

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA - MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA

ALEJANDRO SÁNCHEZ AYALA

REPRODUTIBILIDADE, CONFIABILIDADE E VALIDADE DE UM MODELO
BIOMECÂNICO TRIDIMENSIONAL DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA DOS
MÚSCULOS ENVOLVIDOS NO MOVIMENTO MANDIBULAR

PONTA GROSSA

2018

ALEJANDRO SÁNCHEZ AYALA

REPRODUTIBILIDADE, CONFIABILIDADE E VALIDADE DE UM MODELO
BIOMECÂNICO TRIDIMENSIONAL DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA DOS
MÚSCULOS ENVOLVIDOS NO MOVIMENTO MANDIBULAR

Dissertação apresentada para obtenção do
título de Mestre em Odontologia pela
Universidade Estadual de Ponta Grossa.
Área de Concentração em Clínica Integrada.
Linha de pesquisa em Propriedades Físico-
Químicas e Biológicas de Materiais.

Orientador^a: Prof^a. Dr^a. Nara Hellen
Campanha Bombarda.

PONTA GROSSA

2018

S211 Sánchez Ayala, Alejandro
Reprodutibilidade, confiabilidade e validade de um modelo bio-
mecânico tridimensional de análise de vantagem mecânica dos mús-
culos envolvidos no movimento mandibular/ Alejandro Sánchez
Ayala. Ponta Grossa, 2018.
160f.; il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração
– Clínica Integrada), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientadora: Profa. Dra. Nara Hellen Campanha Bombarda

1. Movimento mandibular - músculos. 2. Tomografia
computadorizada- feixe cônico. 3. Testes – reprodutibilidade.
4. Testes - validade. 5. Estresse mecânico. I. Bombarda, Nara
Hellen Campanha. II. Universidade Estadual de Ponta Grossa-
Mestrado em Odontologia. III. T.

CDD : 617.6

ALEJANDRO SÁNCHEZ AYALA

Reprodutibilidade, confiabilidade e validade de um modelo biomecânico tridimensional de análise de vantagem mecânica dos músculos envolvidos no movimento mandibular.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto sensu em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Clínica Integrada, linha de pesquisa de Propriedade Físico-Químicas e Biológicas dos Materiais.

Ponta Grossa, 16 de abril de 2018.



Profª Drª Ana Paula Gebert de Oliveira Franco
Universidade Tecnológica Federal do Paraná



Profª Drª Bruna Fortes Bittencourt Cunha
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Profª Drª Nara Hellen Campanha Bombarda
Universidade Estadual de Ponta Grossa

DADOS CURRICULARES

Alejandro Sánchez Ayala

NASCIMENTO 13.01.1987

Lima – Perú

FILIAÇÃO

Isabel Eusebia Ayala de Sánchez.

Alfonso Sánchez Chacaltana.

2009 – 2015

Curso de Graduação em Odontologia da
Universidad San Martín de Porres, Lima –
Perú.

2016 – 2018

Curso de Pós-Graduação em Odontologia da
Universidade Estadual de Ponta Grossa
(UEPG) Nível de Mestrado, Área de
Concentração em Clínica Integrada. Linha de
Pesquisa em Propriedades Físico-Químicas e
Biológicas dos Materiais.

*Isto é para meus pais Isabel e Alfonso, meu irmão Alfonso e minha companheira
Fabiana.*

Todo meu esforço sempre será por vocês.

AGRADECIMENTOS

A Deus por me permitir ser filho seu.

Ao Governo Brasileiro e ao do Paraná pela manutenção do Mestrado em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa.

À Universidade Estadual de Ponta Grossa por me receber nas suas aulas.

À Prof^a. Dr^a Denise Stadler Wambier, coordenadora do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa.

À Prof^a. Dr^a. Nara Hellen Campanha Bombarda por sua dedicação, contribuição acadêmica e sugestões na orientação desta dissertação.

Ao meu irmão Prof. Dr. Alfonso Sánchez Ayala por sua contribuição intelectual e logística na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Manuel Oscar Lagravère Vich por seu aporte direto nesta pesquisa.

À Rafaela Cristina Kolodzejezyk por sua incalculável colaboração na execução deste estudo.

À Prof^a. Dr^a. Vanessa Migliorini Urban por seu incomparável compromisso profissional.

À Bianca Linhares Teleska pela ajuda sempre que eu precisei.

Aos professores do Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Às autoridades e funcionários da Universidade Estadual de Ponta Grossa por criar as condições necessárias para a realização da minha dissertação.

Aos meus pais por seu apoio, compreensão, carinho e amor incondicional.

Sánchez Ayala, A. **Reprodutibilidade, confiabilidade e validade de um modelo biomecânico tridimensional de análise de Vantagem mecânica dos músculos envolvidos no movimento mandibular** [Dissertação] Mestrado em Odontologia. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2018.

RESUMO

O objetivo desse trabalho foi avaliar a reprodutibilidade e os erros de um modelo de Vantagem mecânica tridimensional dos músculos de fechamento mandibular em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), bem como verificar a confiabilidade e a validade dessa análise em relação ao modelo bidimensional convencional. Foram randomicamente selecionadas 30 imagens de TCFC. Para a construção do modelo tridimensional foram identificados os planos de referência Sagital, Mandibular e Frankfurt, assim como os pontos de referência Forame espinhoso (Fs), Násio (N), Gnátio (Gn), Orbital (Or), Pório (Po), Côndilo (Co), CoronóideCoronóide (Cor), Gônio (Go), Istmo (Ne), Pterigoideo (Pt), Ramo (Ra), Tuberosidade zigomática, Suturas temporomalar e maxilomalar, Incisal (In), e Molar (Mo). Para o modelo bidimensional, os cortes tomográficos foram agrupados em construções anteroposteriores. Os planos de referência utilizados foram Frankfurt e Mandibular, e os pontos de referência identificados foram Sela (S), Násio (N), Gnátio (Gn), Orbital (Or), Pório (Po), Côndilo (Co), CoronóideCoronóide (Cor), Gônio (Go), Pterigoideo (Pt), Incisal (In) e Molar (Mo). A partir destes pontos, traçaram-se os braços de esforço para os músculos masseter superficial, masseter profundo anterior e posterior, temporal anterior e posterior, pterigoideo medial e lateral, assim como seus correspondentes braços de resistência no nível incisivo e molar. A Vantagem mecânica para cada músculo foi calculada, em ambos os modelos. Este procedimento foi repetido 3 vezes pelo mesmo examinador principal e repetido 1 vez por outros 2 examinadores. Para cada método, a reprodutibilidade intra-examinador e inter-examinador foi determinada utilizando o coeficiente de correlação intra-classe (CCI), e os erros por meio do cálculo da média das médias das diferenças absolutas, o estimador “Método dos Momentos” e a equação de Dahlberg. A confiabilidade intra-examinador e inter-examinador foi determinada por meio da comparação das médias das médias das diferenças absolutas das variáveis correspondentes de ambos os modelos empregando o teste t de Student pareado. A validade foi igualmente calculada utilizando o teste t de Student pareado ao comparar as médias das medições das 5 repetições de cada modelo. Os valores das coordenadas correspondentes aos pontos cefalométricos tridimensionais demonstraram excelente reprodutibilidade intra-examinador e inter-examinador (CCI: 0,998 – 1,000; $p < 0,0001$). Os dados tridimensionais intra-examinador apresentaram erros menores do que 1,5 mm, o que é considerado clinicamente aceitável. Os erros inter-examinador clinicamente insatisfatórios foram de 1,51 mm a 5,83 mm. Todas as variáveis biomecânicas apresentaram uma reprodutibilidade excelente, mostrando um CCI de 0,919 a 1,000 nas comparações intra-examinador ($p < 0,0001$). Nas comparações inter-examinador, os resultados também podem ser considerados excelentes, embora com menores valores (0,750 – 1,000; $p < 0,0001$). Contudo, o braço de esforço e as vantagens mecânicas nos níveis molar e incisivo nos lado direito e esquerdo do músculo pterigoideo lateral tiveram CCIs menores a 0,500 ($p < 0,05$). Nas comparações intra-examinador, a Vantagem mecânica apresentou variações de apenas 0,00 mm a 0,01 mm e na inter-examinador, 0,01 mm a 0,05 mm. Os valores das coordenadas correspondentes aos pontos cefalométricos bidimensionais demonstraram excelente

reprodutibilidade intra-examinador e inter-examinador (CCI: 0,988 – 1,000; $p < 0,0001$). Os dados bidimensionais intra-examinador apresentaram erros menores do que 1,5 mm, o que é considerado clinicamente aceitável. Os erros inter-examinador clinicamente insatisfatórios foram de 1,93 mm a 3,80 mm. Todas as variáveis biomecânicas apresentaram uma reprodutibilidade excelente, mostrando um CCI de 0,979 a 1,000 nas comparações intra-examinador ($p < 0,0001$). Nas comparações inter-examinador, os resultados foram satisfatórios (0,504 – 0,866; $p < 0,0001$). Os erros intra-examinador foram clinicamente aceitáveis ($< 1,5$ mm), sendo que todas as vantagens mecânicas apresentaram um erro de 0,00 a 0,01 mm. Na análise inter-examinador, os braços de esforço e de resistência mostraram erros que ultrapassaram o limite de 1,5 mm (2,02 mm a 5,44 mm). Todas as vantagens mecânicas apresentaram um erro de 0,01 a 0,08. Na avaliação da confiabilidade, os erros intra-examinador e inter-examinador apresentaram valores diferentes de forma geral ($p < 0,05$). Contudo, na comparação intra-examinador, os pontos de referência Násio, Incisal inferior, Pório e Molar mostraram um erro similar em ambos os métodos. Esta tendência foi observada também para os pontos Gnátio, Incisal inferior, Orbital, Pório, Gônio e Molar na comparação inter-examinador. Com exceção do braço de esforço e das vantagens mecânicas do Temporal anterior ($p < 0,05$), quase a totalidade dos valores das variáveis biomecânicas mostraram equivalência intra-examinador. O contrário aconteceu para todas as comparações inter-examinador ($p < 0,05$). Na comparação das médias das medições das 5 repetições para a determinação da validade, os pontos Násio, Orbital, Pório, Gônio, Coronóide e Molar apresentaram pelo menos equivalência em uma das suas coordenadas entre os modelos tridimensional e bidimensional. Embora com valores clinicamente aceitáveis (diferença de médias $< 0,7$ mm), quase a totalidade das variáveis biomecânicas mostraram valores discrepantes ($p < 0,05$), com exceção do Braço de resistência Molar ($p = 0,093$). A análise de Vantagem mecânica tridimensional em imagens de TCFC apresentou alta reprodutibilidade e erros aceitáveis. Porém, os seus resultados divergem de forma geral do modelo bidimensional. Esta análise pode ser sugerida como ferramenta de pesquisa biomecânica, assim como didática no ensino do sistema mastigatório.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico; Reprodutibilidade dos testes; Viés; Validade dos testes; Estresse Mecânico.

Sánchez Ayala, A. **Reproducibility, reliability and validity of a three-dimensional biomechanical model of mechanical advantage analysis of the muscles involved in the mandibular movement** [Dissertação] Mestrado em Odontologia. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2018.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the reproducibility and the errors of a three-dimensional mechanical advantage model of mandibular closing muscles in Cone beam computed tomography (CBCT) images, as well as to verify the reliability and validity of this analysis in relation to the conventional two-dimensional model. A total of 30 CBCT images were randomly selected. For the construction of the three-dimensional model, the Sagittal, Mandibular and Frankfort reference planes were identified, as well as the landmarks Foramen spinosum (Fs), Nasion (N), Gnathion (Gn), Orbital (Or), Porion (Po), Condylion (Co), Coronoid (Cor), Gonion (Go), Isthmus (Ne), Pterygoid (Pt), Ramus (Ra), Zygomatic tuberosity, Sutures temporomalar and maxilomalar, Incisal (In), and Molar (Mo). For the two-dimensional model, the tomographic sections were grouped into anteroposterior constructions. The reference planes used were Frankfort and Mandibular, and the landmarks identified were (S), Nasion (N), Gnathion (Gn), Orbital (Or), Porion (Po), Condylion (Co), Coronoid (Cor), Gonion (Go), Pterygoid (Pt), Incisal (In), and Molar (Mo). From these points, drew up the lever arms for the superficial masseter, anterior and posterior deep masseter, anterior and posterior temporal, medial and lateral pterygoid muscles, as well as, their corresponding resistance arms on the incisor and molar level. The mechanical advantage for each muscle was calculated. This procedure was repeated 3 times by the same examiner and repeated once by 2 examiners. For each method, reproducibility was determined using the intra-class correlation coefficient (ICC), and errors through the average mean of absolute differences, the estimator "Method of Moments" and Dahlberg equation. Intra-examiner and inter-examiner reliability was determined by comparison of the average mean of absolute differences for corresponding variables from both models using paired Student's t test. Validity was also calculated using paired Student's t test to compare the mean measurements of the five repetitions from both models. The coordinate values corresponding to the tridimensional cephalometric points demonstrated excellent intra-examiner and inter-examiner reproducibility (ICC: 0.998 – 1.000; $p < 0.0001$). The tridimensional intra-examiner data showed errors smaller than 1.5 mm, which is considered clinically acceptable. The clinically unsatisfactory inter-examiner errors were from 1.51 mm to 5.83 mm. All variables presented excellent reproducibility, showing an ICC of 0.919 to 1,000 in the intra-examiner comparisons ($p < 0.0001$). In the inter-examiner comparisons, the results can also be considered excellent, although with lower values (0.750 - 1,000; $p < 0.0001$). However, the lever arm and the mechanical advantages at the molar and incisal level on the right and left sides of the lateral pterygoid muscle had ICCs below 0.500 ($p < 0.05$). In the intra-examiner and inter-examiner comparisons, the mechanical advantage only varied from 0.00 mm to 0.01 mm and 0.01 mm to 0.05 mm, respectively. The coordinate values corresponding to the bidimensional cephalometric points demonstrated excellent intra-examiner and inter-examiner reproducibility (ICC: 0.988 – 1.000; $p < 0.0001$). The intra-examiner tridimensional data

showed errors smaller than 1.5 mm, which is considered clinically acceptable. Clinically unsatisfactory inter-examiner errors were from 1.93 mm to 3.80 mm. All biomechanical variables presented excellent reproducibility, showing an ICC of 0.979 to 1,000 in intra-examiner comparisons ($p < 0.0001$). In the inter-examiner comparisons, the results were satisfactory (ICC: 0.504-0.866; $p < 0.0001$). Intra-examiner errors were clinically acceptable (< 1.5 mm), with all mechanical advantages exhibiting an error of 0.00 to 0.01 mm. In the inter-examiner analysis, the lever and resistance arms showed errors that exceeded the limit of 1.5 mm (2.02 mm to 5.44 mm). All mechanical advantages showed an error of 0.01 to 0.08. In the assessment of reliability, intra-examiner and inter-examiner errors presented different values in general ($p < 0.05$). However, in the intra-examiner comparison, the landmarks Nasion, Lower incisal, Porium and Molar showed a similar error in both methods. This tendency was also observed for the Gnathion, Lower incisal, Orbitale, Porium, Gonion and Molar landmarks in the inter-examiner comparison. With the exception of the lever arm and the mechanical advantages of the anterior temporal ($p < 0.05$), almost all of the values of the biomechanical variables showed intra-examiner equivalence. The opposite occurred for all inter-examiner comparisons ($p < 0.05$). In the comparison of the means of the measurements of the 5 repetitions for the validity determination, the points Nasion, Orbitale, Porium, Gonion, Coronoid and Molar presented at least equivalence in one of its coordinates between the three-dimensional and two-dimensional models. Although with clinically acceptable values (difference of means < 0.15), almost all of the biomechanical variables showed discrepant values ($p < 0.05$), with the exception of the Molar resistance arm ($p = 0.093$). Tridimensional mechanical advantage analysis in CBCT images showed high reproducibility and acceptable errors. However, its results differ in general from the two-dimensional model. This analysis can be suggested as biomechanical research and teaching tools of the masticatory system.

Keywords: Cone beam computed tomography; Reproducibility of result; bias; Validity of tests; Stress, Mechanical.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Alavanca de classe III: F (fulcro), E (esforço) e R (resistência).....	21
Figura 2 -	Vantagem mecânica é igual ao esforço (E) dividido pela resistência (R), ou o comprimento do braço de resistência (r) dividido pelo comprimento do braço de esforço (e). Para existir, seu valor deve ser < 1	23
Figura 3 -	Reconstruções volumétricas desde a tomografia inicial: XZ (frontal), XY (coronal), e YZ (sagital)	44
Figura 4 -	O plano XZ é dirigido de frente para atrás; o plano XY, cima para abaixo, e o YZ, de esquerda para direita.....	45
Figura 5 -	Sistema de coordenadas predeterminado e a origem (0, 0, 0) estabelecidos pelo Avizo Fire	46
Figura 6 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Násio.....	47
Figura 7 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Incisal.....	48
Figura 8 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Gnátio.....	49
Figura 9 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Orbital.....	50
Figura 10 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Sutura maxilomalar.....	51
Figura 11 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Ramo.....	52
Figura 12 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Molar.....	53
Figura 13 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Pterigoideo.....	54
Figura 14 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Coronóide.....	55
Figura 15 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Côndilo.....	56

Figura 16 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Istmo.....	57
Figura 17 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Gônio.....	58
Figura 18 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Forame espinhoso.....	59
Figura 19 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Sutura temporomalar.....	60
Figura 20 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Zyp.....	61
Figura 21 -	Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Pório.....	62
Figura 22 -	Vistas nos planos XZ, XY e YZ das coordenadas do programa Avizo transferidas para o programa Cabri 3D.....	65
Figura 23 -	Superior: Plano de referência Mandibular. Inferior: Plano de referência Sagital.....	66
Figura 24 -	Plano de referência de Frankfurt.....	67
Figura 25 -	Superior: Planos de orientação Frontal e Sagital secundários para a posterior construção das linhas de ação muscular dos Temporais. Inferior: Divisão em terços das linhas Go – Ra e TM – MM para a posterior construção das linhas de ação dos músculos Masseteres...	68
Figura 26 -	Superior: Linha de ação muscular do Masseter superficial. Inferior: Braço de esforço do Masseter superficial.....	69
Figura 27 -	Superior: Linha de ação muscular do Masseter profundo anterior. Inferior: Braço de esforço do Masseter profundo anterior.....	70
Figura 28 -	Superior: Linha de ação muscular do Masseter profundo posterior. Inferior: Braço de esforço do Masseter profundo posterior.....	71
Figura 29 -	Superior: Linha de ação muscular do Temporal anterior. Inferior: Braço de esforço do Temporal anterior.....	72
Figura 30 -	Superior: Linha de ação muscular do Temporal posterior. Inferior: Braço de esforço do Temporal posterior.....	73
Figura 31 -	Superior: Linha de ação muscular do Pterigoideo medial. Inferior: Braço de esforço do Pterigoideo medial.....	74

Figura 32 -	Superior: Linha de ação muscular do Pterigoideo lateral. Inferior: Braço de esforço do Pterigoideo lateral.....	75
Figura 33 -	Superior: Linhas de aplicação de força Molar e Incisal. Inferior: Braços de resistência Molar.....	76
Figura 34 -	Superior: Braços de resistência Incisal. Inferior: Modelo completo....	77
Figura 35 -	Construções bidimensionais de perfil radiográfico ântero-posterior....	80
Figura 36 -	O plano YZ é dirigido de esquerda para direita. Sistema de coordenadas predeterminado e a origem (0, 0) estabelecidos pelo Adobe Photoshop CC.....	81
Figura 37 -	Vista bidimensional do ponto Sela.....	82
Figura 38 -	Vista bidimensional do ponto Násio.....	83
Figura 39 -	Vista bidimensional do ponto Gnátio.....	84
Figura 40 -	Vista bidimensional do ponto Incisal.....	85
Figura 41 -	Vista bidimensional do ponto Orbitário.....	86
Figura 42 -	Vista bidimensional do ponto Pório.....	87
Figura 43 -	Vista bidimensional do ponto Côndilo.....	88
Figura 44 -	Vista bidimensional do ponto Gônio.....	89
Figura 45 -	Vista bidimensional do ponto Coronóide.....	90
Figura 46 -	Vista bidimensional do ponto Pterigoideo.....	91
Figura 47 -	Vista bidimensional do ponto Molar.....	92
Figura 48 -	Transferência dos pontos de referência desde o Adobe Photoshop CC para o Cabri 3D.....	94
Figura 49 -	Superior: Linha S–N e planos de referência Frankfurt e Mandibular. Inferior: Linha de ação muscular do Masseter superficial.....	95
Figura 50 -	Superior: Linha de ação muscular do Temporal anterior. Inferior: Linha de ação muscular do Pterigoideo medial.....	96
Figura 51 -	Superior: Linha de aplicação de força Molar. Inferior: Linha de aplicação de força Incisal.....	97
Figura 52 -	Superior: Braço de esforço do Masseter superficial. Inferior: Braço de esforço do Temporal anterior.....	98
Figura 53 -	Superior: Braço de esforço do Pterigoideo medial. Inferior: Braço de resistência molar.....	99
Figura 54 -	Superior: Braço de resistência Incisal.	

Inferior: Perspectiva demonstrando o modelo completo
bidimensional..... 100

Figura 55 - Ilustração esquemática das avaliações de Vantagem mecânica
executadas para avaliar a reprodutibilidade dos modelos
bidimensional e tridimensional, e a confiabilidade e a validade do
modelo tridimensional em comparação ao modelo bidimensional..... 103

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Descrição dos pontos, planos e outras estruturas anatômicas de referência – 3D	43
Tabela 2.	Definição das linhas de ação muscular e linhas de Resistência 3D.....	64
Tabela 3.	Descrição dos pontos, planos e outras estruturas anatômicas de referência – 2D	78
Tabela 4.	Definição das linhas de ação muscular e linhas de resistência – 2D	79
Tabela 5.	Média e desvio padrão intra-examinador correspondentes aos pontos cefalométricos – 3D	107
Tabela 6.	Média e desvio padrão inter-examinador correspondentes aos pontos cefalométricos – 3D	109
Tabela 7.	Média das médias das diferenças absolutas (MMDA) intra-examinador e inter-examinador (erros) das coordenadas dos pontos cefalométricos – 3D	111
Tabela 8.	Erros das coordenadas intra-examinador dos pontos cefalométricos – 3D	113
Tabela 9.	Erros das coordenadas inter-examinador dos pontos cefalométricos – 3D	115
Tabela 10.	Média e desvio padrão intra-examinador e inter-examinador correspondentes às variáveis biomecânicas – 3D	117
Tabela 11.	Erro intra-examinador correspondente às variáveis biomecânicas – 3D.....	120
Tabela 12.	Erro inter-examinador correspondente às variáveis biomecânicas – 3D.....	123
Tabela 13.	Média e desvio padrão intra-examinador correspondentes aos pontos cefalométricos – 2D	128
Tabela 14.	Média e desvio padrão inter-examinador correspondentes aos pontos cefalométricos – 2D	129

Tabela 15. Média das médias das diferenças absolutas (MMDA) intra-examinador e inter-examinador (erros) das coordenadas dos pontos cefalométricos – 2D	130
Tabela 16. Erros das coordenadas intra-examinador dos pontos cefalométricos – 2D	131
Tabela 17. Erros das coordenadas inter-examinador dos pontos cefalométricos – 2D	132
Tabela 18. Média e desvio padrão intra-examinador e inter-examinador correspondentes às variáveis biomecânicas – 2D	133
Tabela 19. Erro intra-examinador correspondente às variáveis biomecânicas – 2D	134
Tabela 20. Erro inter-examinador correspondente às variáveis biomecânicas	135
Tabela 21. Confiabilidade intra-examinador por meio da comparação das média das médias das diferenças absolutas (mm) das coordenadas dos pontos cefalométricos	139
Tabela 22. Confiabilidade inter-examinador por meio da comparação das média das médias das diferenças absolutas das coordenadas dos pontos cefalométricos	140
Tabela 23. Confiabilidade intra-examinador por meio da comparação das média das médias das diferenças absolutas correspondentes às variáveis biomecânicas	141
Tabela 24. Confiabilidade inter-examinador por meio da comparação das média das médias das diferenças absolutas correspondentes às variáveis biomecânicas	142
Tabela 25. Validade das coordenadas dos pontos cefalométricos (valor absoluto)	143
Tabela 26. Validade correspondente às variáveis biomecânicas	144

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ÂNGULO ANB	Ângulo formado pelo ponto A, Násio (N) e ponto B. O ângulo ANB indica a relação maxila-mandíbula no sentido posterior-anterior.
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
CCI	Coeficiente de correlação intra-classe
CM	Centímetros
CO	Côndilo
COR	CoronóideCoronóide
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
FS	Forame espinhoso
GN	Gnátio
GO	Gônio
IN	Incisivo
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i>
KV	Quilovolt
LINHA S-N	Linha Sela - Násio
MAA	Ponto que divide os terços anterior e médio da linha que une Ra e Go
MAP	Ponto que divide os terços médio e posterior da linha que une Ra e Go
MAS	Miliamperes
MHZ	Megahertz
MM	Milímetros
MM³	Milímetros cúbicos
MME	<i>Method of moment's estimator</i>
MO	Molar
MODBI	Modelo bidimensional
MODTRI	Modelo tridimensional
N	Násio
NE	Istmo (<i>neck</i>)
OR	Orbital

P	Nível descritivo ou probabilidade de significância
PO	Pório
PT	Pterigoideo
RA	Ramo
ZYP	Ponto mais inferior da tuberosidade zigomática

LISTA DE SÍMBOLOS

°	Graus
+ .	Soma ou número positivo
-	Resta ou número negativo
X	Multiplicação ou número de vezes
/	Divisão
=	Igual
<	Menor do que
>	Maior do que
#	Numeral
Σ	Somatória
$\sqrt{}$	Raiz quadrada

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	21
2. REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1. SISTEMAS DE ALAVANCAS MANDIBULARES	25
2.2. ANÁLISES CRANIOMÉTRICAS EM TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS DE FEIXE CÔNICO	30
2.3. COMPARAÇÃO ENTRE ANÁLISES CRANIOMÉTRICAS EM TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS DE FEIXE CÔNICO E O MÉTODO CONVENCIONAL EM RADIOGRAFIAS CEFALOMÉTRICAS LATERAIS	35
3. OBJETIVOS	40
3.1. OBJETIVOS GERAIS	40
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	40
4. MATERIAL E MÉTODOS	41
4.1. AMOSTRA	41
4.1.1. Seleção da amostra	41
4.1.2. Cálculo amostral	41
4.2. MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL	41
4.2.1. Identificação de pontos de referência	41
4.2.2. Construção de planos de referência e linhas de ação muscular	63
4.2.3. Determinação dos braços de esforço e de resistência	63
4.3. MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA BIDIMENSIONAL	78
4.3.1. Identificação de pontos de referência	78
4.3.2. Construção de planos de referência e linhas de ação muscular	93
4.3.3. Determinação dos braços de esforço e de resistência	93
4.4. ANÁLISE DE REPRODUTIBILIDADE E DETERMINAÇÃO DOS ERROS PARA OS MODELOS DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL E BIDIMENSIONAL	101

