	3,83	3,76	3,79
36	34	M	3,29	2,89	3,17	2,98
37	20	F	2,48	3,48	2,69	3,43
38	26	M	3,18	2,72	2,91	2,42
39	43	F	2,62	1,34	2,88	1,39
40	17	M	3,29	3,31	3,18	3,21
41	25	F	2,44	3,12	2,33	2,99