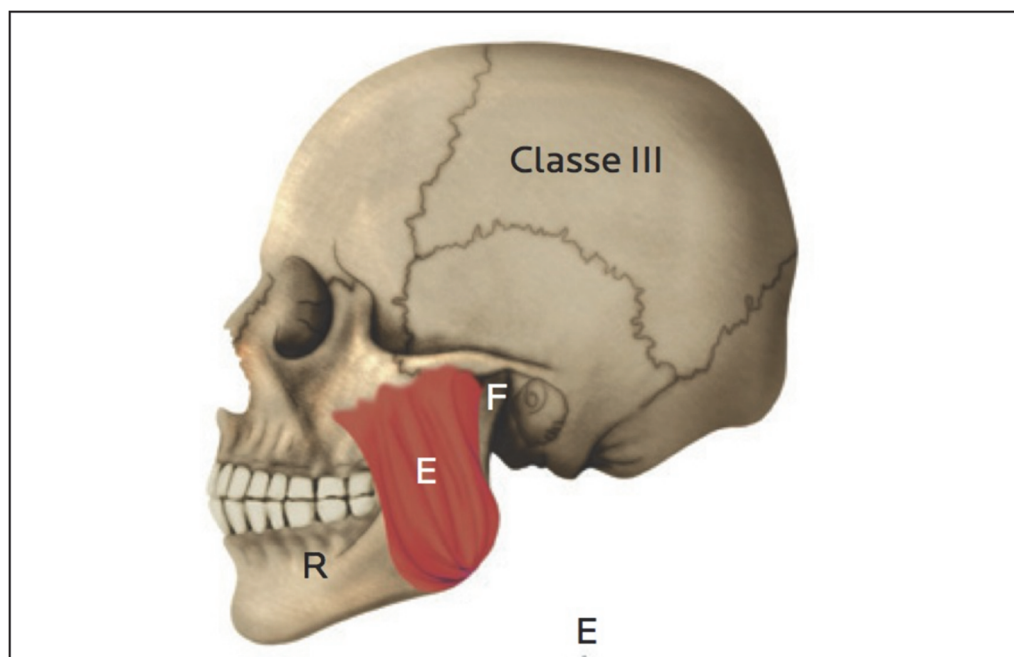
4.5.	ANÁLISE DE CONFIABILIDADE E VALIDADE DO MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL	102
5.	RESULTADOS	104
5.1.	REPRODUTIBILIDADE E DETERMINAÇÃO DOS ERROS PARA O MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL	104
5.2.	REPRODUTIBILIDADE E DETERMINAÇÃO DOS ERROS PARA O MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA BIDIMENSIONAL	126
5.3.	CONFIABILIDADE E VALIDADE DO MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL	136
6.	DISCUSSÃO	145
6.1.	REPRODUTIBILIDADE E DETERMINAÇÃO DOS ERROS PARA O MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL	147
6.2.	REPRODUTIBILIDADE E DETERMINAÇÃO DOS ERROS PARA O MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA BIDIMENSIONAL.....	149
6.3.	CONFIABILIDADE E VALIDADE DO MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL	150
7.	CONCLUSÃO	153
	REFERÊNCIAS	154
	ANEXO A - Comitê de Ética	158
	ANEXO B - Cálculo amostral	160

1. INTRODUÇÃO

A investigação em reabilitação oral envolve desafios científicos destinados à evolução das propriedades físicas e químicas de novos biomateriais, assim como o conhecimento dos diferentes aspectos biomecânicos do sistema mastigatório a ser reabilitado e da forma como este reage perante diversas condições e alternativas de tratamento.¹⁻³ Biomecânica, parte da biofísica, é o estudo funcional da morfologia, aplicando os princípios e métodos mecânicos aos organismos vivos⁴⁻⁶. A biomecânica externa examina as forças que agem sobre o corpo humano, enquanto a interna analisa a distribuição das cargas geradas pelos músculos sobre os ossos, as articulações e demais tecidos envolvidos.⁵

Os movimentos mandibulares são controlados e regulados pelo sistema neuromuscular, e determinados pelas articulações temporomandibulares direita e esquerda e a oclusão dentária.^{7,8} Contudo, o movimento mandibular pode ser biomecanicamente simplificado como um sistema de alavancas de classe III. Em condições ideais, o fulcro é representado pela articulação temporomandibular, em torno do qual a mandíbula gira livremente como uma barra rígida; o esforço ou força gerada é fornecida pelos músculos mastigatórios; e a resistência ou força aplicada ou de resistência é determinada pelo contato dentário.⁷ Assim, o esforço é disposto entre o fulcro e a resistência.⁸ (Figura 1).

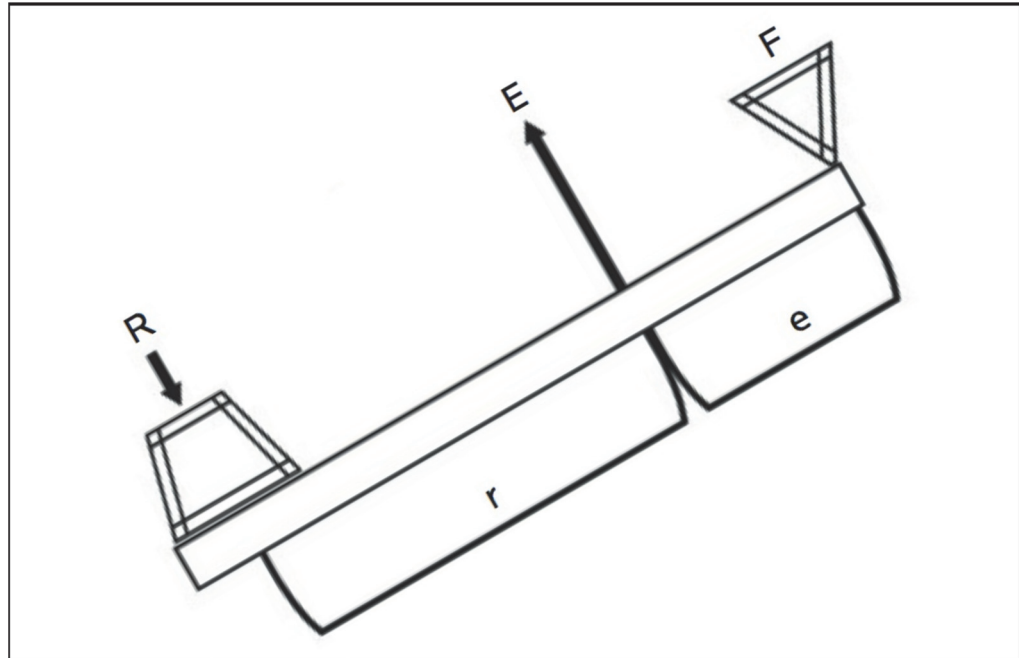
Figura 1. Alavanca de classe III: F (fulcro), E (esforço) e R (resistência)⁵



Um sistema de alavanca estará em equilíbrio, quando o produto do esforço multiplicado pela distância de seu ponto de aplicação ao fulcro for igual ao produto da força da resistência multiplicado pela distância de seu ponto de aplicação ao fulcro. Como consequências adaptativas, o desequilíbrio pode eventualmente condicionar a sobrecarga dos dentes, ligamento periodontal, músculos e articulações.⁹ Estudos clínicos têm mostrado a relação entre morfologia craniofacial e função muscular, estimada por meio do registro da força máxima de mordida,¹⁰ atividade eletromiográfica,¹¹ ou pela medição da espessura muscular transversal através de tomografia computadorizada,¹² ressonância magnética¹³ e ultrassonografia¹⁴.

Modelos biomecânicos têm sido desenvolvidos para estimar a força muscular e a resistência de mordida baseados no conceito da Vantagem mecânica, a qual indica eficiência na geração de força de um músculo mastigatório em uma determinada posição oclusal^{5,15}(Figura 2). Embora o estudo da Vantagem mecânica mastigatória possa ser considerado apenas como uma ferramenta didática para entender a base biomecânica dos movimentos mandibulares, esta técnica tem também oferecido dados sobre crescimento e desenvolvimento,¹⁶ mudanças pós-ortodônticas¹⁷ e pós-cirúrgicas¹⁸ na morfologia craniofacial. Não obstante, apenas abordagens bidimensionais por meio de radiografias cefalométricas laterais têm sido aplicadas.¹⁵⁻

Figura 2. Vantagem mecânica é igual ao esforço (E) dividido pela resistência (R), ou o comprimento do braço de resistência (r+e) dividido pelo comprimento do braço de esforço (e). Para existir, seu valor deve ser < 1 .⁵



Radiografias bidimensionais têm as desvantagens da difícil identificação em uma única vista das estruturas envolvidas, superposição das imagens consequente da assimetria craniomandibular natural, e a necessidade de transferir cálculos bidimensionais a estruturas tridimensionais. Construções matemáticas tridimensionais dos músculos mastigatórios têm sido também calculadas na base de séries de varreduras de ressonância magnética frontal, horizontal, sagital e oblíqua^{19,20}. Embora este método possua alta reprodutibilidade e represente um alcance mais palpável da musculatura individual de um paciente, pode ser considerada clinicamente complicada sua aplicação, devido aos extensos cálculos matemáticos necessários.

Qualquer método que vier a ser proposto com objetivo de proporcionar uma melhor compreensão no estudo da análise da Vantagem mecânica dos músculos mastigatórios deveria ser reprodutível, confiável e passar por um processo de validação. A reprodutibilidade é a variação das médias obtidas por diferentes operadores utilizando o mesmo equipamento de medição. A confiabilidade é a consistência de um conjunto de medições ou de um instrumento de medida. A validade extrai conclusões válidas sobre os efeitos de variáveis independentes sobre o grupo em estudo.

A utilização de tomografia computadorizada de feixe cônico propõe uma forma integral de visualização tecidual para diagnóstico e planejamento em diferentes áreas da Odontologia. Desta forma, visando as vantagens de um estudo tridimensional de aplicação didática e clínica imediatas, esta dissertação notou pertinente a apresentação de um modelo de análise de Vantagem mecânica utilizando imagens tomográficas computadorizadas de feixe cônico; a determinação da Reprodutibilidade e Erro intra-examinador e inter-examinador, e o cálculo da Confiabilidade intra-examinador e inter-examinador e da Validade do mesmo em comparação com a análise de Vantagem mecânica bidimensional convencional.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. BIOMECÂNICA E SISTEMAS DE ALAVANCAS MANDIBULARES

Fernandes Neto, Neves e Simamoto Jr. (2013)⁵ manifestam que a manutenção da ordem é um importante conceito na biologia, e seu primeiro objetivo é entender o organismo vivo, homeostático, na busca da estabilidade de seu meio interno. Um ponto significativo no processo evolutivo é que o organismo vivo tem seu próprio meio de manutenção, que lhe assegura a normalidade. É nesse nível de adaptação que a biomecânica e a função tornam-se mais expressivas. Embora a biomecânica busque enfatizar as partes móveis que realizam e controlam o comportamento, nos organismos mais desenvolvidos, o sistema que torna os movimentos efetivos é o sistema nervoso central. Ele é o seletor que decide a resposta reflexa, a memória e o curso por meio do qual o retorno mais eficiente ao estado de equilíbrio pode ocorrer. Em suas interações com o ambiente, o organismo deve obedecer às leis da física em todos os aspectos de sua estrutura. Por isso, é conveniente que os profissionais da área da Odontologia tenham conhecimento sobre os fundamentos da biomecânica. O mais importante dos mecanismos básicos de transmissão e modificação de forças nos sistemas biológicos é o princípio de alavanca, cujo propósito é multiplicar a força e facilitar o movimento. Todo organismo vivo ou uma de suas partes ou projeção, particularmente uma extensão rígida (extremidades), em repouso ou em movimento em uma superfície, está sujeito a forças que agem sobre ele que atuam como uma alavanca simples. Geralmente estas alavancas são Classe III, pois os músculos se inserem próximos às articulações (fulcro) em uma extremidade, enquanto o movimento é feito na extremidade oposta. Esses músculos trabalham em desvantagem mecânica porque o comprimento do braço de esforço (muscular) é menor do que o comprimento do braço de resistência. Contudo, as vantagens compensadoras desse arranjo são a compactação do corpo e a velocidade do movimento. Assim, variações na proporção entre o braço de esforço e o braço de resistência podem alterar as relações de força e velocidade (eficiência ou Vantagem mecânica). Uma pequena contração de um músculo próximo ao fulcro induz um movimento rápido e mais extenso da extremidade. Visto que os músculos só podem exercer trabalho contraindo-se, forças antagonistas devem restabelecer seu estado

original. Alguns poucos músculos como o pterigoideo lateral trabalham contra uma força não muscular, e seu relaxamento permite a ação oposta.⁵

Dicker et al. (2012a)¹⁹ quantificaram a mudança de direção e dos braços de momento muscular (braço de esforço) do masseter e do pterigoideo medial induzidos por cirurgia de avanço mandibular. O desempenho biomecânico dos músculos mastigatórios depende de forma geral do tamanho muscular, força muscular intrínseca, direção e braço de momento dos músculos, e a regulação e controle neuromuscular responsáveis pela programação motora e estratégias de coativação. Uma redução na área transversal e no volume dos músculos masseter e pterigoideo medial é detectada imediatamente e após 10 – 48 meses de osteotomia bilateral dividida sagital (com possibilidade de se tornar permanente). Consequentemente, espera-se um enfraquecimento da performance mastigatória, a menos que uma mudança hipotética na direção desses músculos compense essa perda. Foram recrutados 16 pacientes, 8 do sexo feminino, com hipoplasia mandibular. A idade média dos pacientes no momento da cirurgia foi de 27 anos (16 – 45 anos). Nenhum dos pacientes apresentou marcada assimetria facial ou teve sintomas de disfunção temporomandibular. Oito pacientes apresentaram o ângulo do plano mandibular (Sela-Násio/Gônio-Mento) de menos de 39° (rosto curto, Grupo I). Os outros 8 pacientes tinham um ângulo de 39° ou mais (rosto longo, Grupo II). Todos os pacientes tiveram tratamento ortodôntico antes e após a cirurgia. Para avançar a mandíbula, foi realizada em todos os pacientes uma osteotomia bilateral dividida sagital. Nos pacientes do Grupo II, foi realizada uma osteotomia de Le Fort com intrusão posterior, para evitar a rotação no sentido anti-horário da mandíbula. A morfologia craniofacial foi avaliada em radiografias cefalométricas laterais pré-operatórias. A quantidade de avanço mandibular alcançado na cirurgia foi determinada igualmente em cefalométricas laterais pré-operatórias e 1 dia pós-operatório. A rotação sagital dos segmentos proximais (segmentos bucais de ambos os corpos posteriores da mandíbula, ramos ascendentes, gônios e côndilos) foi avaliada medindo a diferença do ângulo entre o plano de varredura axial e a tangente ao lado dorsal do ramo ascendente utilizando imagens de ressonância magnética. As ressonâncias foram realizadas antes do tratamento ortodôntico, após a conclusão do tratamento e de 10 – 63 meses pós-tratamento. Com estas imagens, a direção dos músculos no plano sagital foi quantificada pelo ângulo entre a projeção da linha centroide (linha representativa muscular geral) e o eixo vertical no plano sagital. A direção no plano

frontal foi calculada usando o ângulo entre a projeção da linha centroide e o eixo vertical no plano frontal. Os braços de momento sagital e frontal foram definidos como a distância perpendicular desde projeção da origem no côndilo direito até a projeção das linhas centroides nos planos sagital e frontal, respectivamente. Este estudo mostrou que mudanças direcionais em um plano sagital dos músculos estudados ocorreram apenas no grupo com ângulo do plano mandibular maior de 39°. Esse achado pode ser atribuído à rotação ascendente dos segmentos proximais em pacientes com tendência ao rosto longo. Ainda neste estudo, a rotação ascendente ocorreu em menor grau nos pacientes com tendência ao rosto curto. Em média, os braços sagital e frontal não mudaram após a cirurgia.

Utilizando esta mesma amostra cirúrgica, Dicker et al. (2012b)²⁰ analisaram os efeitos da mudança de direção e dos braços de momento muscular (braço de esforço) e da força de mordida (braço de resistência) dos músculos masseter e pterigoideo medial na carga estática e dinâmica dos côndilos induzidos pelo avanço mandibular. Este procedimento pode dar origem à remodelação e reabsorção condilar, com subsequente recaída esquelética. Sujeitos com rosto longo, em particular mulheres, são mais propensos a esta condição do que aqueles com rosto curto. Assim, uma modificação pós-operatória no carregamento da articulação temporomandibular pode ser uma razão para essas alterações degenerativas. A hipótese a ser testada foi que o carregamento nas articulações depende da magnitude, da direção e do braço de momento da força muscular mandibular, e da força de mordida. Todas as medições foram igualmente executadas antes e depois do procedimento cirúrgico. A rotação dos côndilos foi mensurada em imagens de ressonância magnética. Os braços de momento muscular dos músculos analisados foram calculados tridimensionalmente como previamente descrito. Os braços de momento da força de mordida foram medidos bidimensionalmente nas imagens oblíquas/sagitais das ressonâncias paralelas ao ramo mandibular no nível do primeiro molar inferior. Outro modelo bidimensional foi construído para avaliar o carregamento estático dos côndilos. Os dados sobre a área transversal, o volume e a direção dos músculos foram introduzidos em modelos dinâmicos tridimensionais para avaliar o carregamento dos côndilos durante a abertura e o fechamento. Pós-cirurgicamente, apenas pequenos aumentos na carga condilar estática foram detectados. O carregamento dinâmico diminuiu ligeiramente. Foram observadas rotações menores dos côndilos. Os resultados não

suportaram a premissa de que o aumento do carregamento condilar após cirurgia de avanço mandibular é uma causa séria para reabsorção condilar e recaída.

O desempenho mastigatório de indivíduos com morfologia craniofacial de face longa é consideravelmente reduzido em comparação aos indivíduos com uma verticalidade normal na forma do crânio, fator apontado repetidamente como um determinante importante desse padrão de crescimento excessivamente vertical. Van Spronsen (2010)²¹ avaliou a validade dessa suposição analisando os dados geométricos dos músculos de fechamento da mandíbula de 54 indivíduos adultos do sexo masculino com diferentes formas craniofaciais verticais obtidas a partir de exames de imagem de ressonância magnética e que não apresentassem distúrbios na articulação temporomandibular. Foram excluídos indivíduos que apresentassem mais de um dente faltante, exceto os terceiros molares. Segundo a proporção da altura inferior anterior e da altura total anterior da face, os sujeitos foram agrupados em 14 de face longa ($25,9 \pm 5,6$), 9 de face curta ($28,6 \pm 9,2$) e 31 com forma craniofacial normal ($28,8 \pm 4,0$). Para os masseteres e pterigoideos mediais, as varreduras de ressonância magnética foram tomadas em ângulo de 30° em relação ao plano horizontal de Frankfurt, para o músculo temporal foram usadas varreduras axiais, e para o pterigoideo lateral e digástrico anterior foram usadas varreduras coronais. Assim foi avaliado tamanho, a orientação superficial, média e profunda dos músculos mandibulares, a Vantagem mecânica bidimensional, e a geometria mandibular transversal. O momento do braço do primeiro molar mandibular foi medido considerando que as forças máximas de mordida molar foram exercidas perpendicularmente ao plano oclusal. Assim, verificou-se que os músculos de fechamento mandibular em sujeitos com face longa são até 33% menores em comparação a sujeitos normais, enquanto a diferença na orientação espacial e na Vantagem mecânica foi menos pronunciada. As predições da força de mordida superestimaram as forças de mordida dos sujeitos com face longa, provavelmente atribuíveis a uma força intrínseca reduzida dos músculos mandibulares destes indivíduos. Como os músculos mandibulares dos sujeitos com face longa apresentam um tamanho reduzido (aspecto quantitativo), bem como uma força intrínseca reduzida (aspecto qualitativo), a ocorrência de distrofia por desuso dos músculos mastigatórios durante o desenvolvimento da morfologia da face longa é plausível. Portanto, é um cenário realista de que o tamanho reduzido dos músculos mandibulares na face longa é o efeito, em vez da causa de seu padrão de crescimento vertical excessivo.

Charalampidou et al. (2008)¹⁵ tiveram como objetivo investigar a relação entre a morfologia craniofacial vertical e a espessura do músculo masseter, avaliando a Vantagem mecânica em crianças. A amostra compreendeu 72 crianças selecionadas a partir de uma casuística ortodôntica privada. A idade dos sujeitos foi de 8,5 – 9,5 anos, 36 do sexo feminino e 36 do sexo masculino, apresentando qualquer maloclusão dentária ou esquelética, com presença de primeiros molares permanentes e pelo menos os segundos molares decíduos, sem assimetrias faciais e distúrbios na articulação temporomandibular, anomalias congênitas ou de desenvolvimento, e com disponibilidade de radiografia cefalométrica lateral e sem histórico de tratamento ortodôntico prévio. Todas as crianças foram examinadas pelo mesmo operador utilizando um ultrassom portátil (Pie Medical Scanner 480) em tempo real com um transdutor de matriz linear de 7,5 MHz. A espessura do masseter foi medida bilateralmente na porção mais espessa do mesmo e as gravações foram realizadas tanto no relaxamento quanto em contração, com o indivíduo em posição vertical, estando o transdutor posicionado perpendicularmente ao ramo mandibular. As medições foram realizadas duas vezes com intervalo de pelo menos 5 minutos entre as duas gravações, sendo a espessura calculada como a média entre as medidas dos dois lados. A Vantagem mecânica foi medida por um único observador nas radiografias cefalométricas laterais e definida como a relação entre o braço de momento do masseter e o braço de momento da força de mordida. Duas proporções lineares (proporção da altura facial total pósterio-anterior e proporção entre a altura facial anterior superior e a inferior) e três medidas angulares (ângulo intermaxilar, ângulo do plano mandibular e ângulo gonial) foram utilizadas para descrever a morfologia craniofacial vertical. A espessura média do masseter foi maior no grupo masculino em condições de relaxamento e contração. Não houve diferenças de sexo para a Vantagem mecânica ou para as medidas de morfologia craniofacial vertical. Nas mulheres, existiu uma associação positiva entre a espessura do músculo masseter e sua Vantagem mecânica. A análise de regressão múltipla mostrou uma associação positiva entre as proporções de altura facial anterior e posterior em ambos os sexos e uma associação negativa entre a espessura do masseter e o ângulo intermaxilar nas mulheres. Isto indica que os indivíduos com músculos masseteres mais fortes têm uma altura facial posterior aumentada para uma determinada altura facial anterior, e que nas mulheres houve maior associação entre o músculo masseter e a morfologia craniofacial vertical.

2.2. ANÁLISES CRANIOMÉTRICAS EM TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS DE FEIXE CÔNICO

Em um sistema tridimensional, o Frankfurt horizontal convencionalmente é um plano que intercepta ambos os Pórios e o Orbital esquerdo. Contudo, outras combinações de pontos também foram usadas para definir este plano em cefalometria tridimensional. Estas variações baseiam-se na hipótese de que estas não afetariam a análise. Dos Santos et al. (2017)²² investigaram a validade desta hipótese. O material incluiu tomografias computadorizadas de feixe cônico, obtidos da Divisão de Arquivo de Radiologia Oral na Universidade de Campinas, de 82 indivíduos adultos, 27 homens e 55 mulheres, com idade entre 18 e 32 anos e relação molar Classe I de Angle. Estas imagens possuíam um grande campo de visão (diâmetro de 16 cm e altura de 13 a 22 cm), tamanho de voxel de 0,4 mm³ ou menos. Foram excluídos indivíduos que apresentavam deformidades faciais, que haviam passado por cirurgia nos ossos da face e dados de tomografia que apresentassem ruídos. Foram consideradas sete configurações do plano de Frankfurt que permitiram a reconstrução dos 82 crânios (Pórios e Orbital esquerdo, Pórios e Orbital direito, Pórios e ponto médio entre Orbitais, Pório esquerdo e Orbitais, Pório direito e Orbitais, ponto médio entre Pórios e Orbitais, e os quatro pontos de referência incluídos no plano pelos mínimos quadrados). Seis medidas laterais cefalométricas de tecido duro relacionadas ao plano de Frankfurt foram realizadas para cada configuração. As diferenças de medição foram calculadas para cada par de configurações do plano de Frankfurt. Para a variação intra-examinador foram considerados a média e o desvio padrão das diferenças entre duas observações. Com base nas análises de Bland-Altman, esses valores foram usados para calcular os limites do acordo, com intervalos de confiança de 95% em torno dos limites, para cada medição cefalométrica 3D de tecido duro. O número de ocorrências de diferenças maiores que os limites considerados foram contadas para cada uma das 6 medidas. Apenas 3 dos 21 pares de configurações não tiveram ocorrências para as 6 medidas: Pórios e ponto médio entre Orbitais – ponto médio entre Pórios e Orbitais, Pórios e ponto médio entre Orbitais – 4 pontos incluídos, e ponto médio entre Pórios e Orbitais – quatro pontos incluídos. Nenhuma medida não teve ocorrências para os 21 pares de configurações. As configurações baseadas no lado esquerdo ou direito e as duas orbitais tiveram o maior número de ocorrências para as seis medidas. Assim, conclui-se que a hipótese analisada não é verdade, ou

seja, a variação na configuração do plano de Frankfurt produz diferentes valores de medidas cefalométricas e a definição padrão deste plano deve ser usado para aumentar a precisão desses valores e reduzir a probabilidade de resultados clínicos díspares ou errôneos.

A posição dos incisivos inferiores é um fator fundamental no planejamento e resultado do tratamento ortodôntico. A posição inicial dos incisivos inferiores e a morfologia do osso de suporte não afeta apenas a escolha das manobras terapêuticas, mas também a designação dos métodos para o movimento incisivo. Portanto, é importante avaliar a morfologia alveolar anterior antes de iniciar o tratamento ortodôntico. No entanto, foi sugerido que a avaliação da morfologia alveolar pode ser interpretada de forma diferente usando diferentes referenciais em duas dimensões ou em cefalometria tridimensional. Devido à ampliação projetada e erro de rastreamento, é quase impossível para as radiografias cefalométricas investigar a espessura e a inclinação lábio lingual do osso alveolar na região dos incisivos centrais inferiores. Assim, Wang et al. (2012)²³ tiveram como objetivo propor um método para estabelecer o plano Mandibular como sistema de referência, que poderia ser restabelecido de acordo com as coordenadas dos pontos de referência e, em seguida, facilitar a avaliação da morfologia alveolar anterior usando a tomografia computadorizada de feixe cônico. Foram selecionados aleatoriamente 60 pacientes adultos do sexo feminino, com idade entre 18 e 25 anos, com protrusão bimaxilar, clinicamente simétricos, sem discrepância entre relação cêntrica e máxima intercuspidação, ângulo ANB (0° a $+5,0^\circ$, média $+3,2^\circ$), com incisivos superiores e inferiores sem apinhamento severo, sem tratamento ortodôntico prévio e higiene bucal aceitável, e sem agenesia congênita de incisivos nem doença periodontal óbvia. Em seguida, as varreduras tomográficas (scanner Galileo) reconstruíram modelos de mandíbulas inteiras tridimensionais. Os pontos de referência, Gnátios e Gônios, de ambos os lados, que determinaram o traçado do plano Mandibular foram posicionados nas vistas coronal, axial e sagital, e os mesmos foram exatamente localizados registrando suas coordenadas. Como resultado, a referência do plano Mandibular no modelo tridimensional foi exatamente desenhada e as coordenadas registradas localizaram com precisão os pontos de referência. Assim, com base no estabelecimento da referência tridimensional do plano Mandibular, a avaliação da morfologia alveolar anterior de incisivos centrais inferiores puderam ser feitas. Este

modelo permitiu construir um plano mandibular com alta reprodutibilidade intra-examinador e inter-examinador.

Damstra et al. (2011)²⁴ determinaram a confiabilidade e o erro de medição de 17 medições cefalométricas de uso comum feitas em imagens tridimensionais de tomografia computadorizada com feixe cônico. Foram selecionados aleatoriamente 25 exames com 0,30-voxel de resolução de 13 homens e 12 mulheres e média de idade de 25,8 anos (11,7 – 49,5 de anos). Foram excluídos indivíduos com assimetrias faciais (acima de 4 mm a partir do plano sagital mediano). As referências foram: Sela túrcica (S), Násio (N), Espinha nasal anterior (ANS), ponto A (A), borda incisal superior (Isi), ápice incisal superior (Isa), borda incisal inferior (Iii), ápice incisal inferior (Iia), ponto B (B), Pogônio (Pog), Gnátio (Gn), Mento (Me), Básio (Ba), Gônio (Go), Côndilo (Co), Orbital (Or), Pório (Po) e ponto maxilar posterior (PMP), e os planos de Frankfurt (FHPL), Palatal (PPL) e Mandibular (MdPL). As medições angulares foram: entre S e A com seu vértice em N (SNA), entre S e B com seu vértice em N (SNB), entre os pontos A e B com seu vértice em N (ANB), entre uma linha através de S e N e a FHPL no plano sagital (SN-FHPL), entre uma linha através de S e N e a PPL no plano sagital (SN-PPL), entre uma linha que liga S e N e o MdPL no plano sagital (SN-MdPL), entre o PPL e o MdPL no plano sagital (PPL-MdPL), entre N e Gn com seu vértice em S (eixo y), entre uma linha através de Isi e Isa e a FHPL no plano sagital (U1-FHPL), entre uma linha através de Iii e Iia e o MdPL no plano sagital (L1-MdPL), entre uma linha através de Iii e Iia e a FHPL no plano sagital (L1-FHPL), e entre N e Ba com seu vértice em S (BaSN). As medições lineares foram: entre ANS e Me (ANS-Me), entre o Co direito e o ponto A (Co-A), entre o Co e Gn direitos (Co-Gn), entre Me e N (AFH) e entre S e o ponto médio entre ambos os Go (PFH). A confiabilidade (reprodutibilidade) foi calculada ao comparar as diferenças absolutas entre as medições obtidas duas vezes por 2 examinadores durante 2 sessões com pelo menos 1 semana de intervalo. O erro de medição foi determinado por meio da menor diferença detectável. Assim, após as análises notou-se que não houve diferença entre as sessões de medição ou examinadores e que houve grandes variações de erros de medição entre as variações angular (CCI = 0,88 – 6,29) e linear (CCI = 1,33 – 3,56 mm). O maior erro de medição foi associado às medidas dentárias U1-FHPL, L1-MdPL. e L1-FHPL (CCI = 3,80 – 6,29). O ângulo ANB foi o único variável com um erro de medição de 1 ou menos para ambos os examinadores. A concordância intra-examinador de todas as medições foram muito boas (CCI = 0,86 – 0,99). Exceto para SN-FHPL (CCI = 0,76), a

concordância inter-examinador foi muito boa ($CCI > 0,88$). Conclui-se que os erros de medição das medições cefalométricas tridimensionais (exceto para o ângulo ANB) pode ser considerado clinicamente relevante. Isso questiona o uso de medições tridimensionais linear e angular para detectar efeitos de tratamento verdadeiros quando um alto nível de precisão é necessário.

Lagravèvere et al. (2009)²⁵ tiveram como objetivo avaliar a confiabilidade (reprodutibilidade) intra-examinador e inter-examinador de pontos de referência gerados em tomografia computadorizada de feixe de cônico, utilizados em cefalometria bidimensional tradicional. Para tal propósito, 24 registros tomográficos (NewTom 3G) foram selecionados aleatoriamente de pacientes adolescentes que participaram de um ensaio clínico envolvendo tratamentos de expansão maxilar. O examinador principal localizou os pontos de referência cinco vezes, e outros quatro examinadores localizaram os mesmos pontos de referência uma vez. Os valores de confiabilidade intra-examinador e inter-examinador foram determinados usando coeficientes de correlação intra-classe (CCI). Para interpretar clinicamente a identificação dos pontos de referência, as diferenças das médias das medições para cada coordenada tridimensional x, y e z foram determinadas a partir das avaliações repetidas. Os pontos de referência foram separados em grupos com respeito à região que representaram e depois foram comparados através de análise de variância. A confiabilidade intra-examinador e inter-examinador (CCI) para as coordenadas x, y e z para todos os pontos de referência foram aceitáveis, sendo todos maiores que 0,80. A maioria das médias das diferenças das medições obtidas nos ensaios (*trials*) do investigador principal em todos os três eixos foram inferiores a 1,5 mm. As médias das diferenças das medições inter-examinador geralmente foram maiores do que as diferenças intra-examinador. As maiores discrepâncias foram encontradas nos pontos Orbital esquerdo (3,61 mm no eixo x), Orbital direito (2,39 mm no eixo y), e Piriforme (2,68 mm no eixo z). Com base nos resultados obtidos, os melhores pontos de referência para uso na verificação de resultados de tratamento de expansão são Ectomolar, face vestibular e ápices dos molares superiores, pré-molares superiores e caninos superiores, e faces vestibulares dos molares inferiores e caninos inferiores. Assim mesmo Forame espinhoso, ELSA, meato auditivo externo e forame dorsal magno demonstraram confiabilidade apropriada e poderiam ser usados para determinar um sistema padrão de referência. Entretanto, são necessárias análises adicionais para verificar sua aplicabilidade.

Quanto aos erros de projeção radiográfica, a ampliação e distorção das estruturas esqueléticas e dentárias desempenham papéis importantes. A ampliação ocorre porque os feixes de raios x são originários de uma fonte que não é paralela a todos os pontos do objeto que está sendo examinado. A distorção ocorre devido a ampliação diferente entre vários planos. Assim, a proposta inicial de um dos primeiros estudos de Lagravère et al. (2008)²⁶, pioneiros na avaliação tridimensional ortodôntica, foi avaliar a precisão das medidas feitas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico em comparação com medidas feitas em uma máquina de medição de coordenadas, considerada o padrão-ouro. Para tanto, dez marcadores de titânio, de 6 mm de diâmetro por 3 mm de altura e com um centro oco onde o ponto mais profundo marca o centro de gravidade, foram colocados em uma mandíbula sintética. Em seguida, coordenadas dos pontos de referência e medições angulares e lineares foram determinadas com a máquina de medição. Os dados foram obtidos 3 vezes com uma semana entre cada aquisição. As imagens tridimensionais de 9 e 12 polegadas foram tiradas 4 vezes da mandíbula com o tomógrafo NewTom 3G, sendo duas de 9 polegadas e duas de 12 polegadas, e coordenadas dos pontos de referência e medições lineares e angulares foram obtidas. É importante destacar que como o modelo não apresentava tecido mole, o que resultaria em imagens tomográficas escuras, simulou-se o mesmo através de uma caixa de plástico acrílico (26 x 24,6 x 22 cm) cheia de água, que possibilitou um valor de atenuação causado normalmente pelo tecido mole sem necessitar de alterações na configuração do tomógrafo. Para as análises lineares, a fórmula da distância euclidiana foi aplicada porque ambos utilizavam sistemas de coordenadas semelhantes. Ademais, medições angulares foram obtidas formando 10 triângulos aleatórios com diferentes orientações no espaço. Como cada triângulo tem 3 ângulos, 30 ângulos foram medidos por método de análise. Os ângulos obtidos com as imagens do NewTom variou menos de um grau com as mesmas medidas da máquina de medição. Após as análises, notou-se que o coeficiente de correlação intra-classe das coordenadas foi quase perfeito entre as imagens tridimensionais tomográficas e as medidas executadas com a máquina de medição. Assim mesmo não foram encontradas diferenças entre as medições lineares e angulares das imagens tridimensionais tomográficas e as medidas executadas com a máquina de medição, que diferiram menos do que 1 mm e 1°, respectivamente. Desta forma, pôde ser concluído que as imagens tomográficas tridimensionais produziram uma proporção de imagem para realidade de 1 a 1.

2.3. COMPARAÇÃO ENTRE ANÁLISES CRANIOMÉTRICAS EM TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS DE FEIXE CÔNICO E O MÉTODO CONVENCIONAL EM RADIOGRAFIAS CEFALOMÉTRICAS LATERAIS

Wen et al. (2017)²⁷ compararam radiografias convencionais cefalométricas laterais bidimensionais (RCL 2D), cefalométricas 2D mas geradas por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC 2D) e imagens tomográficas tridimensionais (TCFC 3D) para a avaliação de medidas craniométricas. Os autores realizaram os registros RCL 2D, TCFC 2D e TCFC 3D em 60 sujeitos, 21 do sexo masculino e 39 do sexo feminino, com idade média de 21,3 anos no Departamento de Ortodontia do Hospital Nanjing Stomatological em Nanjing na China, previamente a seus tratamentos ortodônticos. Os critérios de inclusão foram RCL e TCFC obtidas no mesmo dia com boa qualidade, ausência de aparelhos ortodônticos em qualquer arco, sem assimetria ou deformidade facial moderada ou severa, com os maxilares intactos, com oclusão estável e sem apinhamento severo dos incisivos mandibulares. Os autores então obtiveram 11 medidas lineares e 11 medidas angulares para todas as imagens. As lineares foram: Distâncias Co-A, ANS-Me, Co-Gn, S-N, Go-Me, N-ANS, N-Me/S-Go, ANS-PNS, Pog-NB, L1-NB, e U1-NA. As angulares foram: ANB, SNA, SNB, SN-MP, FMA, IMPA, U1-SN, U1-L1, U1-NA, L1-NB, e ODI. As siglas significam: A: Ponto A, ANS: espinha nasal anterior, B: Ponto B, Co: Condilion, FMA: ângulo do plano mandibular de Frankfurt, Gn: Gnátio, Go: Gônio, IMPA: ângulo do plano mandibular incisivo. L1: primeiro incisivo mandibular, Me: Mento, MP: plano mandibular, N: Násio, ODI: indicador de profundidade de mordida, Pog: Pogônio, Po: Pório, S: Sela, e U1: primeiro incisivo maxilar. Houve diferenças entre as imagens cefalométricas 2D (tanto aquelas geradas por RCL e TCFC) e a varredura de TCFC 3D em 2 medições angulares (U1-NA e L1-NB) e 5 medições lineares (N-Me / S-Go, Co-A, Co-Gn, Go-Me, e ANS-PNS). Porém, estes registros foram semelhantes nas medidas cefalométricas isoladas utilizadas no estudo. As 3 modalidades de imagem não apresentaram diferença significativa para as análises cefalométricas verticais (FMA, SN-MP, e ODI). Os autores concluíram que a TCFC pode não agregar valor para todas as situações de ortodontia. A imagem cefalométrica 2D gerada por TCFC poderia ser uma alternativa à RCL 2D convencional para os pacientes cujas imagens TCFC estão disponíveis.

As radiografias bidimensionais ainda são uma ferramenta importante para os ortodontistas clínicos no diagnóstico preciso dos pacientes. Assim, com o objetivo de localizar pontos de referência utilizados tradicionalmente em imagens bidimensionais e nas imagens tridimensionais de tomografia computadorizada de feixe cônico, além de determinar possíveis relacionamentos entre elas para categorizar pacientes com maloclusão Classe II-1, Xu, Oh e Lagravère (2017)²⁸ exploraram 30 registros de pacientes diagnosticados com maloclusão Classe II-1 a partir de fotografias, tomando em conta a relação molar e sobrepasse horizontal. Estes foram obtidas da base de dados do programa de pós-graduação da Universidade de Alberta. As imagens foram obtidas por um tomógrafo ICAT com um voxel de 0,3 mm, varredura de colimação de 13 centímetros e tempo de aquisição de 8,9 s. As reconstruções cefalométricas bidimensionais criaram-se a partir das próprias tomografias. Foram escolhidos 42 pontos de referência e suas coordenadas obtidas e analisadas usando medições lineares e angulares. Dez imagens foram analisadas três vezes para determinar a confiabilidade (reprodutibilidade) e o erro de medição de cada ponto de referência usando o coeficiente de correlação intra-classe (CCI). Assim, os valores de CCI foram excelentes para todos os pontos de referência em todos os eixos, com o maior erro de medição sendo de 2 mm no eixo y para o ponto de referência Gônio esquerdo. As medidas lineares e angulares foram calculadas usando as coordenadas de cada ponto de referência. Já as estatísticas descritivas mostraram que as medidas lineares e angulares usadas nas imagens bidimensionais não se correlacionaram bem com as imagens tridimensionais. O menor desvio padrão obtido foi de 0,67 mm para Sela-Gônio direito / Násio-Mento, com uma média de 0,80 mm. O maior desvio padrão foi 20,20 mm para Ponto A-Násio-Sela-Infraorbital esquerdo, com uma média de 41,00 mm. Como conclusão, pode-se notar que os pontos de referência tradicionais utilizados para a analisar maloclusão em imagens bidimensionais mostrou boa confiabilidade quando transferida para imagens tridimensionais. No entanto, eles não revelaram padrões esqueléticos ou dentais específicos quando se tentou analisar maloclusão em imagens tridimensionais. Sendo assim, outra técnica deve ser considerada ao classificar maloclusão de Classe II-1 a partir de imagens tomográficas tridimensionais.

Medições craniométricas foram usadas para auxiliar o diagnóstico ortodôntico no século passado. Medições craniométricas e antropométricas diretas foram utilizadas antes da descoberta dos raios-x e a introdução da técnica cefalométrica. O

cefalostato, uma versão modificada do craniostato usado para medir crânios, foi introduzido por Broadbent em 1931. Desde então, a cefalometria tornou-se uma ferramenta de diagnóstico comumente usada em ortodontia. Muitos estudos analisaram a confiabilidade dos cefalogramas laterais e descobriram que eles eram reproduzíveis. Poucos estudos, no entanto, tentaram avaliar a precisão das medidas cefalométricas aplicadas tridimensionalmente devido às limitações intrínsecas conhecidas dessas imagens, como distorção e ampliação. Atualmente, sua aplicação em diagnóstico está ainda sendo desenvolvida. Gribel et al. (2011)²⁹ compararam a precisão das medições craniométricas feitas em radiografias cefalométricas laterais e em imagens de tomografia computadorizada com feixe cônico (TCFC). Para tanto, dez marcadores confiáveis plásticos com um orifício de 0,5 mm de diâmetro foram colocados em pontos de referência craniométricos conhecidos de 25 crânios secos, selecionados a partir de uma amostra global de 500 crânios, e com oclusões estáveis que objetivavam o maior número de contatos dentários. Doze medidas craniométricas diretas foram feitas utilizando um calibrador digital. As varreduras TCFC e os filmes laterais convencionais foram tomados de cada crânio, sendo este último com unidade de raio-x otimamente calibrada para possibilitar imagens de melhor qualidade e permitir a identificação dos marcadores. Após isso, as medidas foram comparadas com as medições TCFC e também com as medidas cefalométricas, utilizando análise de variância. Todas as medidas foram repetidas dentro de um intervalo de 1 mês e as correlações intra-classe foram calculadas. Após essas etapas, não foi observada diferença entre as medidas de TCFC e as medições craniométricas diretas (diferença média de 0,1 mm). Todas as medidas cefalométricas foram diferentes das medidas craniométricas diretas (diferença média, 5 mm). Algumas medidas foram maiores, enquanto outras menores, na cefalométrica lateral, mas um padrão pôde ser observado: as medições no plano sagital mediano aumentaram uniformemente, enquanto que o Côndilo-Gnátio mudou apenas ligeiramente. Além disso, o Côndilo-Ponto A foi sempre menor. Assim, conclui-se que as medidas craniométricas do TCFC são precisas para um tamanho sub-voxel e podem potencialmente ser usadas como uma ferramenta de diagnóstico ortodôntico quantitativo. Ademais, normas cefalométricas bidimensionais não podem ser prontamente utilizadas para medições tridimensionais devido às diferenças de precisão de medição entre os dois exames.

Usando radiografias padronizadas, a orientação de várias estruturas anatômicas pode ser estudada por meio de medições angulares e lineares. No

entanto, as medidas cefalométricas têm várias desvantagens, incluindo erros que são classificados como erros de projeção ou erros de identificação. Como todas as técnicas radiográficas convencionais, as radiografias cefalométricas laterais colapsam uma estrutura tridimensional em um plano bidimensional. Oz, Orhan e Abe (2011)³⁰ compararam medições lineares e angulares feitas em imagens cefalométricas convencionais bidimensionais e em imagens tridimensionais obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). Para tal proposta foram selecionadas aleatoriamente radiografias digitais cefalométricas prévias ao tratamento de 11 pacientes (6 mulheres e 5 homens) e suas respectivas imagens tomográficas. Pacientes com assimetria ou doenças ósseas foram descartados da amostra. Desta forma, 3 tipos de registros foram comparados: as radiografias digitais bidimensionais, as tomografias tridimensionais e as construções bidimensionais obtidas das próprias tomografias. No total, foram identificados 16 pontos de referência cefalométricos e 18 medidas amplamente utilizadas (11 linhas lineares e 7 angulares), as quais foram realizadas por 2 examinadores ortodontistas, calibrados, independentes e experientes, sendo que cada um deles realizou a análise duas vezes com intervalo de duas semanas entre elas. A confiabilidade (reprodutibilidade) intra-examinador foi avaliada pelo cálculo dos coeficientes de correlação intraclass (CCI), enquanto a confiabilidade inter-examinador foi avaliada com análise de variância. Assim mesmo, as médias dos 3 métodos foram comparadas. Os resultados não demonstraram diferença entre as análises inter-examinador das cefalométricas geradas por TCFC, exceto para Gônio-Mento e Côndilo-Gnátio. Os exames intra-examinadores mostraram CCI baixos, o que foi uma indicação de reprodutibilidade fraca para Gônio-Mento e Sela-Násio em cefalométricas geradas por TCFC, além de pouca confiabilidade para Articular-Gônio no método bidimensional de traçado manual. Conclui-se que as medições das vistas cefalométricas bidimensionais geradas por TCFC in vivo foram similares às geradas em imagens radiográficas convencionais. Portanto, devido a uma maior exposição à radiação, os exames de TCFC tridimensional só devem ser usados quando a informação volumétrica inerente puder melhorar o diagnóstico e resultado do tratamento.

A imagem volumétrica tridimensional fornece informações úteis para os clínicos na identificação de dentes e outras estruturas para fins diagnósticos e descritivos. Antes de estabelecer a tomografia computadorizada de feixe de cone (TCFC) como uma abordagem comum de diagnóstico ortodôntico, a confiabilidade

(reprodutibilidade) dos pontos de referência deve ser avaliada. Por tal razão, Lagravère et al. (2010)³¹ determinaram e compararam a confiabilidade intra-examinador e inter-examinador dos pontos de referência cefalométricos comumente usados, identificados em cefalometrias laterais digitais e imagens tridimensionais de tomografia TCFC. Com tal propósito, 10 imagens de TCFC foram selecionadas aleatoriamente de pacientes adolescentes, obtidas a partir de registros ortodônticos de uma clínica privada. O tamanho da amostra foi baseado em um poder estatístico de 0,90 com $\alpha = 0,05$. Coordenadas de referência para cada conjunto de imagens foram obtidas por 1 examinador, 3 vezes e 1 vez por 2 examinadores. É importante destacar que todos os examinadores foram previamente treinados no uso do software identificador e na identificação dos pontos de referência ortodôntica. Para cada examinador cego, as imagens foram identificadas por código e analisadas aleatoriamente. A mensuração dos erros e coeficientes de correlação de confiabilidade intra-examinador e inter-examinador (CCI) foram calculados para todas as coordenadas e para a maioria dos pontos de referência. Como resultado, percebeu-se que a confiabilidade intra-examinador e inter-examinador para todas as coordenadas e para a maioria dos pontos de referência, nas cefalométricas laterais digitais e nas imagens TCFC, foram superiores a 0,9 (valor CCI). As médias das coordenadas dos pontos de referência diferiram aproximadamente 1 mm na maioria das coordenadas das cefalometrias laterais, e foram predominantemente superiores a 1 mm para todas as coordenadas das imagens de TCFC. Sendo assim, as fidelidades intra-examinador e inter-examinador foram elevadas para a maioria dos pontos de referência. Além disso, as coordenadas que apresentaram os maiores erros de medição nas cefalométricas laterais (Côndilo, Gônio, Pório, ápice incisivo mandibular e espinha nasal posterior) estavam localizadas em estruturas sem bordas claramente definidas. Nas imagens TCFC, Gônio, Côndilo e Pório estavam localizados em superfícies planas ou curvas, tornando difícil reconhecer um ponto de referência específico. Outros pontos de referência históricos menos confiáveis (espinha nasal anterior, espinha nasal posterior, ápice incisivo mandibular) estavam localizados em estruturas com densidades mais baixas e não puderam ser visualizadas por reconstrução tridimensional e, portanto, eles tiveram altos erros de medição.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVOS GERAIS

1. Apresentar um modelo tridimensional de análise de Vantagem mecânica utilizando imagens de tomografias computadorizadas de feixe cônico (TCFC).
2. Determinar a Reprodutibilidade intra-examinador e inter-examinador, e o Erro do modelo.
3. Calcular a Confiabilidade intra-examinador e inter-examinador do modelo em comparação com a análise de Vantagem mecânica em teleradiografias laterais cefalométricas (modelo bidimensional).
4. Calcular a Validade do modelo em comparação com a análise de Vantagem mecânica em teleradiografias laterais cefalométricas.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar pontos anatômicos de referência em imagens de TCFC de crânios humanos para demarcação de planos de orientação tridimensionais.
2. Determinar pontos anatômicos de referência em imagens de TCFC de crânios humanos que identifiquem as fixações dos músculos mastigatórios.
3. Determinar as linhas de ação dos principais músculos mastigatórios em base dos pontos de referência previamente identificados.
4. Determinar as linhas de aplicação de força oclusal em base dos pontos de referência previamente identificados.
5. Determinar os braços de esforço (braços de força, potência, momento da força, momento muscular ou alavanca muscular) dos principais músculos mastigatórios.
6. Determinar os braços de resistência (braços de momento da resistência ou momento da força de mordida) dos principais músculos mastigatórios, segundo cada aplicação de força oclusal.
7. Obter cinco repetições de cada uma destas variáveis em condições similares em 30 imagens de TCFC.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. AMOSTRA

4.1.1. Seleção da Amostra

Para o modelo de análise de Vantagem mecânica, Tomografia computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) foram randomicamente selecionados do banco de dados da Universidade de Alberta após aprovação pelo CEP número 5563. Os exames eram parte da documentação ortodôntica rotineira para cada paciente da instituição.

Foram selecionadas 30 imagens de pacientes adolescentes dentados completos, de ambos sexos. A obtenção da sequência foi realizada no tomógrafo NewTom 3G (Aperio Services, Verona, Italy) a 110 kV, 6.19 mAs, e 8 mm de filtração alumínica, em cúbito dorsal, de modo que o Plano de Franfort estivesse perpendicular ao piso. Em seguida, os 360 cortes de cada uma das imagens, considerando dados brutos, foram convertidos para formato DICOM.²⁷

4.1.2. Cálculo amostral

O cálculo amostral foi efetuado utilizando o programa MedCalc® software (v.14.8.1; Microsoft Partner, Ostend, Belgium), considerando um poder de teste de 80% (erro tipo II, $\beta=1-0,20$) e uma significância de 95% (erro tipo I, $\alpha=0,05$), com a finalidade de atingir um coeficiente de correlação intra-classe de 0.9. O cálculo amostral deu como resultado um número mínimo de 7 TCFC. Contudo, na execução do trabalho foram empregadas 30 TCFC como recomendado por Springate (2012)³² para estudos de análise de reprodutibilidade e erro em medições antropométricas ortodônticas.

4.2. MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL

4.2.1. Identificação de pontos de referência

Através do programa Avizo Fire versão 8.1 (Mercury Computer Systems, Berlin, Alemanha), os cortes tomográficos em formato DICOM foram renderizados em reconstruções volumétricas (Figura 3). Tanto as imagens bidimensionais sagitais, axiais e coronais, assim como a reconstrução tridimensional de cada sujeito foram utilizados para identificar pontos de referência utilizados no presente estudo e

descritos na Tabela 1. O plano XY é dirigido de cima para baixo; o plano XZ, de frente para atrás, e o YZ, de esquerda para direita (Figura 4). O sistema de coordenadas predeterminado e a origem (0, 0, 0) estabelecidos pelo próprio programa para cada imagem foi utilizado para identificar cada ponto craniométrico (de referência) e foi o mesmo para cada examinador (Figura 5). Os pontos de referência foram conceitualmente derivados desde pontos craniométricos convencionais de cefalometria lateral (Tabela 1, Figuras 6 – 21).²³

Tabela 1. Descrição dos pontos, planos e outras estruturas anatômicas de referência

– 3D

Variáveis	Definição	Função
Plano de Frankfurt ^a	Linha que une Po direito e Po esquerdo com Or direito e esquerdo	Plano de referência
Plano Mandibular ^a	Linha que une Go direito e esquerdo com Gn	Plano de referência
Plano Sagital ^a	Linha que une ELSA, N e Gn	Plano de referência
Forame espinhoso (FS)	Centro geométrico da menor circunferência com bordas nítidas definidas em uma vista axial do forame espinhoso	Ponto de referência para determinação do ponto ELSA
ELSA ^a	Ponto equidistante dos pontos nos centros de cada forame espinhoso	Referência posterior do plano sagital
Coordenada central Násio (N) ^a	Ponto de intersecção das suturas nasofrontal e internasal no plano sagital	Referência anterior do plano sagital
Gnátio (Gn) ^a	Ponto mais inferior da linha média na sínfise mandibular	Referência anterior dos planos mandibular e sagital
Orbital (Or)	Ponto mais inferior na margem inferior da órbita	Referência anterior do plano de Frankfurt
Pório (Po)	Ponto mais superior do meato acústico externo	Referência posterior do plano de Frankfurt
Côndilo (Co)	Ponto mais superior na cabeça do côndilo	Fulcro articular arbitrário
Coronóide (Cor)	Coronóide	Ápice do processo coronóide
Gônio (Go)	Ponto bissector do ângulo formado pela tangente da borda posterior do ramo e da borda inferior da mandíbula	Inserção mandibular do Masseter profundo anterior e do Pterigoideo medial, e referência posterior do plano mandibular
Ístmo (Ne)	Ponto mais côncavo do pescoço do côndilo	Inserção mandibular do Pterigoideo lateral
Pterigoideo (Pt)	Ponto médio da lâmina pterigoidea lateral	Inserção pterigoidea dos músculos Pterigoideos
Maa	Ponto que divide os terços anterior e médio da linha que une Ra e Go	Inserção mandibular do Masseter profundo anterior
Map	Ponto que divide os terços médio e posterior da linha que une Ra e Go	Inserção mandibular do Masseter profundo posterior
Ramo (Ra)	Ponto de intersecção entre a borda anterior do ramo mandibular e o corpo da mandíbula	Referência para inserção mandibular do Masseter profundo
Zyp	Ponto mais inferior da tuberosidade zigomática	Inserção zigomática do Masseter profundo posterior
Zys	Ponto que divide os terços posterior e médio da linha que une os pontos mais inferiores das suturas temporomalar (TM) e maxilomalar (MM)	Inserção zigomática do Masseter superficial
Molar (Mo)	Fossa central do primeiro molar inferior	Ponto de ação molar
Incisivo (In) ^a	Junção dos incisivos centrais inferiores	Ponto de ação incisivo

Pontos localizados bilateralmente, exceto os que apresentam ^a

Figura 3. Reconstruções volumétricas a partir da tomografia inicial: XZ (frontal), XY (coronal), e YZ (sagital).

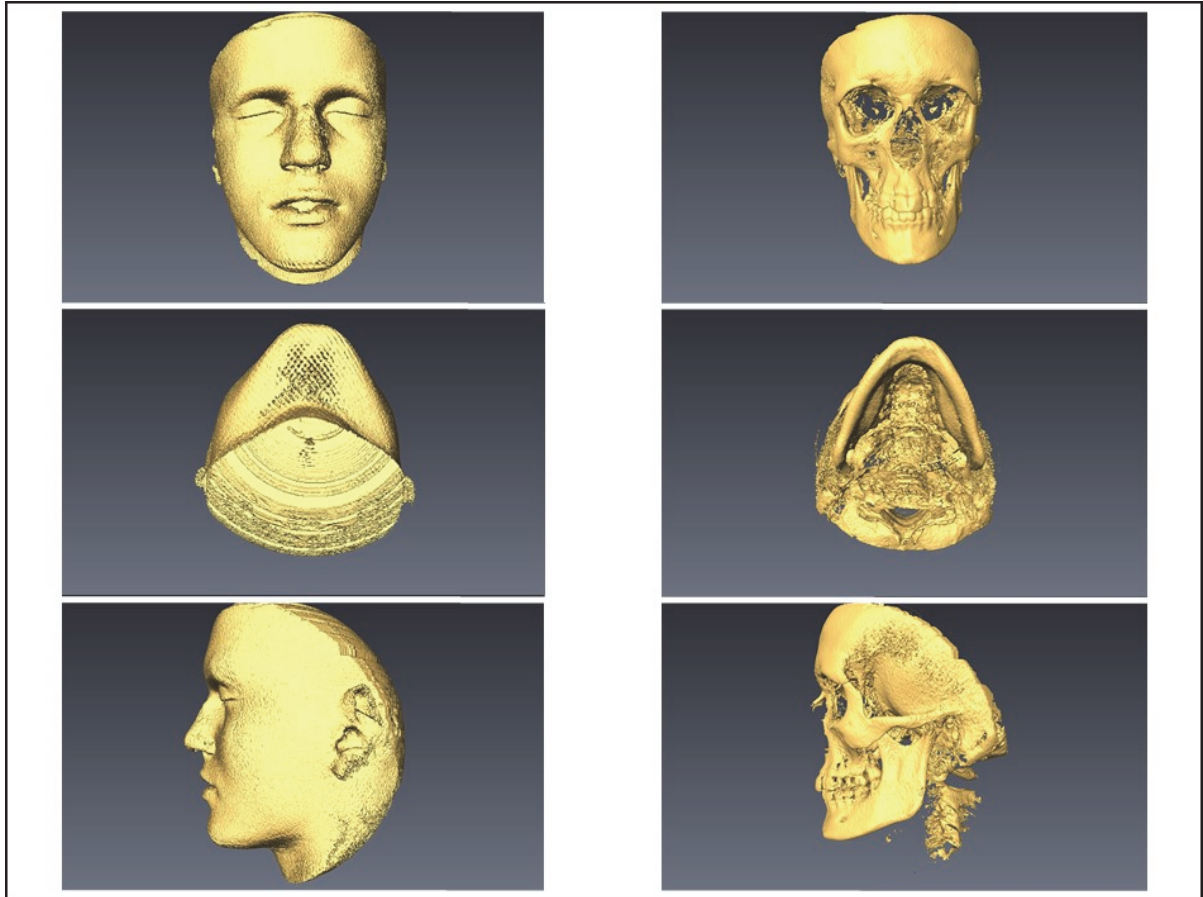


Figura 4. O plano XZ é dirigido de frente para atrás; o plano XY, cima para abaixo, e o YZ, de esquerda para direita.

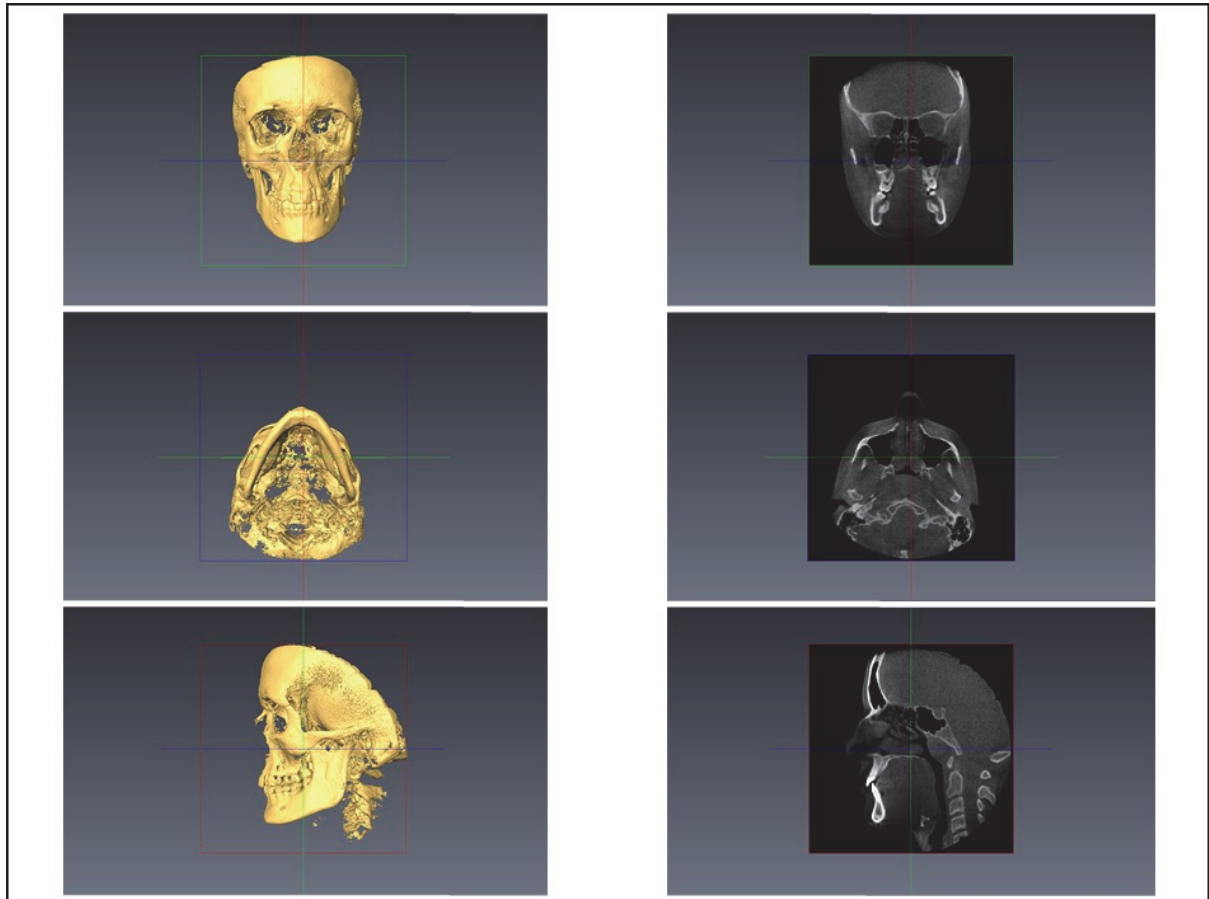


Figura 5. Sistema de coordenadas predeterminado e a origem (0, 0, 0) estabelecidos pelo Avizo Fire.

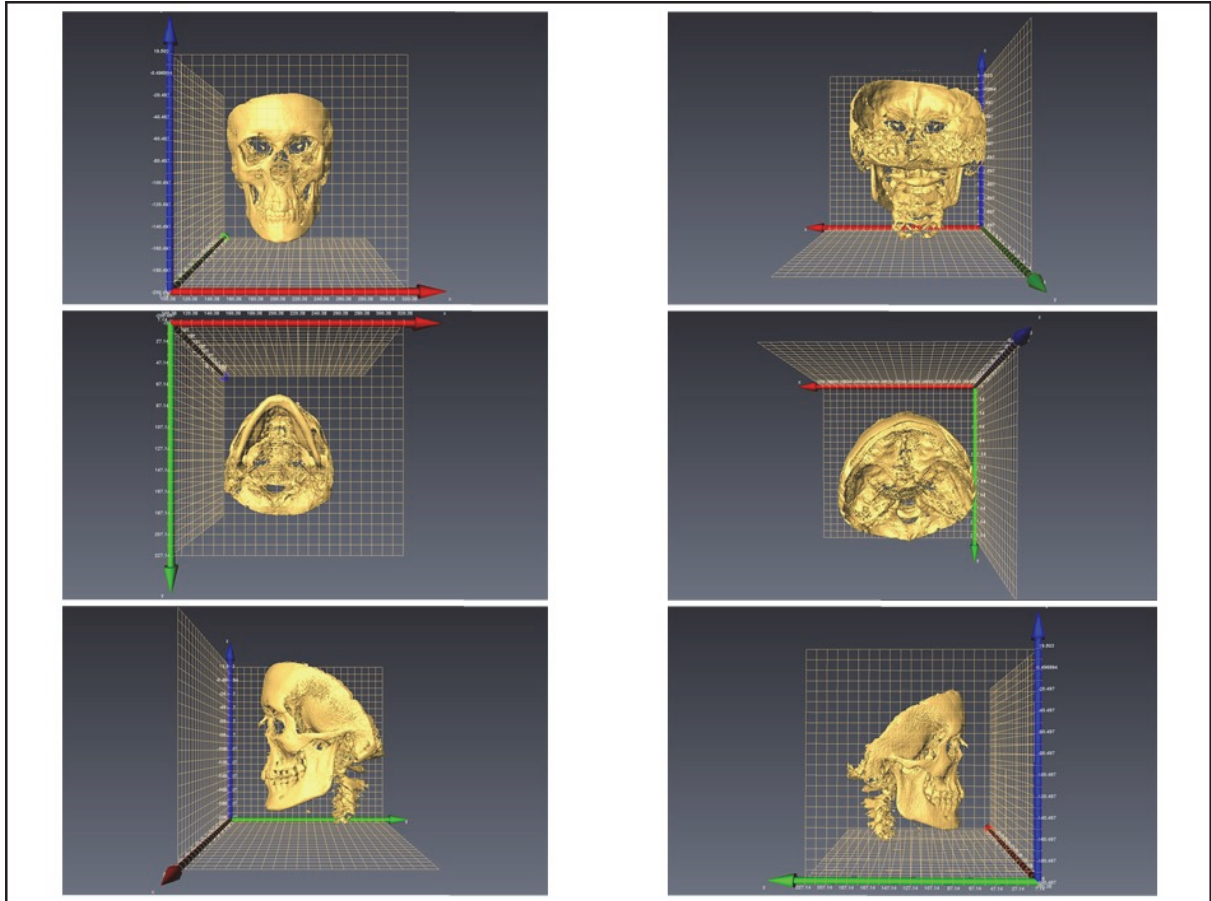


Figura 6. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Násio.

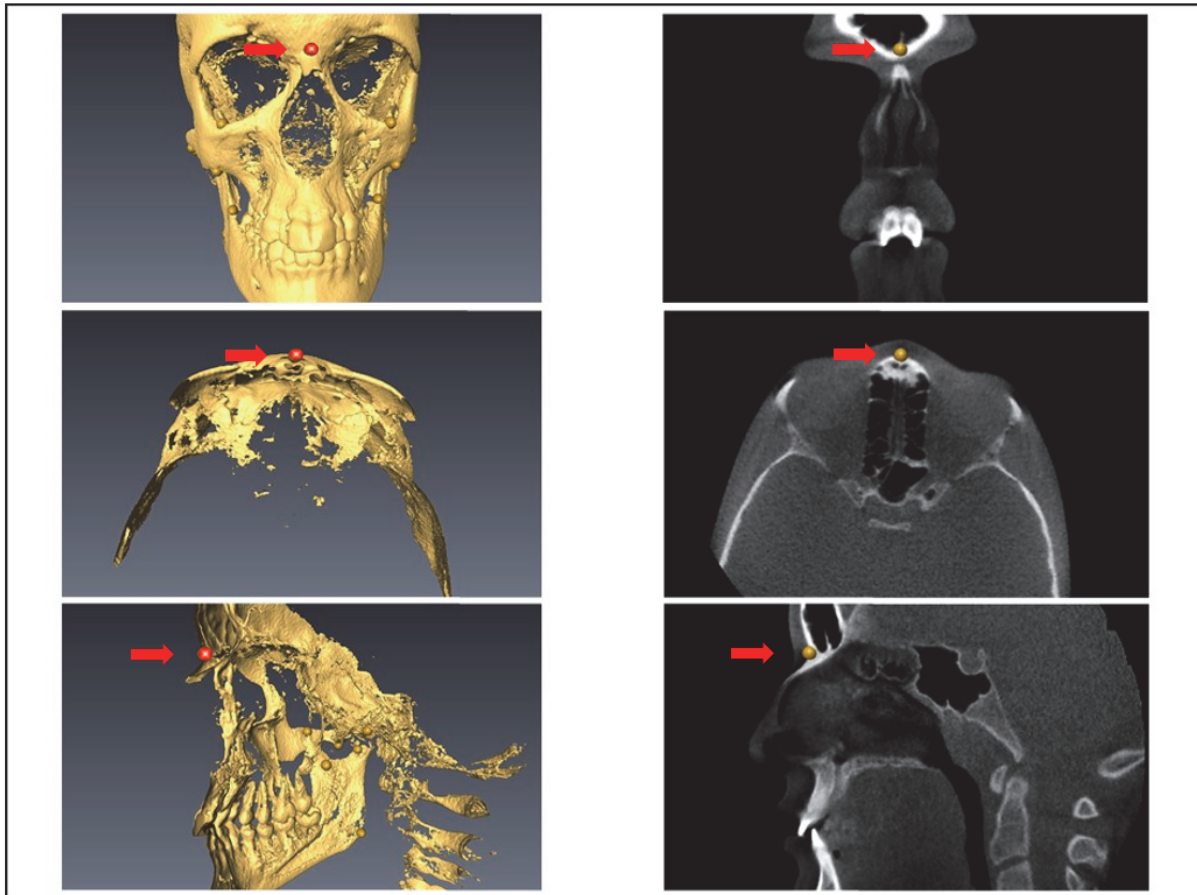


Figura 7. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Incisal.

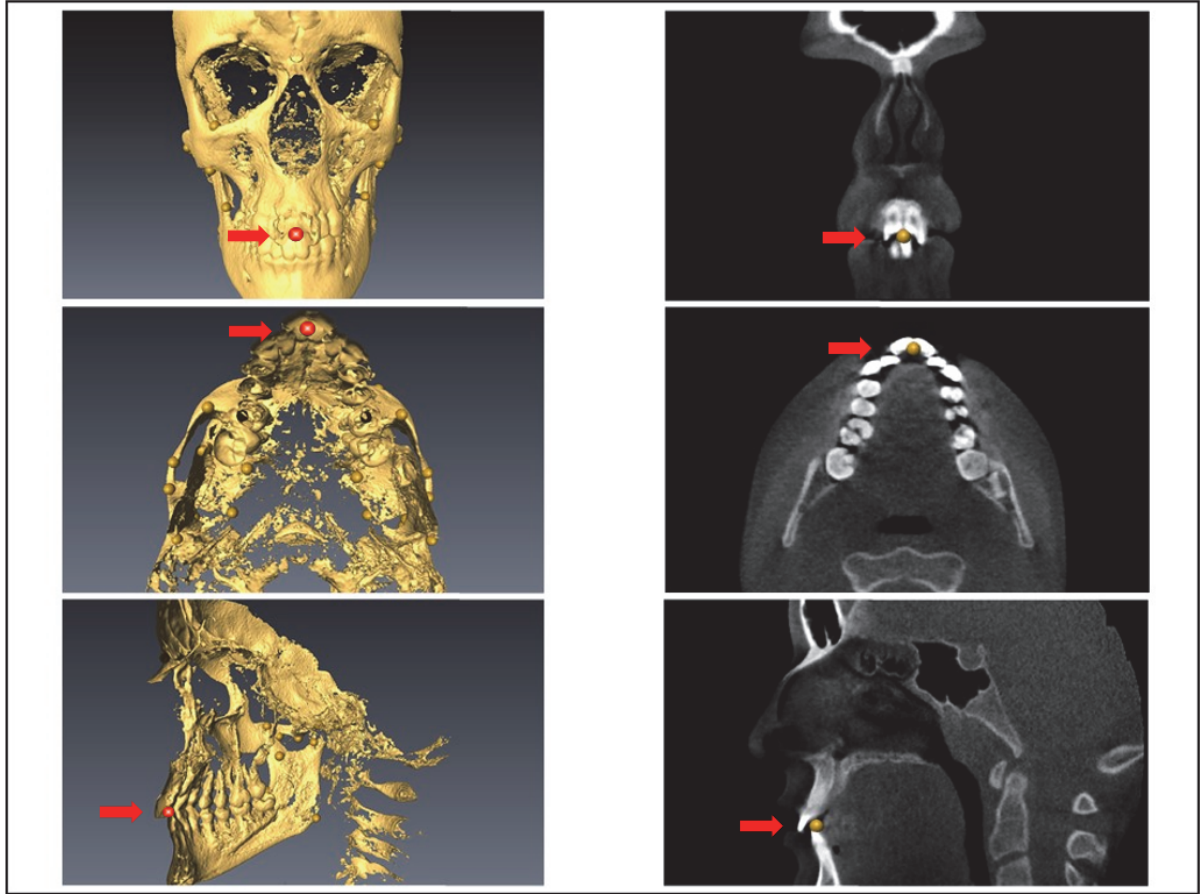


Figura 8. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Gnátio.

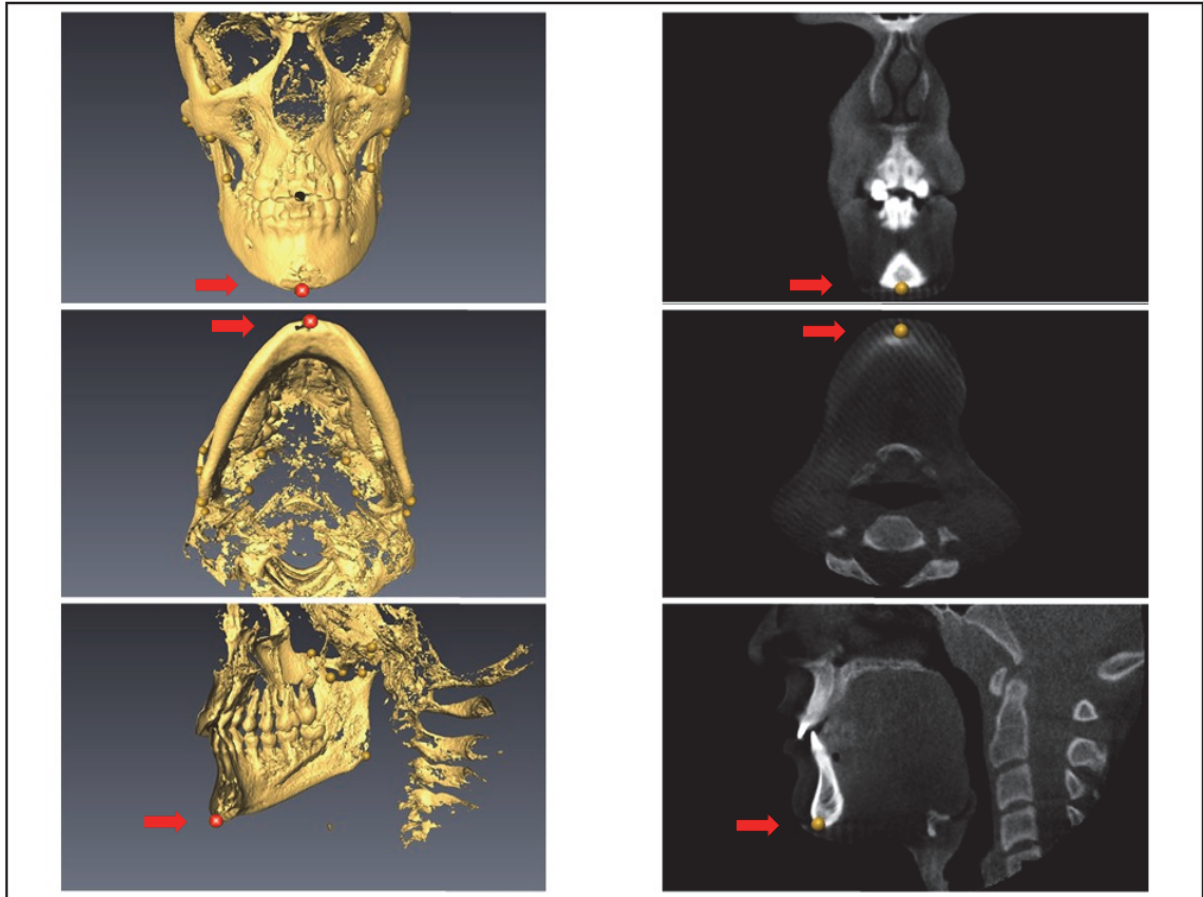


Figura 9. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Orbital.

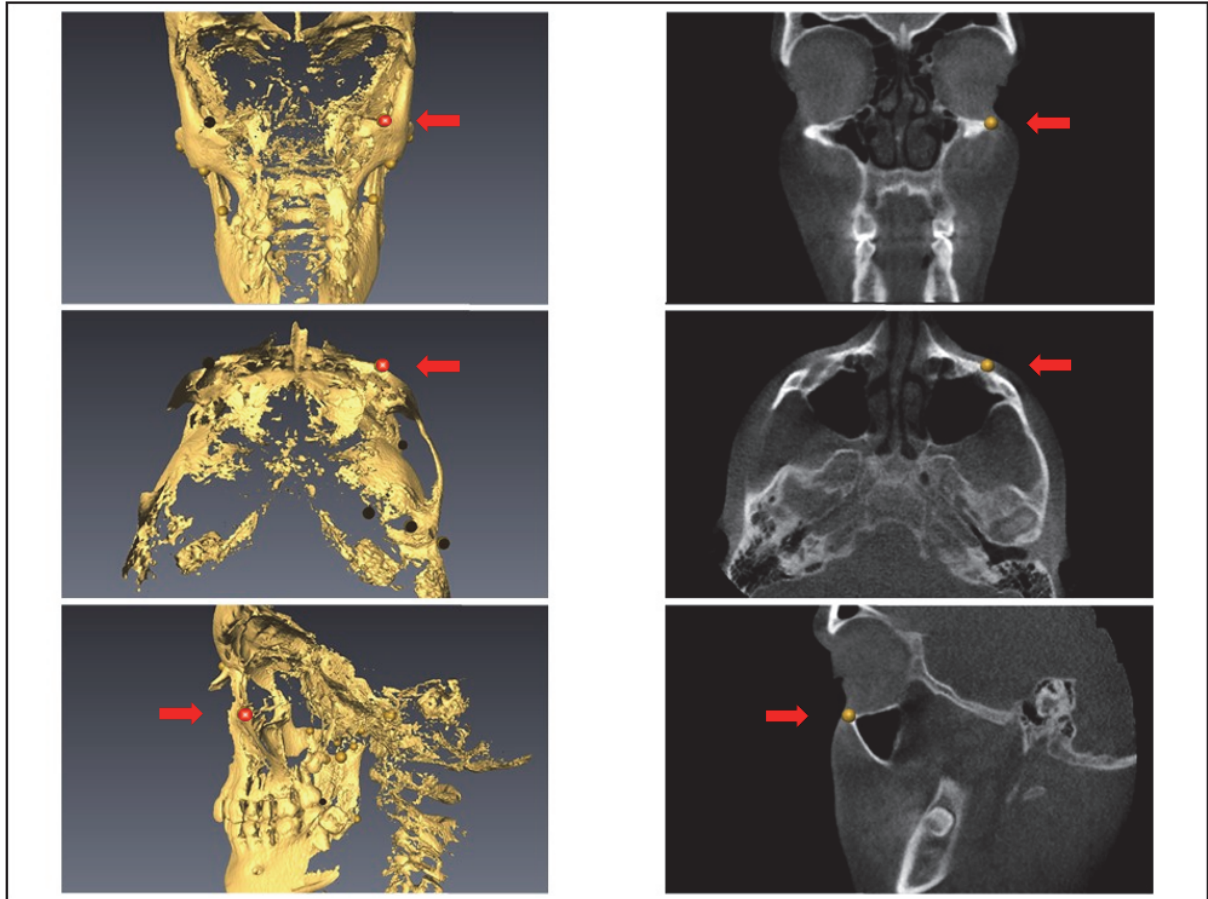


Figura 10. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Sutura maxilomalar.

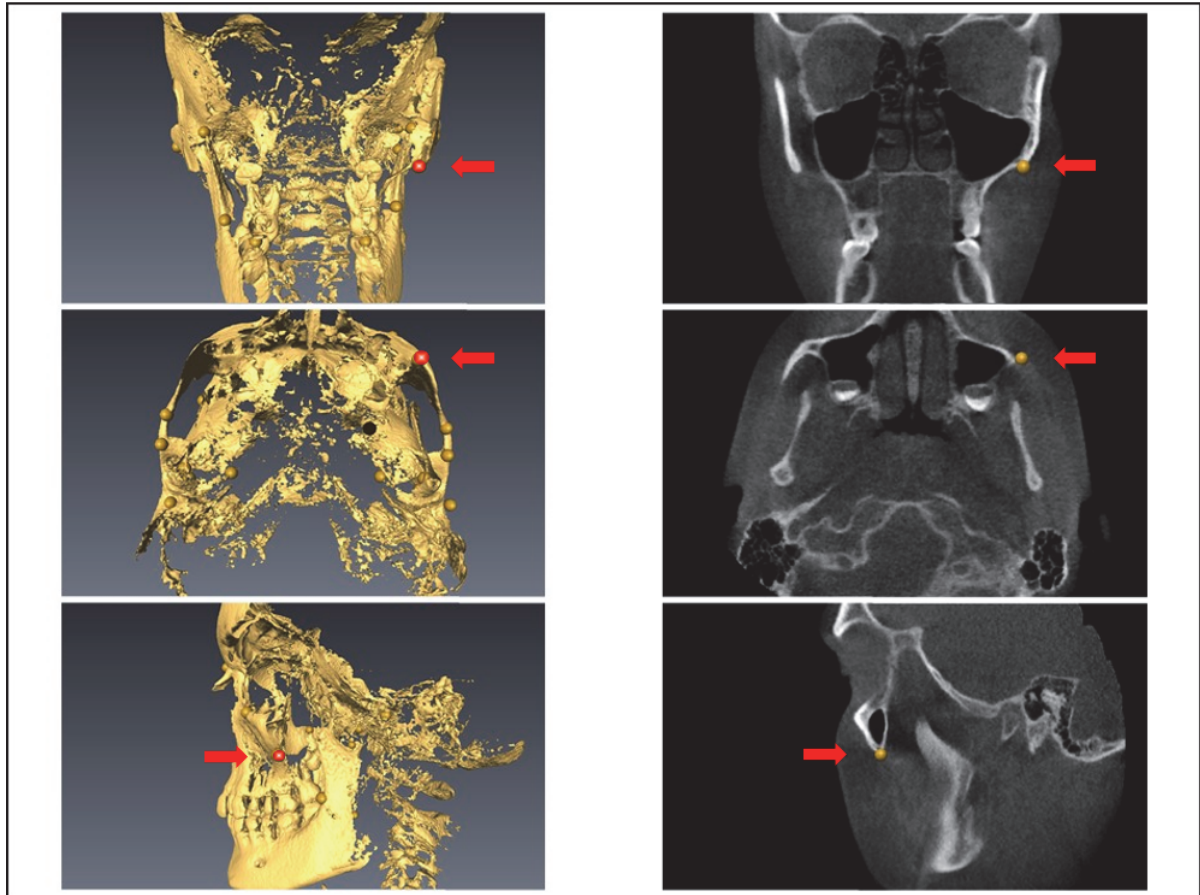


Figura 11. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Ramo.

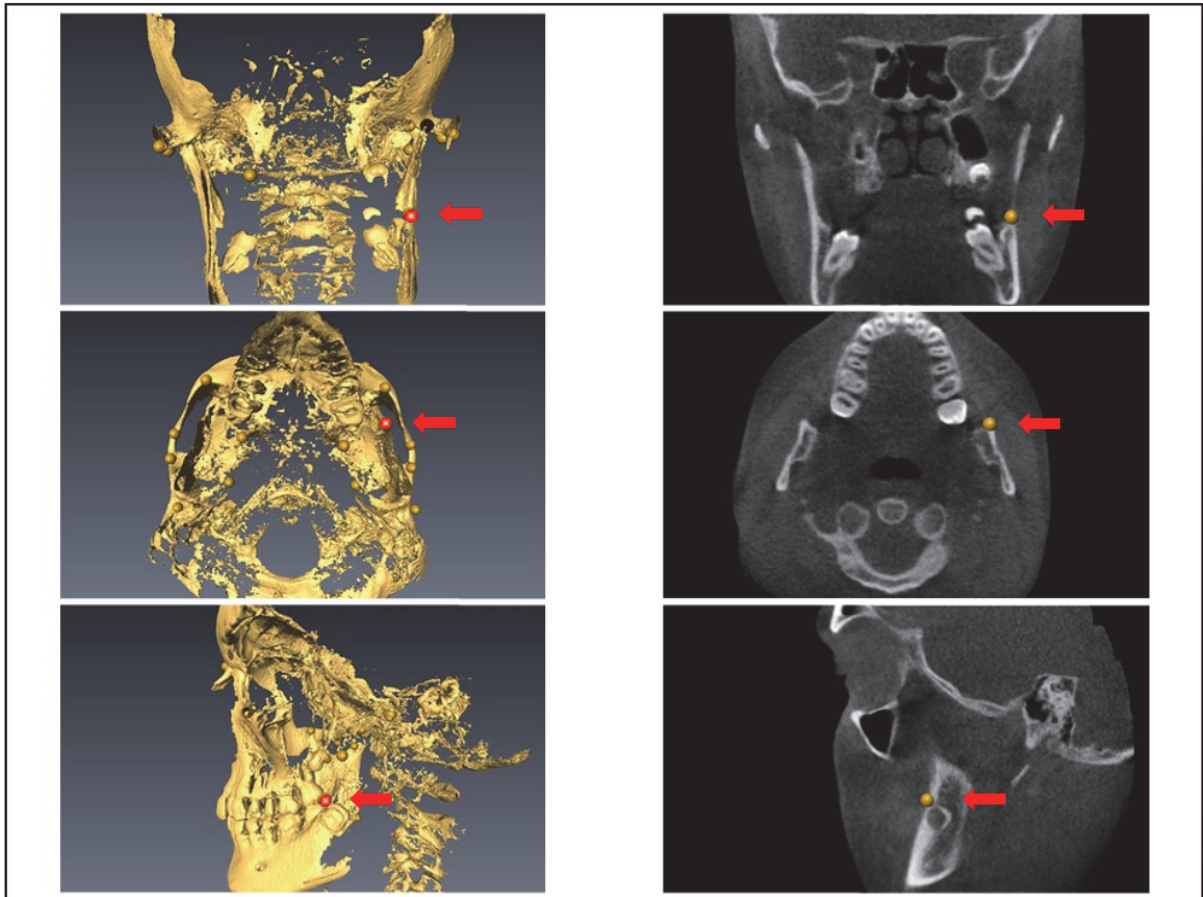


Figura 12. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Molar.

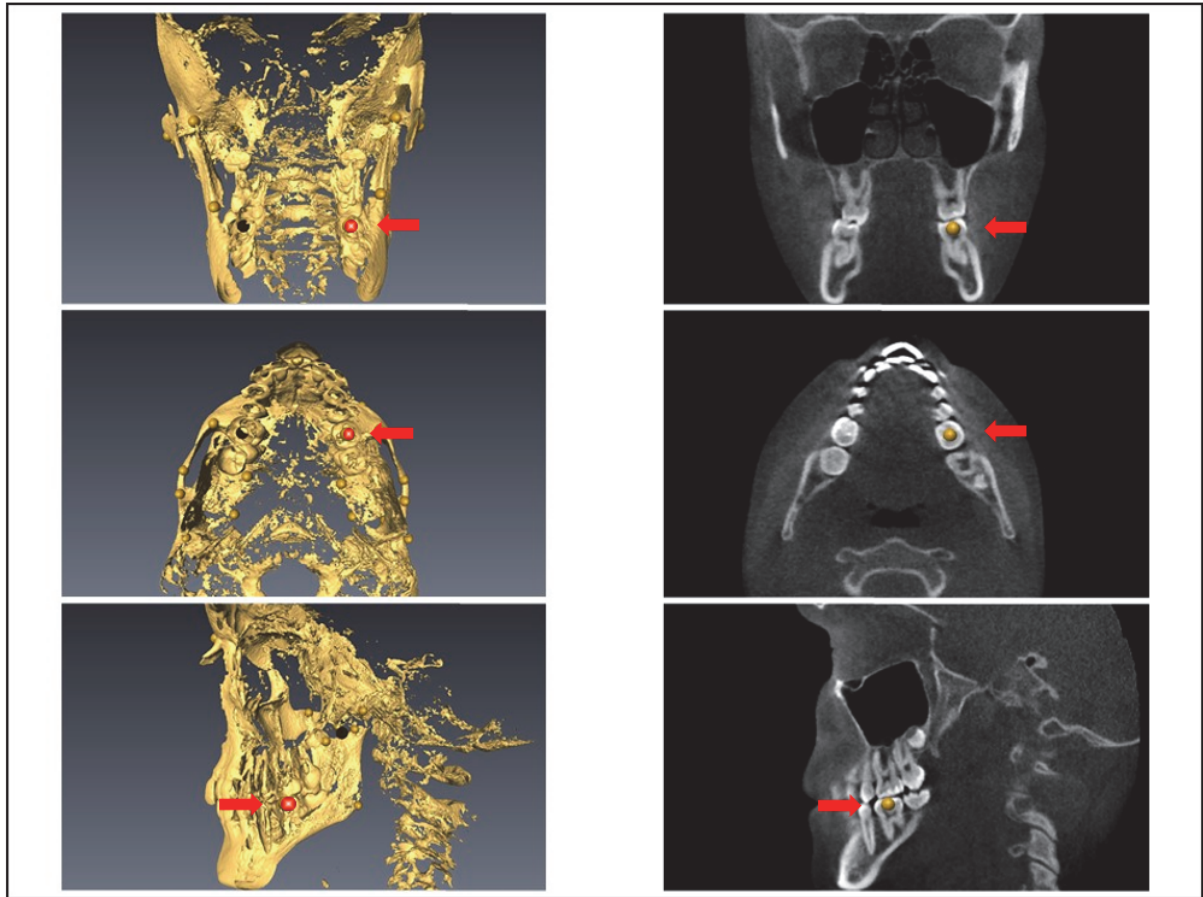


Figura 13. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Pterigoideo.

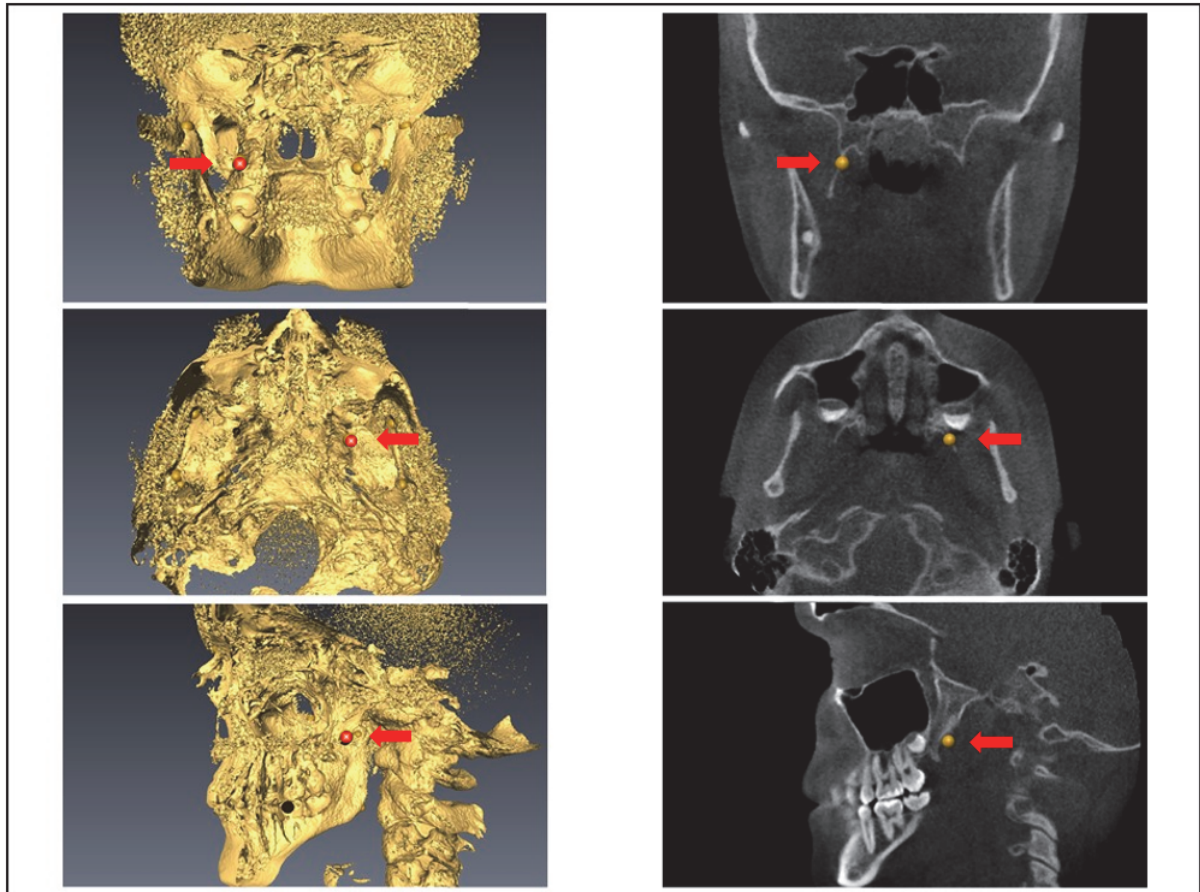


Figura 14. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto CoronóideCoronóide.

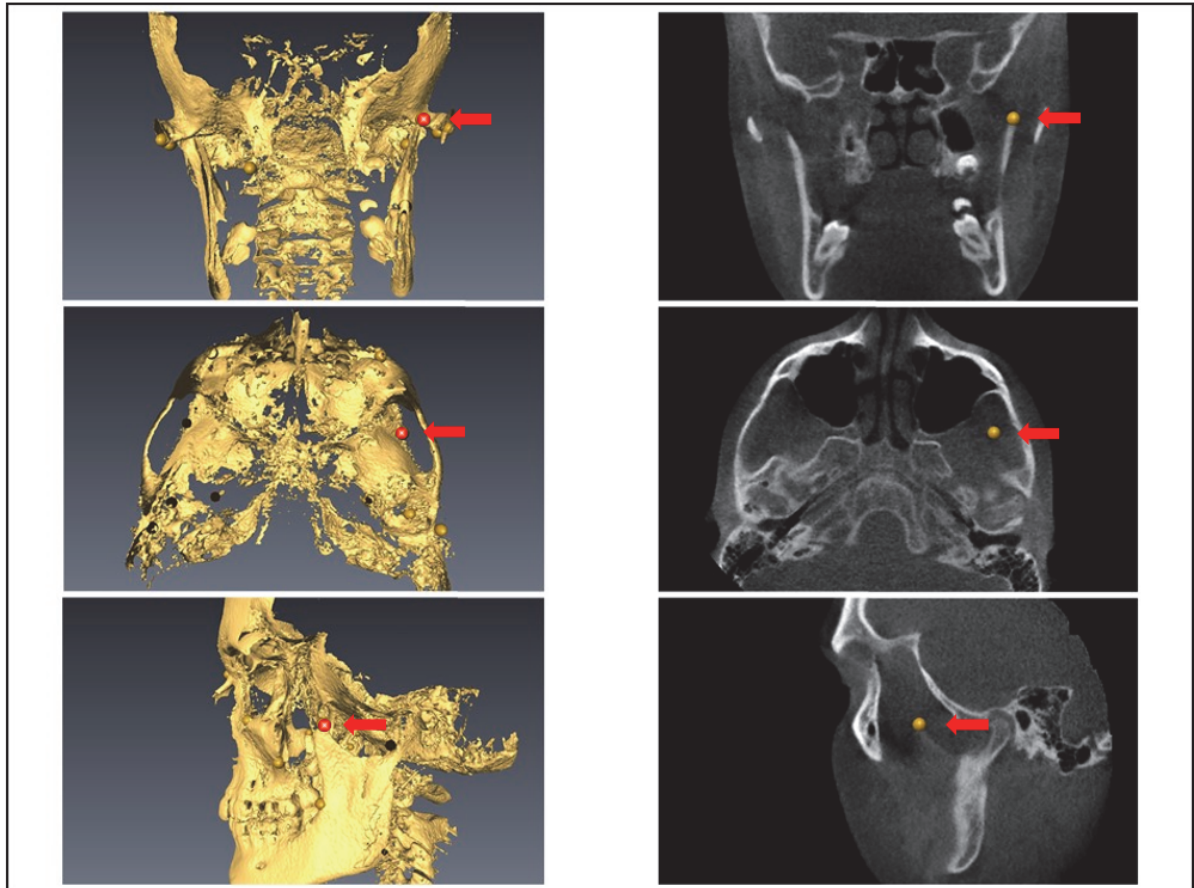


Figura 15. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Côndilo.

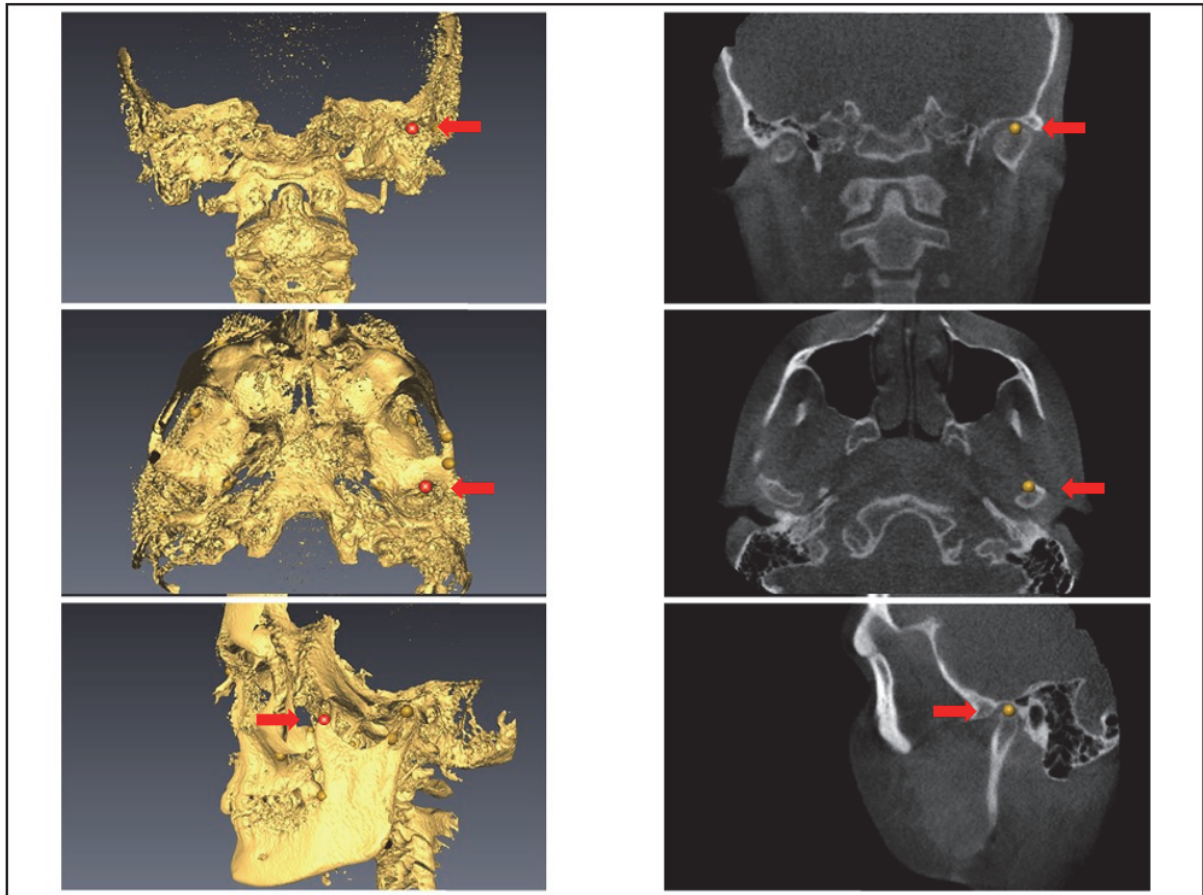


Figura 16. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Istmo.

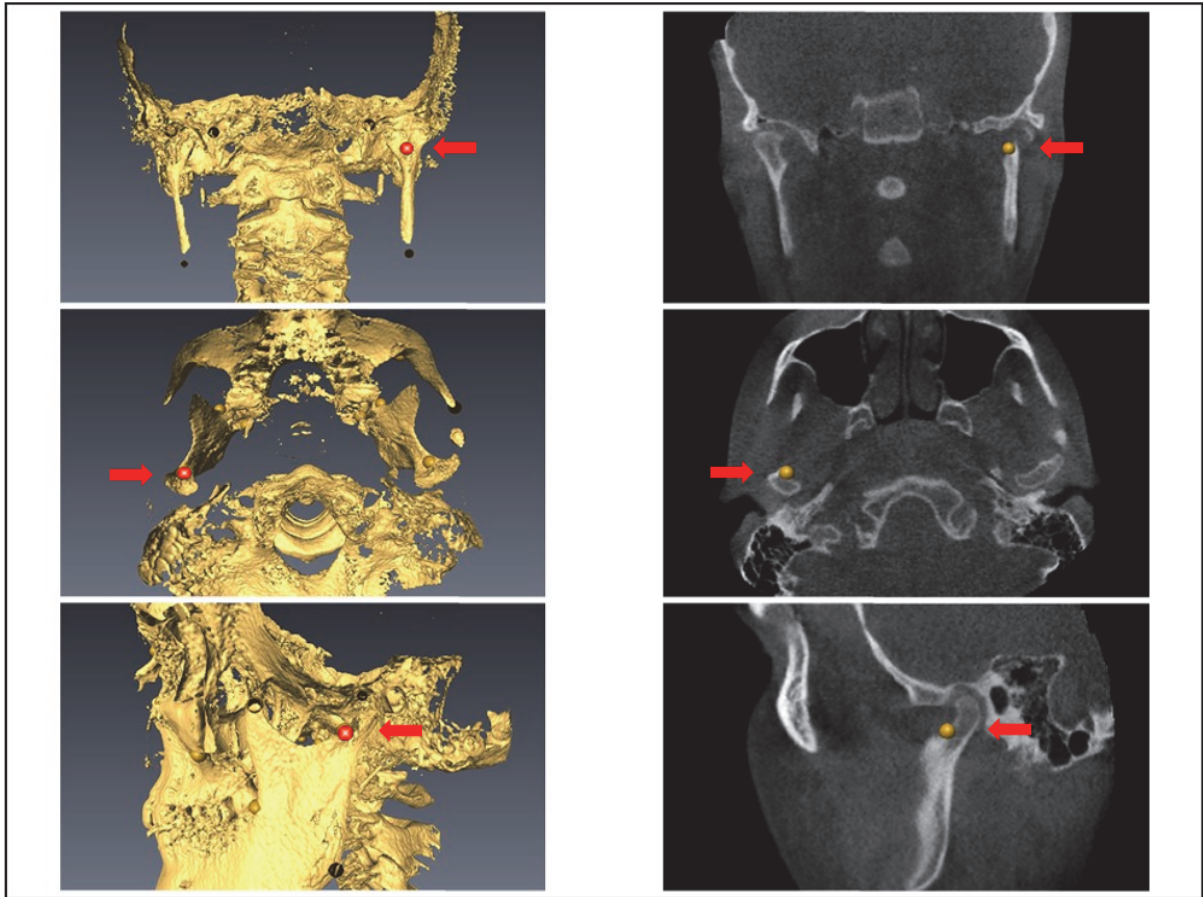


Figura 17. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Gônio.

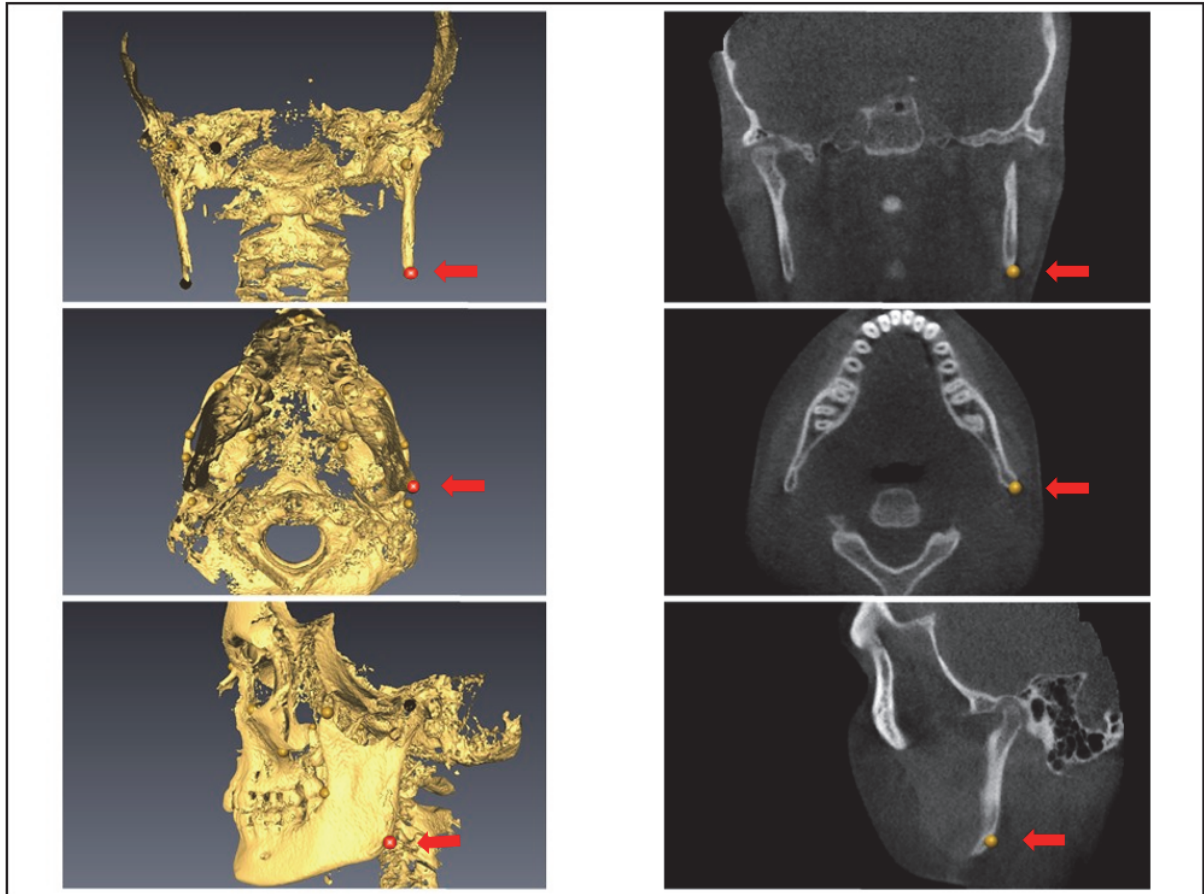


Figura 18. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Forame espinhoso.

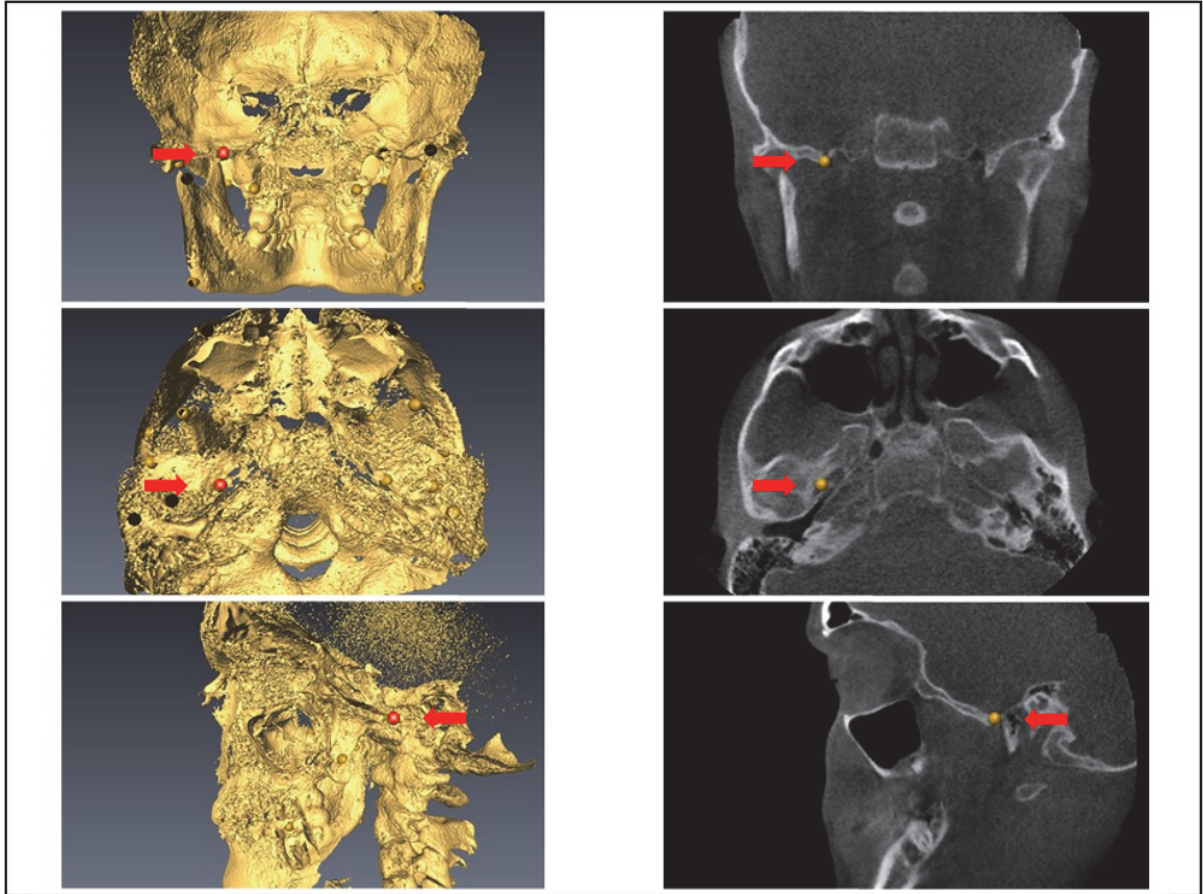


Figura 19. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Sutura temporomalar.

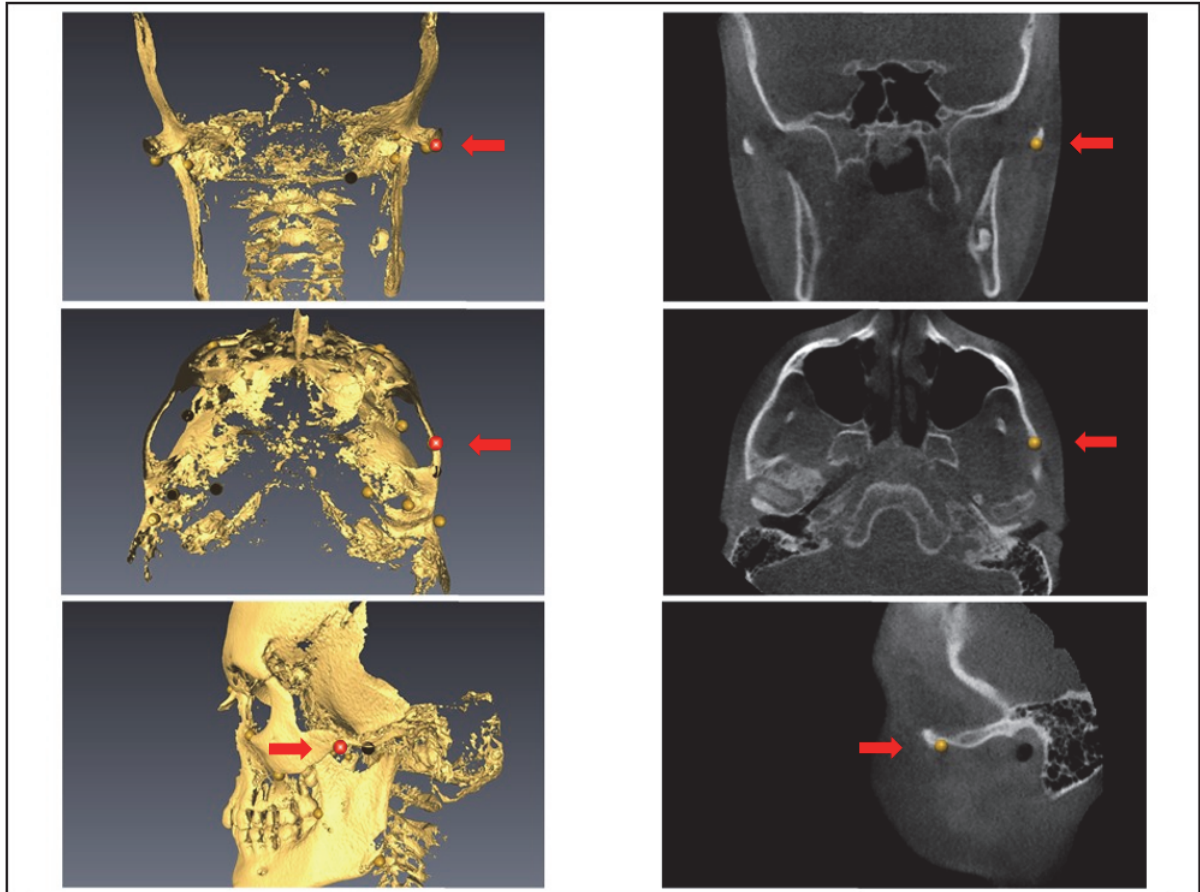


Figura 20. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Zyp.

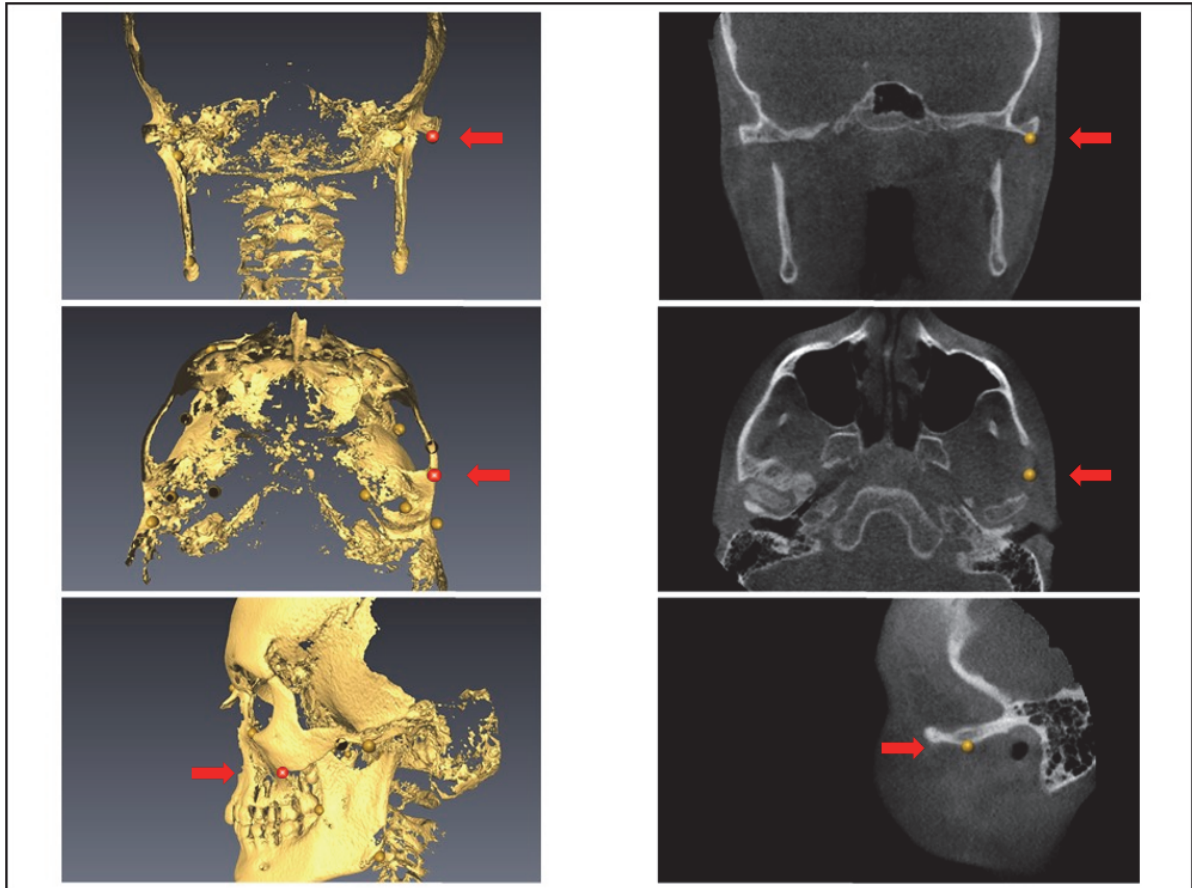
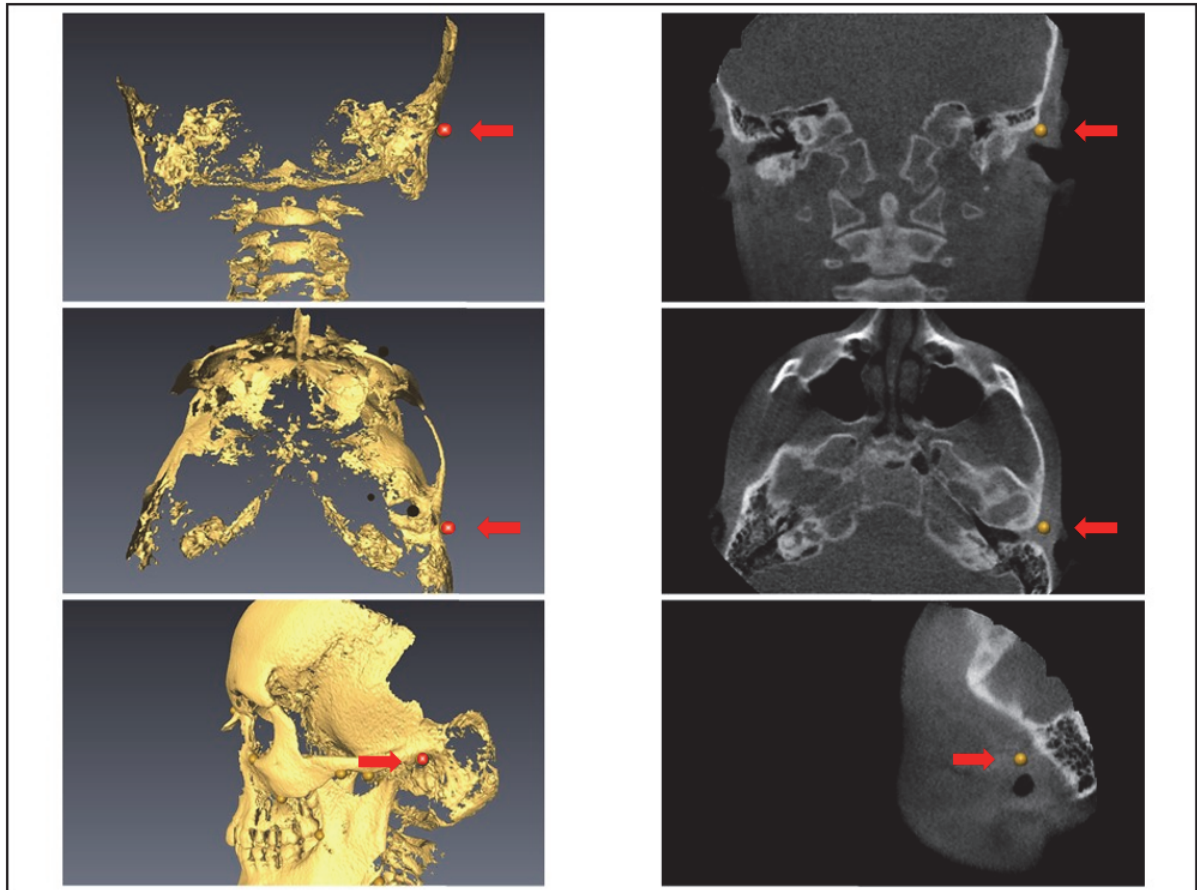


Figura 21. Vistas tridimensional e bidimensional frontal, transversal e sagital do ponto Pório.



4.2.2. Construção de planos de referência e linhas de ação muscular

Os dados das coordenadas determinadas com o programa Avizo Fire (Mercury Computer Systems) foram divididos por 10 e transferidos para o programa Cabri 3D 2.1.2 (Cabrilog, Grenoble, Isère, França) com o propósito de criar os planos de referência sagital, mandibular e Frankfurt (Tabela 1, Figuras 22 – 24). A seguir as linhas de ação muscular dos dois lados, direito e esquerdo, foram tridimensionalmente desenhadas considerando a fixação óssea dos músculos masseter superficial, masseter profundo anterior, masseter profundo posterior, temporal anterior, temporal posterior, pterigoideo medial, e pterigoideo lateral (Tabela 2, Figuras 25 – 32). Desta mesma forma, as linhas de aplicação de força em ambos os lados foram traçadas considerando a aplicação da força de mordida nos pontos Molar e Incisivo (Tabela 2, Figuras 33 e 34).

4.2.3. Determinação dos braços de esforço e de resistência

Entendendo o ponto de referência Cêndilo como fulcro, os braços de esforço dos lados direito e esquerdo, relativos a cada músculo mastigatório, foram traçados como segmentos de reta perpendiculares a cada linha de ação muscular (Figuras 26 – 32). Tendo em conta a aplicação teórica da força muscular gerada nos setores posterior e anterior do arco dentário, os braços de resistência também de ambos os lados, foram desenhados como segmentos de reta perpendiculares a cada linha de aplicação de força (Figuras 33 e 34). Os braços de esforço e de resistência foram medidos com as aplicações do Cabri (mm), e a Vantagem mecânica foi definida como a razão do comprimento de cada braço de esforço pelo comprimento de cada braço de resistência. Desta forma, a magnitude de medida foi fatorada.

Tabela 2. Definição das linhas de ação muscular e linhas de resistência – 3D

Variáveis	Definição
Linhas de ação muscular	
Masseter superficial	Origem em Zys e inserção em Go
Masseter profundo anterior	Origem em Cor e inserção em Maa
Masseter profundo posterior	Origem em Zyp e inserção em Map
Temporal anterior	Origem em fossa temporal* e inserção em Cor
Temporal posterior	Origem em fossa temporal** e inserção em Cor
Pterigoideo medial	Origem em Pt e inserção em Go
Pterigoideo lateral	Origem em Pt e inserção em Ne
Linhas de resistência	
Molar	Linha perpendicular ao plano mandibular que passa pelo ponto Molar
Incisiva	Linha perpendicular ao plano mandibular que passa pelo ponto Incisivo

*A disposição do músculo temporal anterior na fossa temporal foi determinada como a resultante de dois vetores com angulação de 10° e 75° nos planos sagital e axial, respectivamente (Koolstra, et al. 1990)³³

** A disposição do músculo temporal posterior na fossa temporal foi determinada como a resultante de dois vetores com angulação de 35° e 61° nos planos sagital e axial, respectivamente (Koolstra, et al. 1990)³³

Figura 22. Vistas nos planos XZ, XY e YZ das coordenadas do programa Avizo transferidas para o programa Cabri 3D.

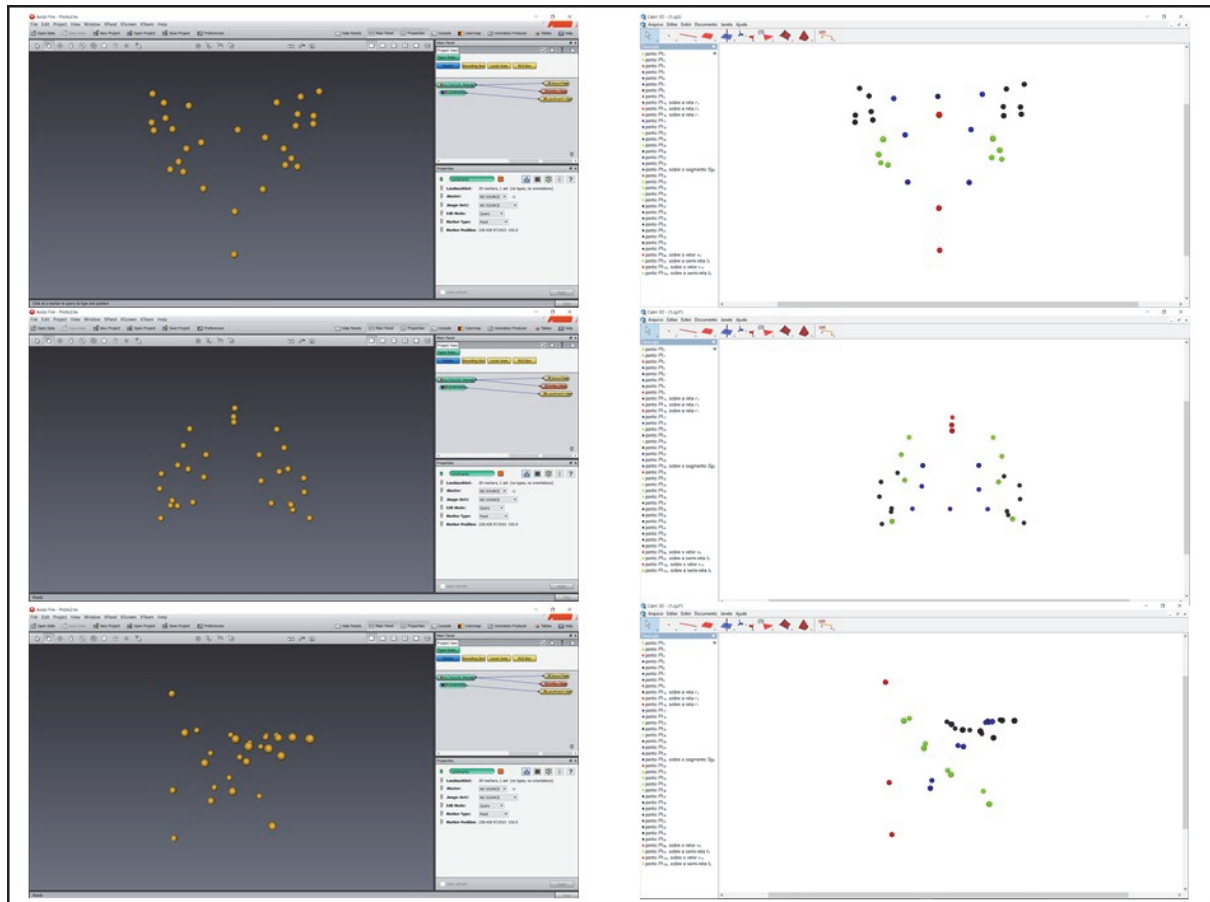


Figura 24. Plano de referência de Frankfurt (setas pretas).

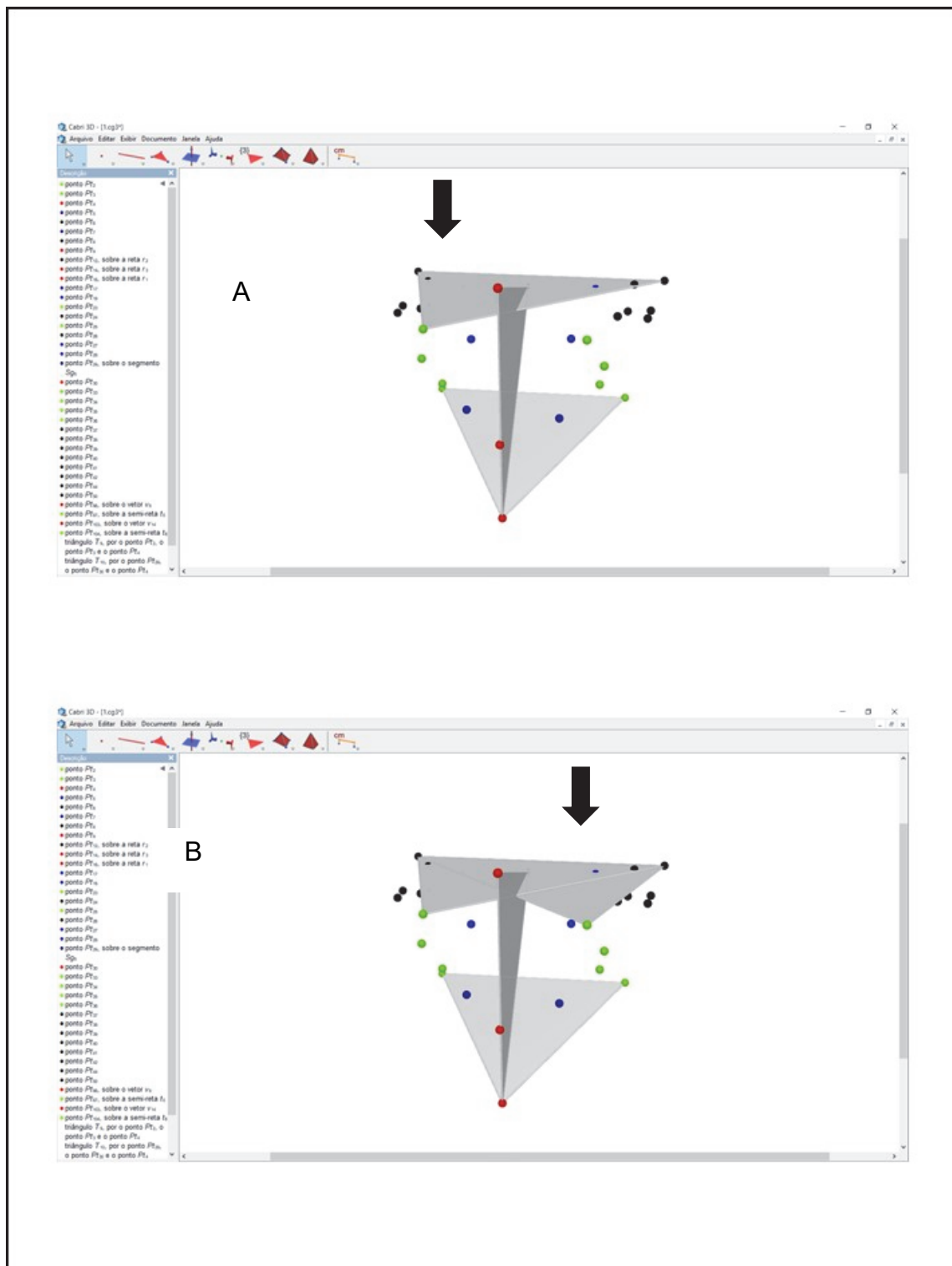


Figura 25. A: Planos de orientação Frontal e Sagital secundários para a posterior construção das linhas de ação muscular dos Temporais (seta preta).

B: Divisão em terços das linhas Go – Ra e TM – MM para a posterior construção das linha de ação dos músculos Masseteres (seta branca).

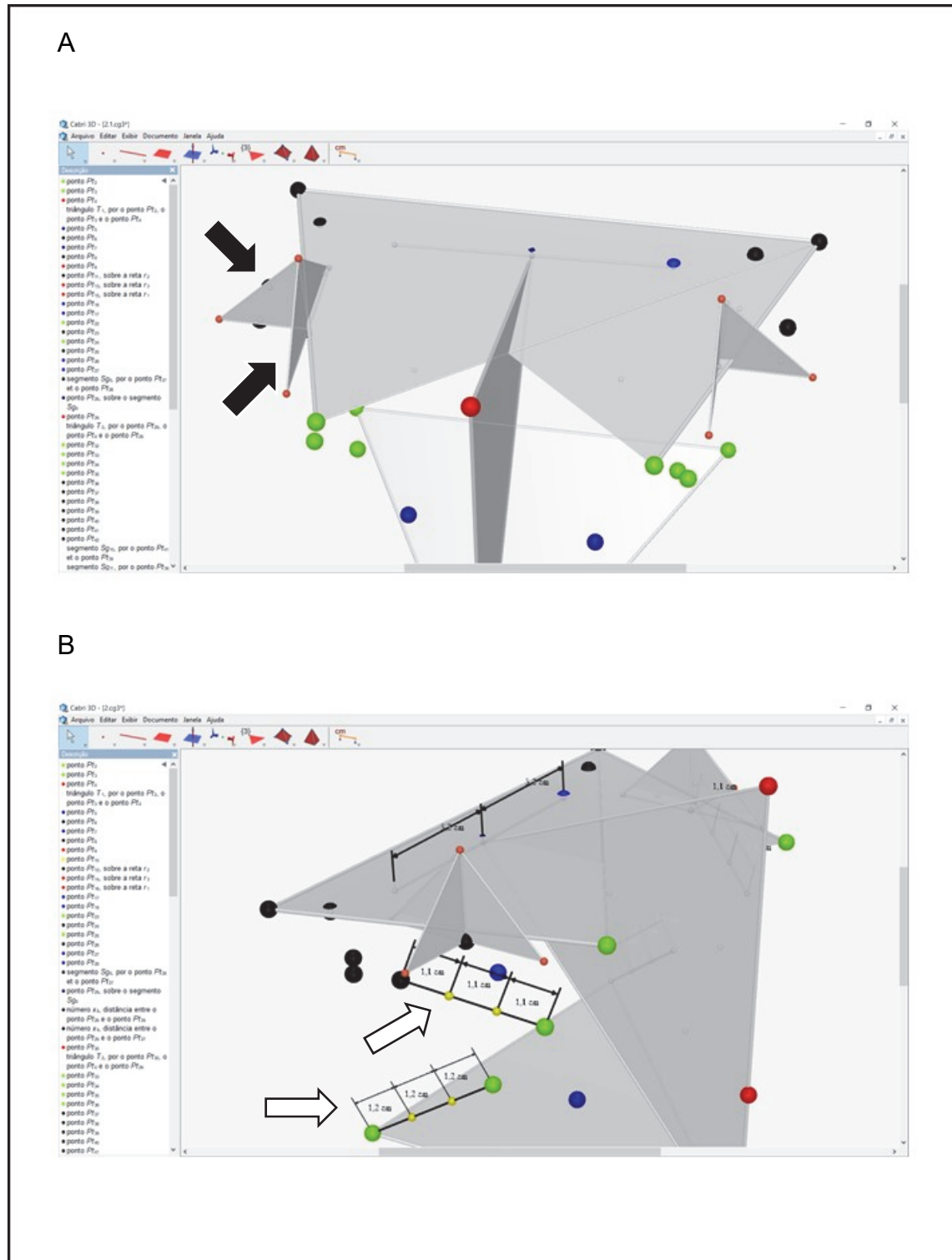


Figura 26. A: Linha de ação muscular do Masseter superficial (seta preta).
B: Braço de esforço do Masseter superficial (seta branca).

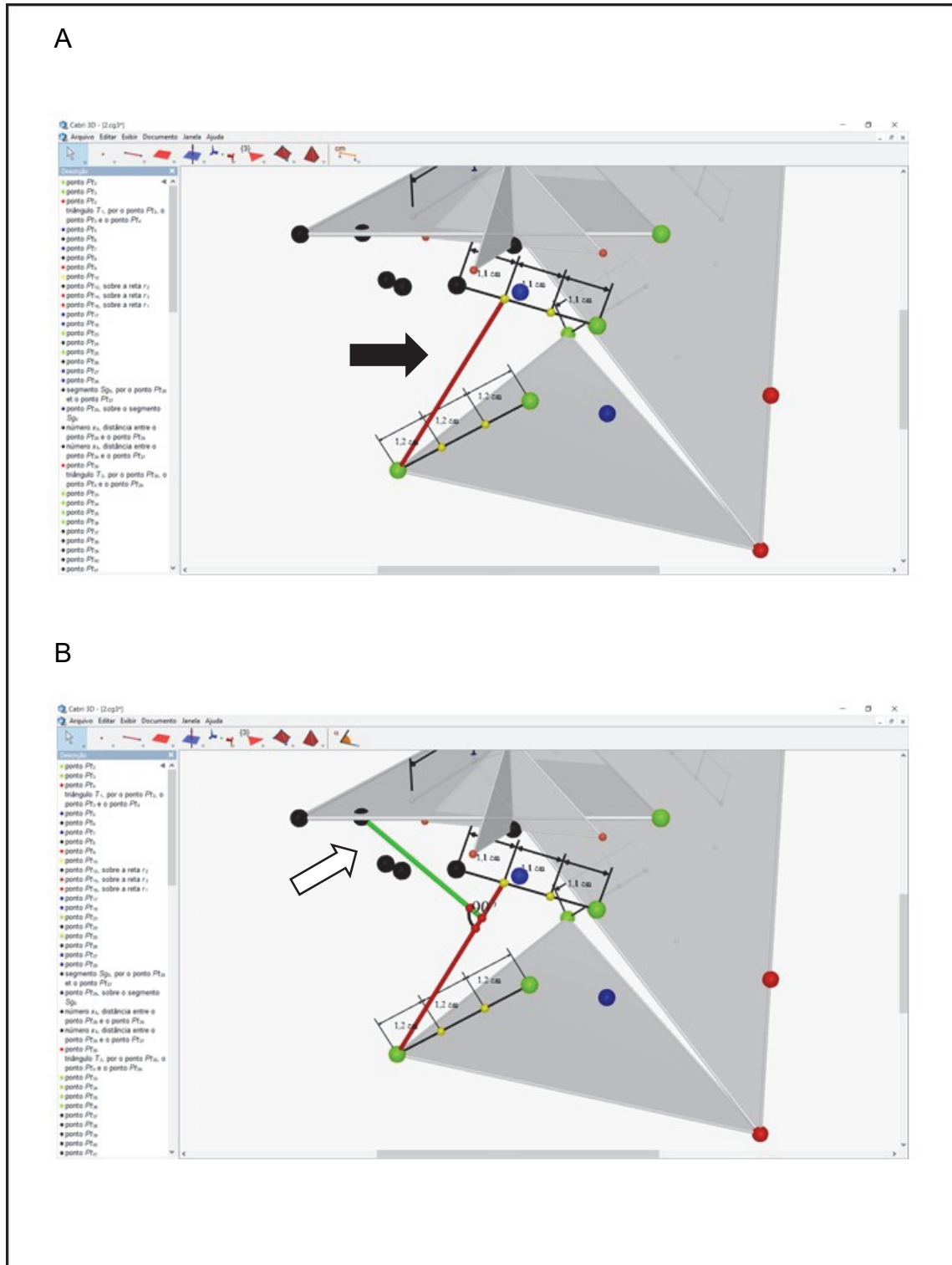


Figura 27. A: Linha de ação muscular do Masseter profundo anterior (seta preta).
B: Braço de esforço do Masseter profundo anterior (seta branca).

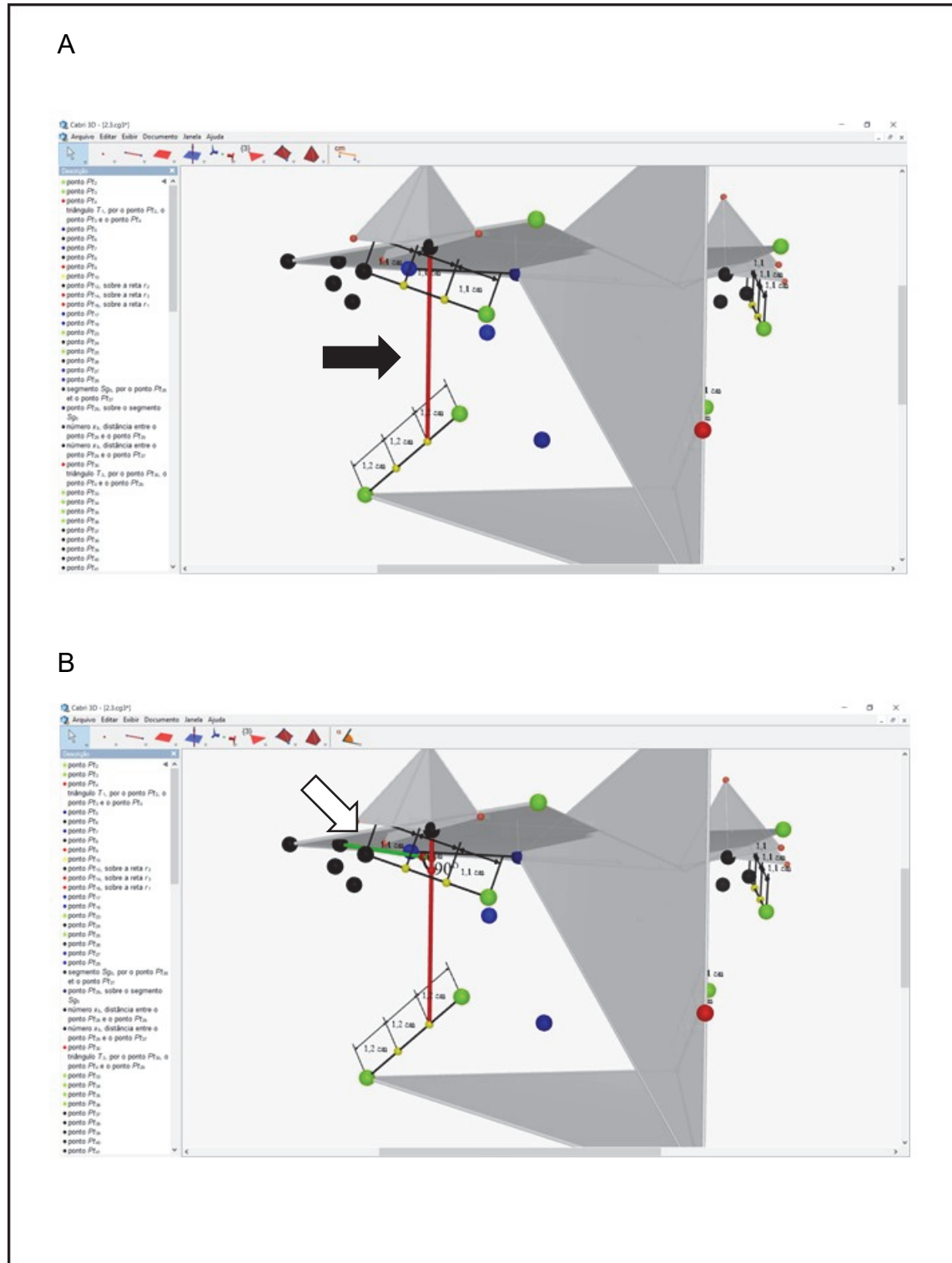


Figura 28. A: Linha de ação muscular do Masseter profundo posterior (seta preta).
B: Braço de esforço do Masseter profundo posterior (seta branca)

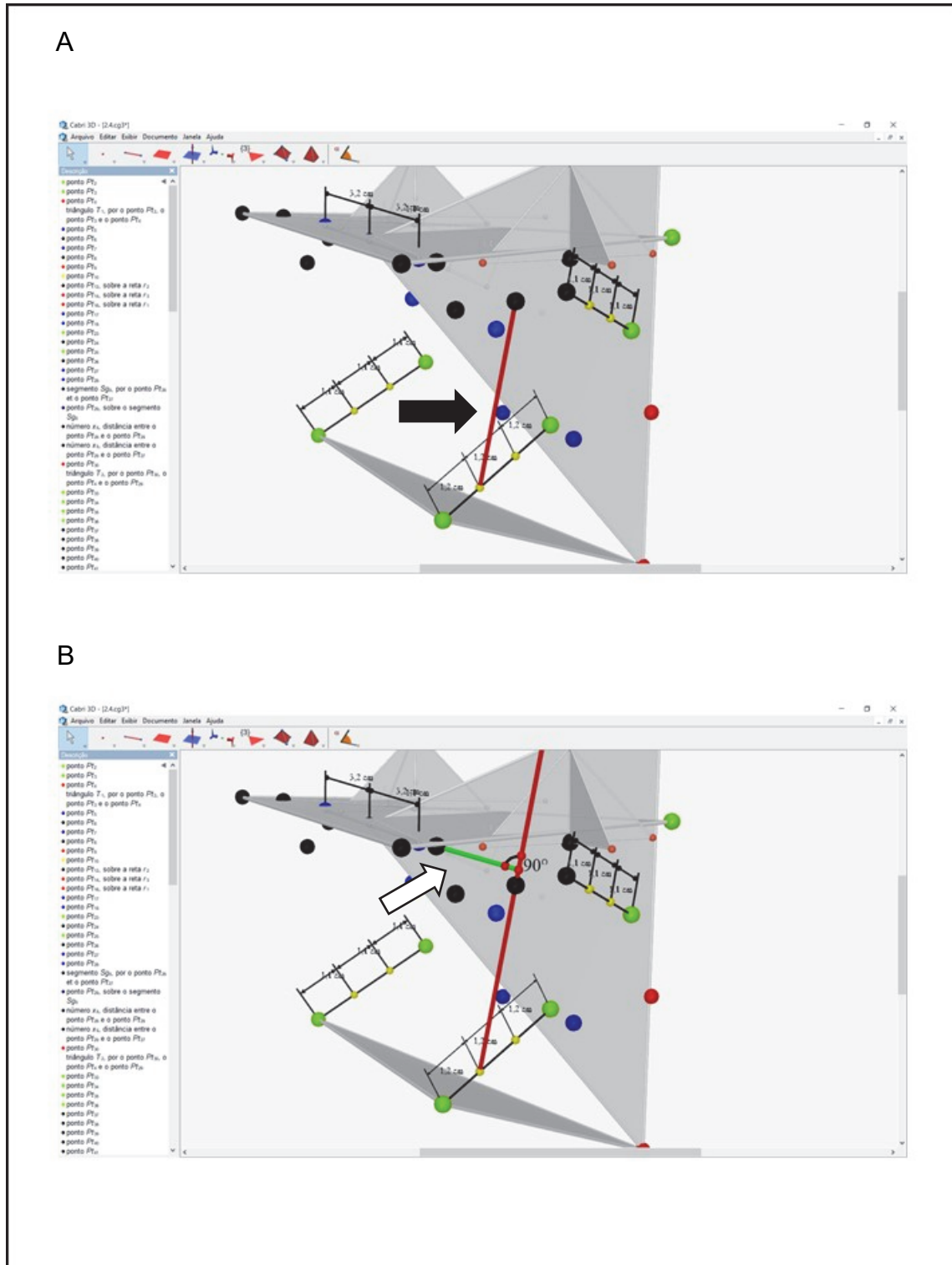


Figura 29. A: Linha de ação muscular do Temporal anterior (seta preta).
B: Braço de esforço do Temporal anterior (seta branca).

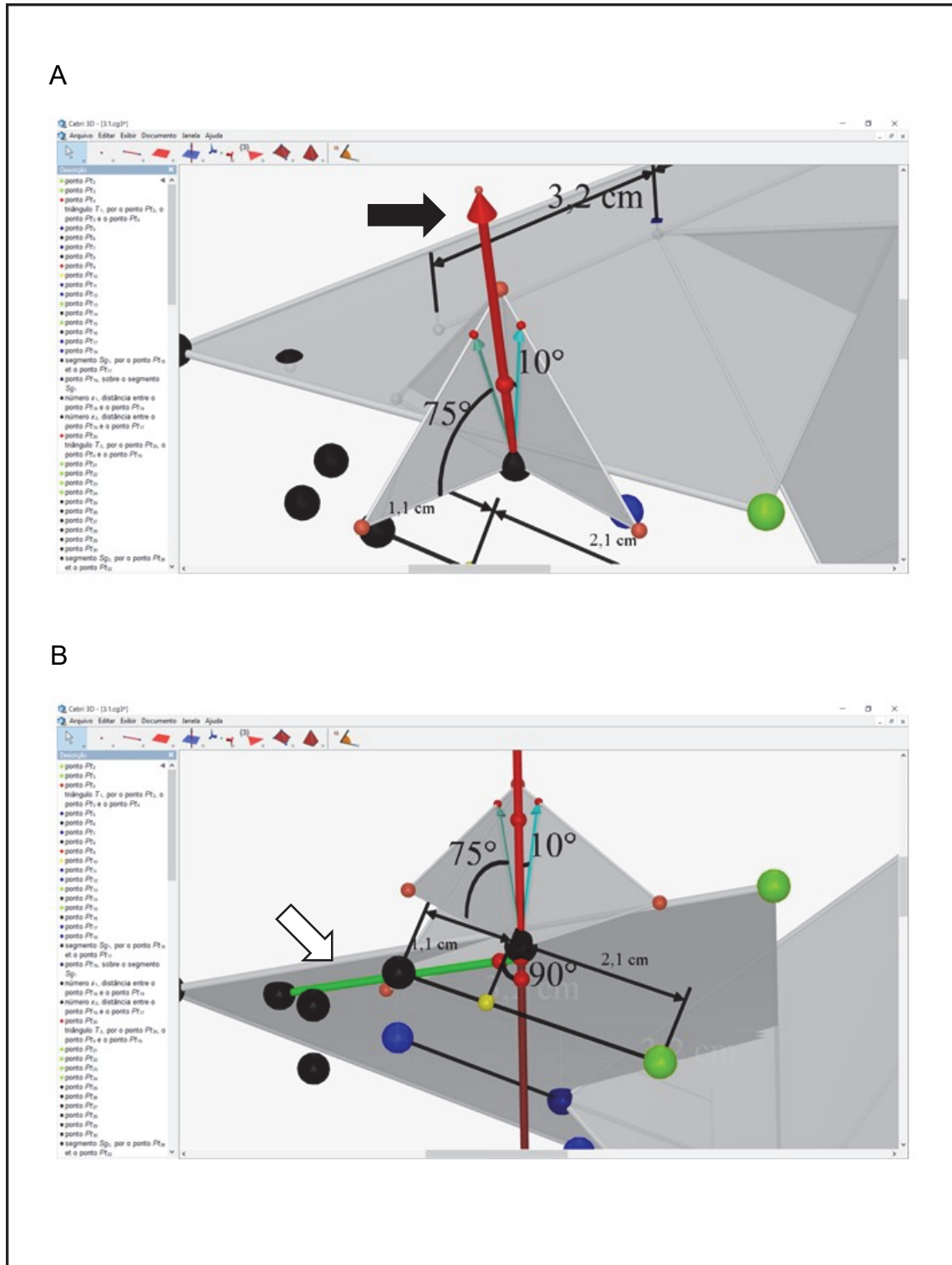


Figura 30. A: Linha de ação muscular do Temporal posterior (seta preta).
B: Braço de esforço do Temporal posterior (seta branca).

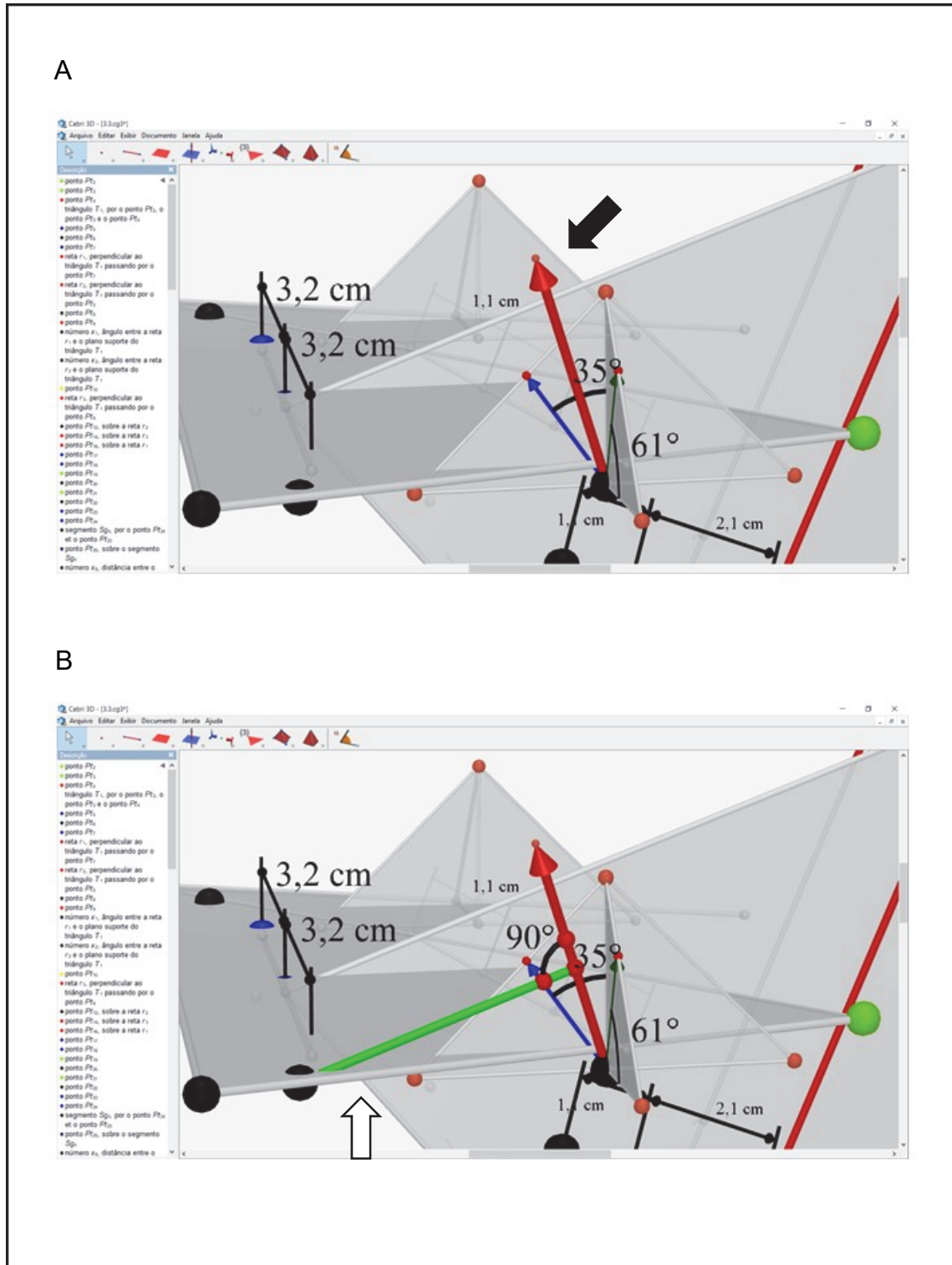


Figura 32. A: Linha de ação muscular do Pterigoideo lateral (seta preta).
B: Braço de esforço do Pterigoideo lateral (seta branca).

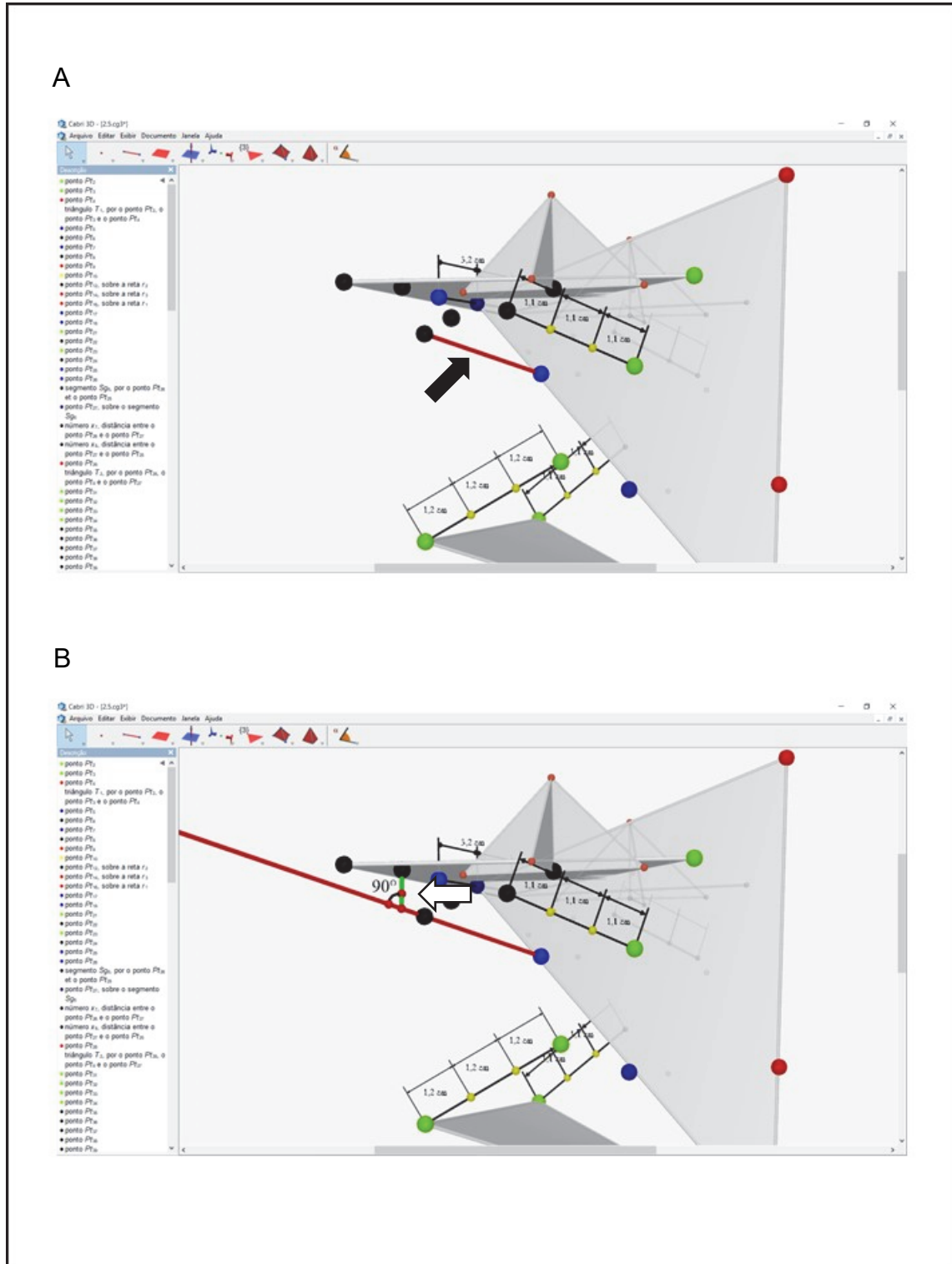


Figura 33. A: Linhas de aplicação de força Molar e Incisal (seta preta).
B: Braços de resistência Molar (seta branca).

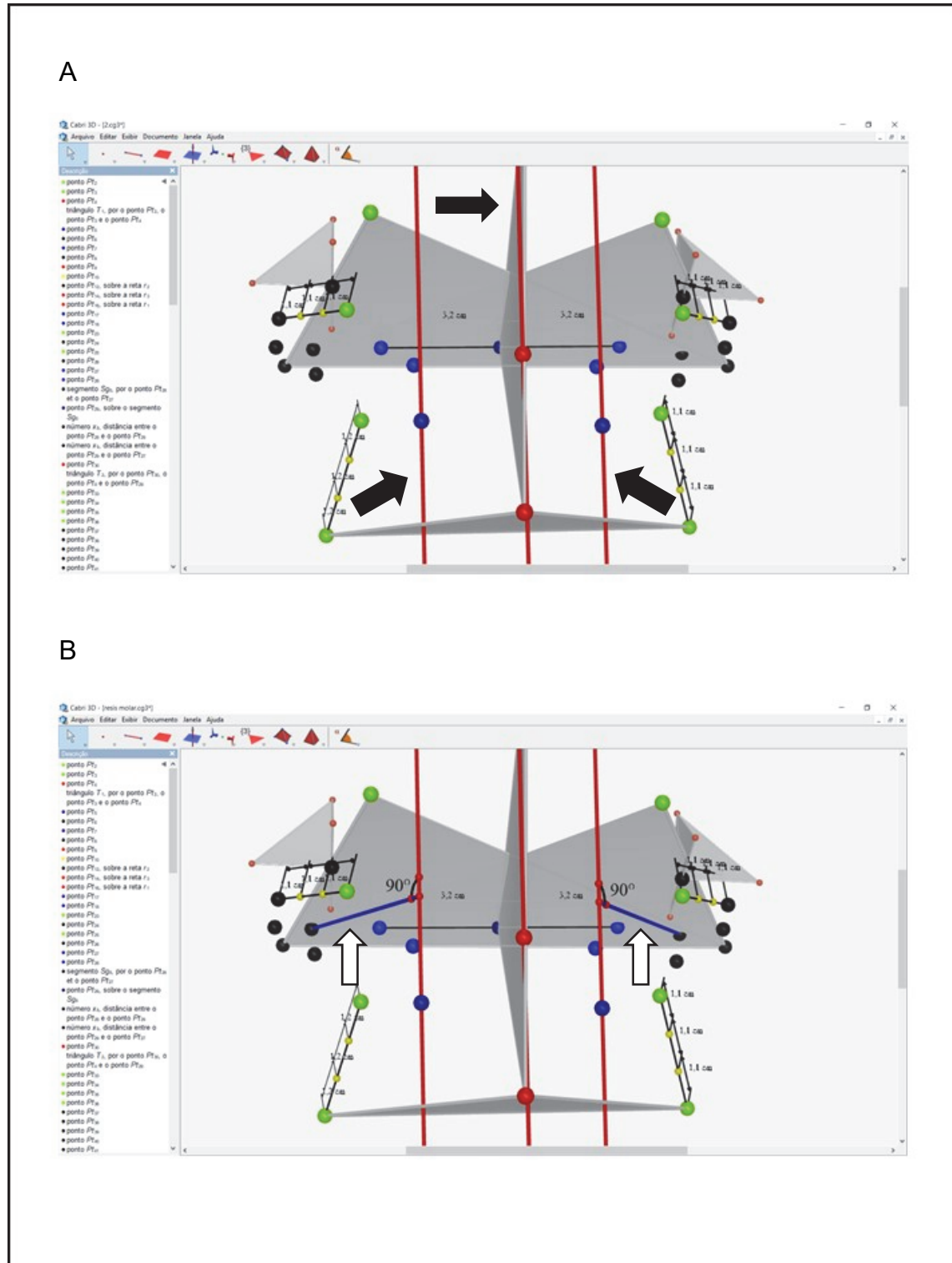
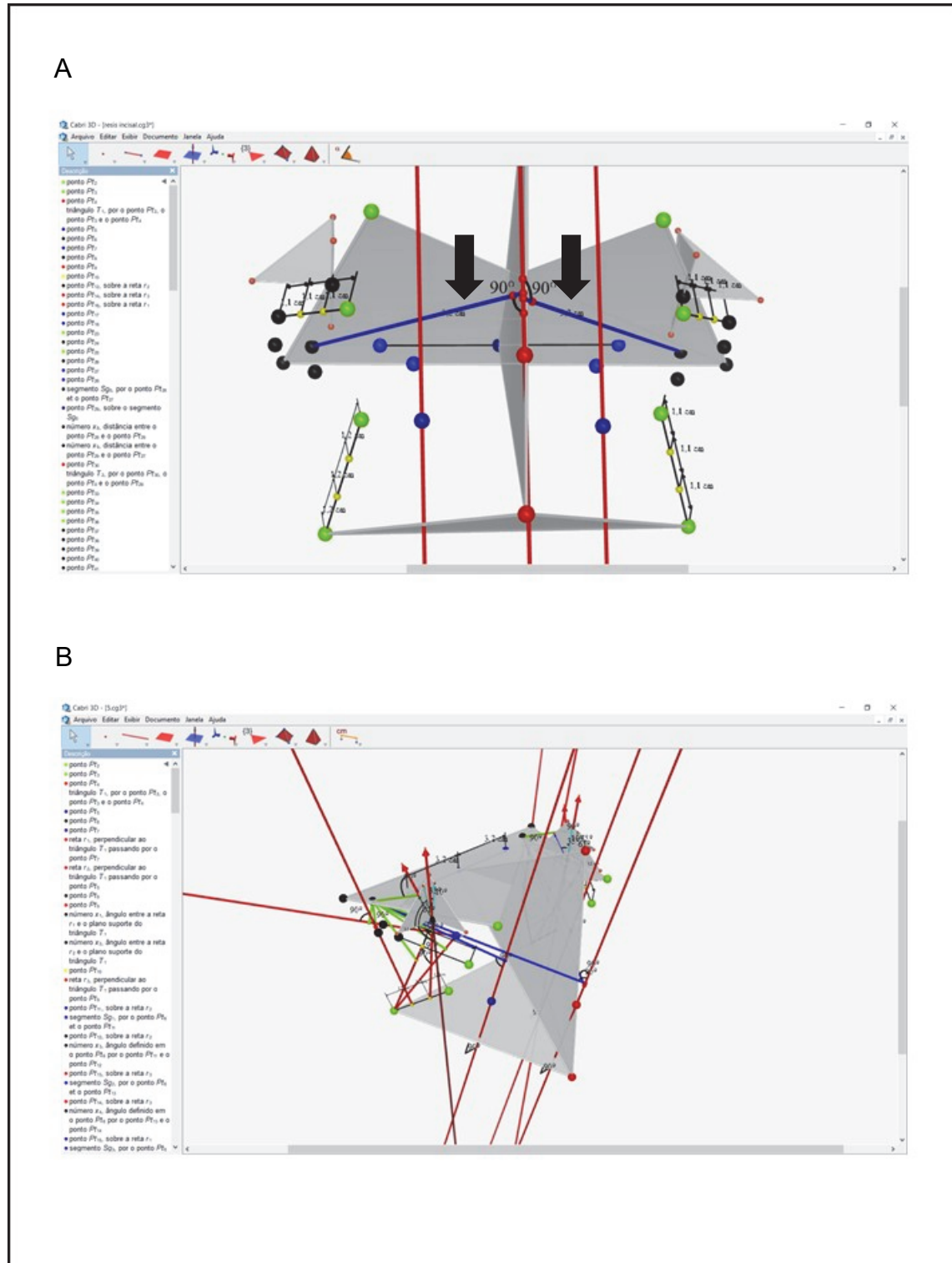


Figura 34. A: Braços de resistência Incisal (seta preta).
B: Modelo completo.



4.3. MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA BIDIMENSIONAL

4.3.1. Identificação de pontos de referência

Através do programa Blue Sky Plan versão 4.0.4.1. (Blue Sky Bio, LLC, mdi Europa GmbH, Alemanha), os cortes tomográficos em formato DICOM foram agrupados em construções bidimensionais de perfil radiográfico ântero-posterior (Figura 35). Estas imagens em formato JPG foram transferidas para o programa Adobe Photoshop CC versão 2017.0.0 (Adobe Systems Incorporated, San Diego, USA) com a finalidade identificar os pontos de referência. Assim, o plano YZ, foi utilizado (Figura 35). O sistema de coordenadas predeterminado e a origem (0, 0) estabelecidos pelo próprio programa para cada imagem foi utilizado e foi o mesmo para cada examinador (Figura 36). Os pontos de referência foram conceitualmente derivados desde pontos craniométricos convencionais de cefalometria lateral (Tabela 3, Figuras 37 – 47).

Tabela 3. Descrição dos pontos, planos e outras estruturas anatômicas de referência – 2D

Variáveis	Definição	Função
Plano de Frankfurt	Linha que une Po com Or	Linha de referência
Plano Mandibular	Linha que une Go com Gn	Linha de referência
Násio (N)	Ponto de intersecção das suturas nasofrontal e internasal	Referência anterior da linha S – N
Sela (S)	Ponto localizado no centro geométrico da Sela túrcica	Referência posterior da linha S – N
Gnátio (Gn)	Ponto mais inferior e anterior da sínfise mandibular	Referência anterior do plano mandibular
Orbital (Or)	Ponto mais inferior na margem inferior da órbita	Referência anterior do plano de Frankfurt
Pório (Po)	Ponto mais superior do meato acústico externo	Referência posterior do plano de Frankfurt
Côndilo (Co)	Ponto mais superior e mais posterior da cabeça do côndilo	Fulcro articular arbitrário
Coronóide (Cor)	Coronóide	Inserção mandibular do Temporal
Gônio (Go)	Ponto bissector do ângulo formado pela tangente da borda posterior do ramo e da borda inferior da mandíbula	Inserção mandibular do Masseter superficial e referência posterior do plano mandibular
Pterigoideo (Pt)	Ponto mais superior e posterior da fossa pterigomaxilar	Inserção pterigoidea do Pterigoideo medial
Molar (Mo)	Ponta da cúspide mesial do primeiro molar inferior	Ponto de ação molar
Incisivo (In) ^a	Borda dos incisivos centrais inferiores	Ponto de ação incisivo

Tabela 4. Definição das linhas de ação muscular e linhas de resistência – 2D

Variáveis	Definição
Linhas de ação muscular	
Masseter superficial	Origem no Or e inserção em Go
Temporal anterior	Origem no Ponto médio da linha S – N e inserção em Cor
Pterigoideo medial	Origem em Pt e inserção em Go
Linhas de aplicação de força	
Molar	Linha perpendicular ao plano mandibular que passa pelo ponto Molar
Incisiva	Linha perpendicular ao plano mandibular que passa pelo ponto Incisivo

Figura 35. Construções bidimensionais de perfil radiográfico ântero-posterior.

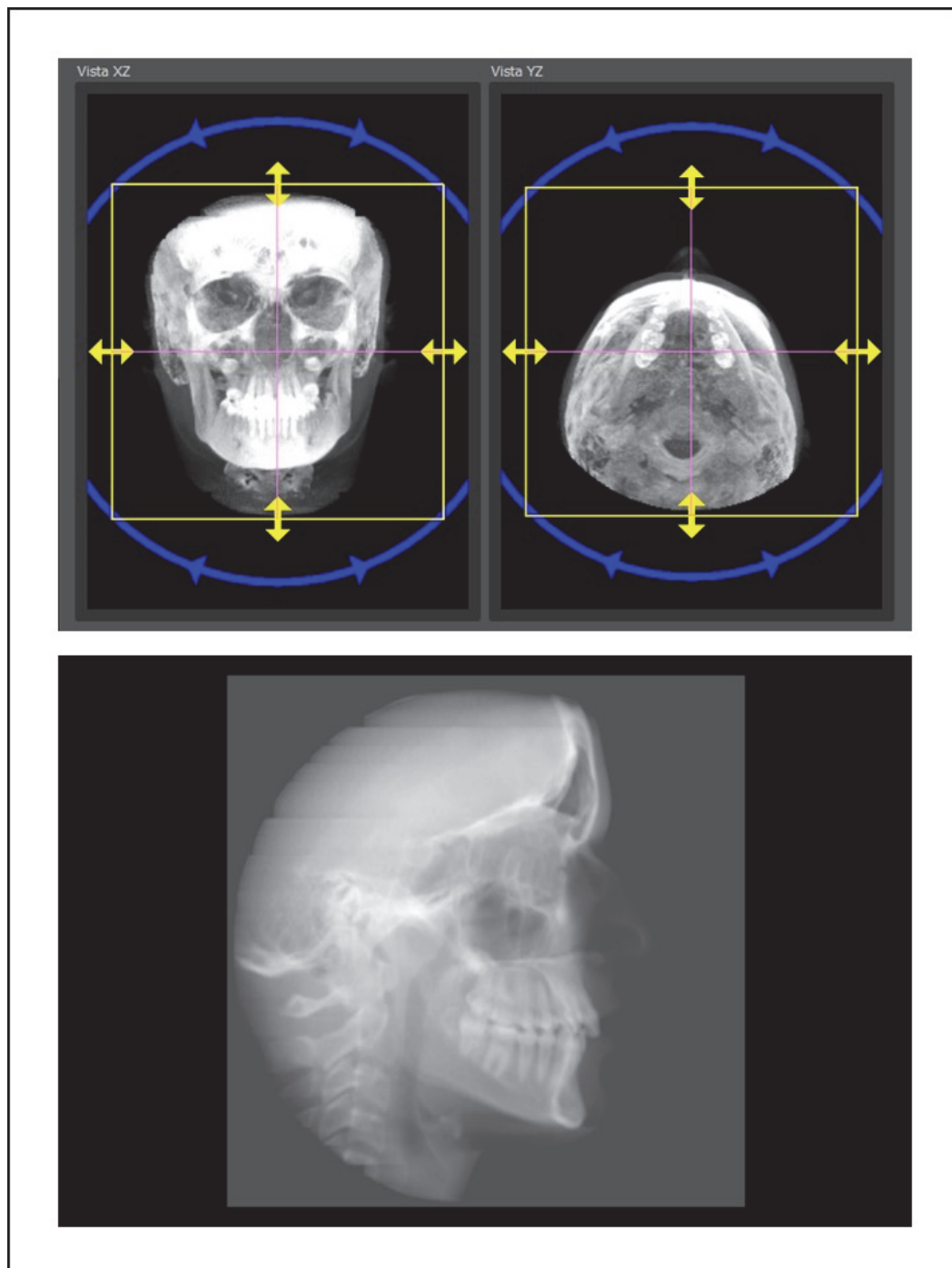


Figura 36. O plano YZ é dirigido de esquerda para direita. Sistema de coordenadas predeterminado e a origem (0, 0) estabelecidos pelo Adobe Photoshop CC.

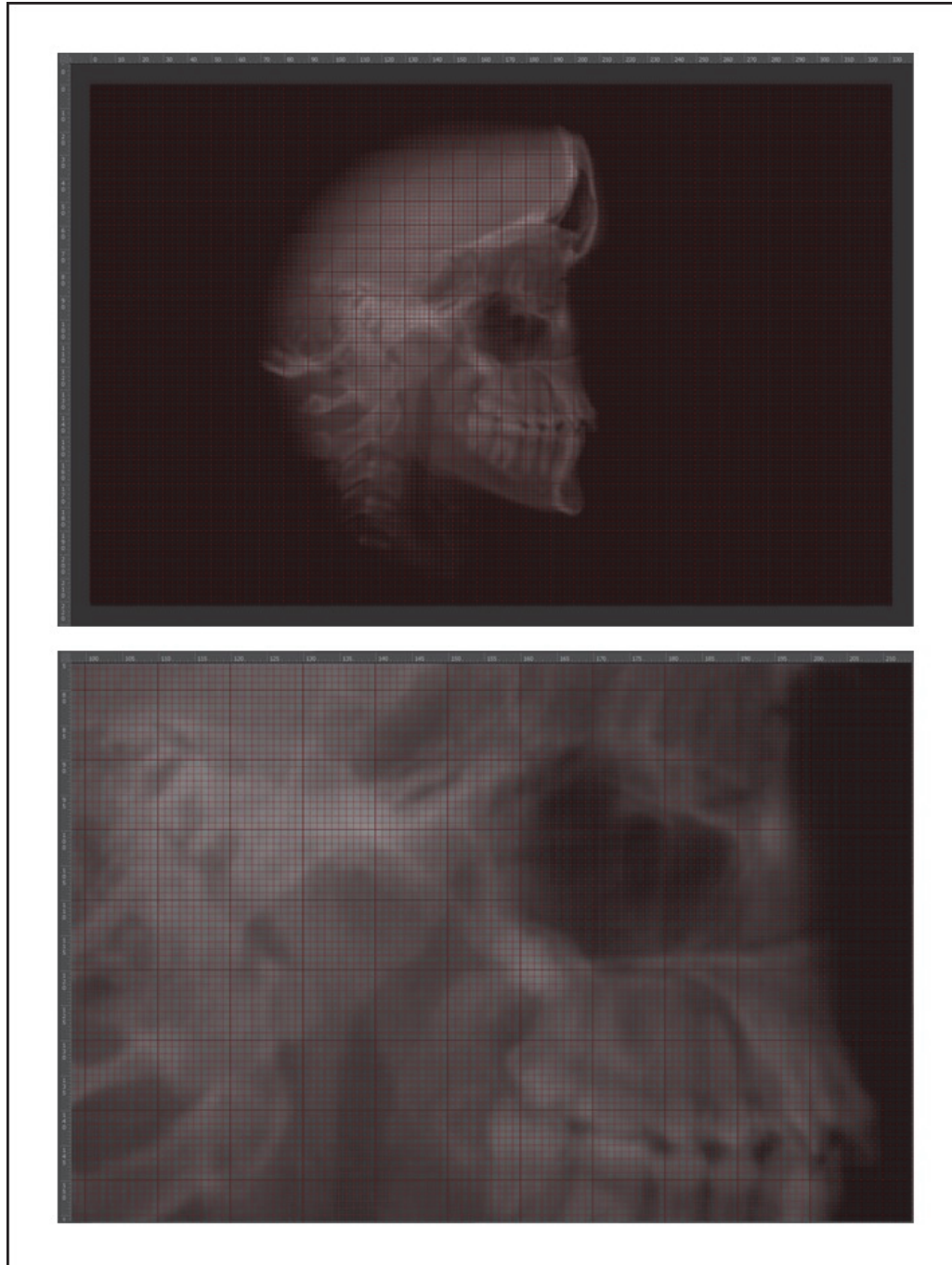


Figura 37. Vista bidimensional do ponto Sela.

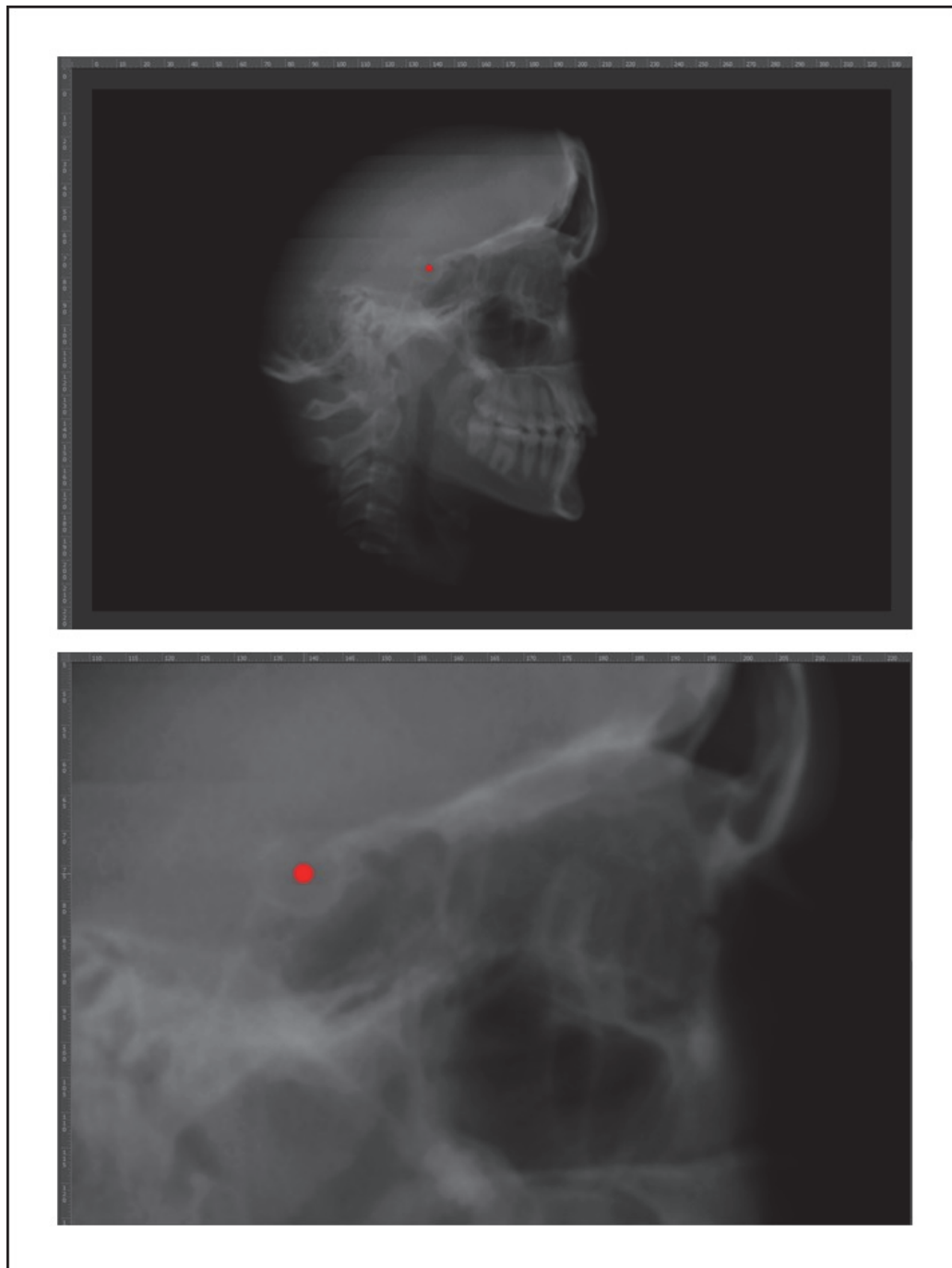


Figura 38. Vista bidimensional do ponto Násio.

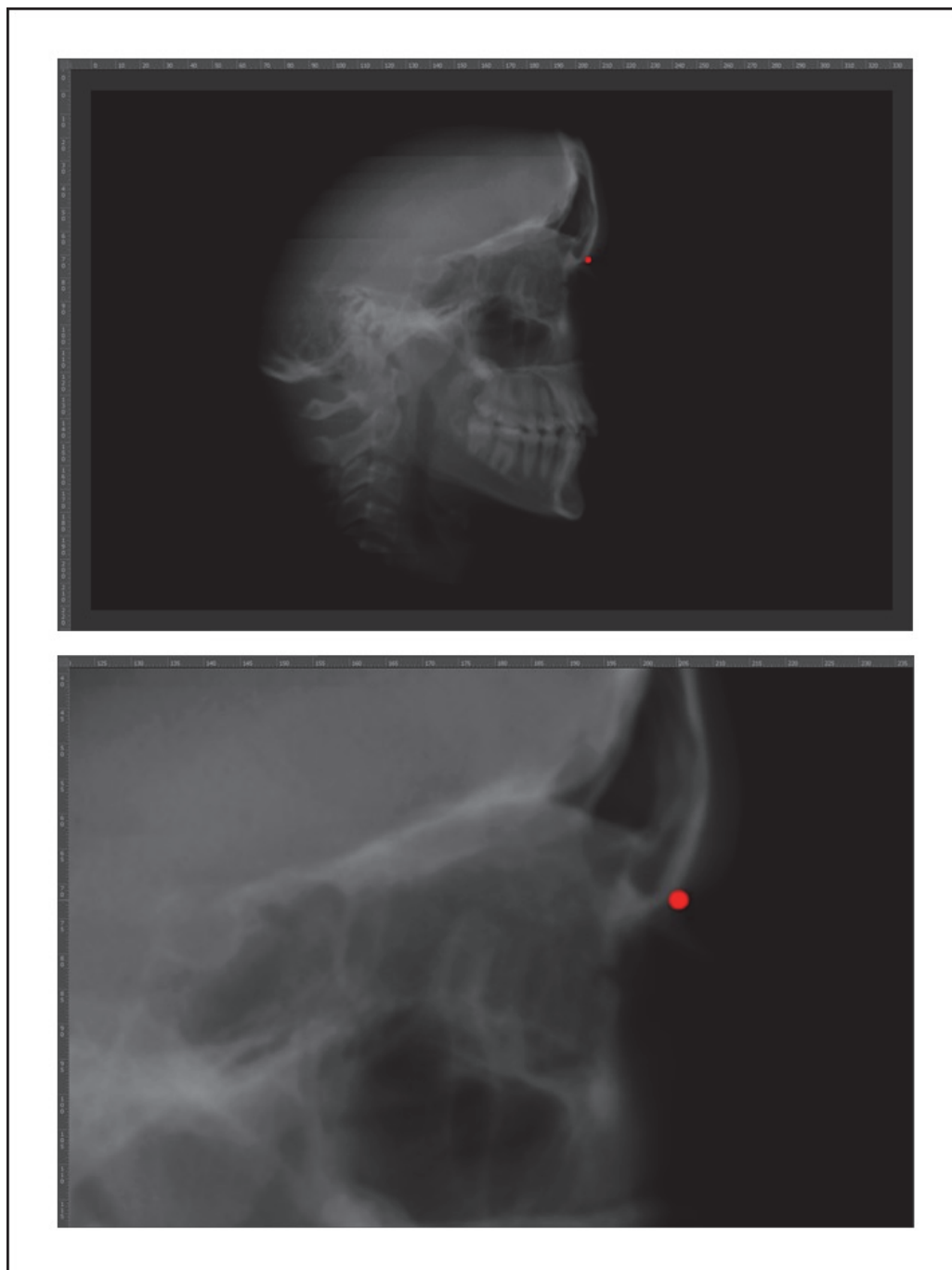


Figura 39. Vista bidimensional do ponto Gnático.

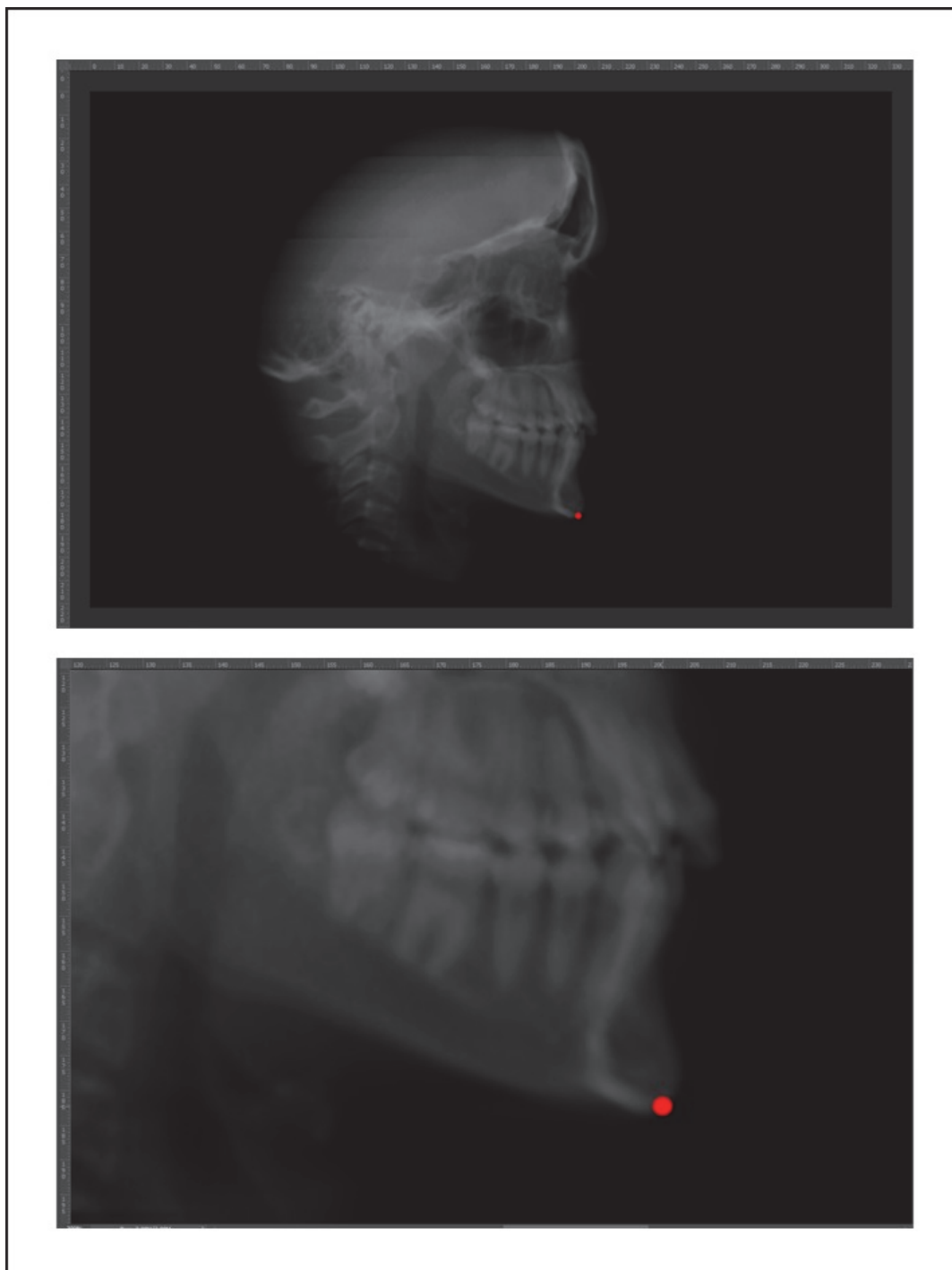


Figura 40. Vista bidimensional do ponto Incisal.

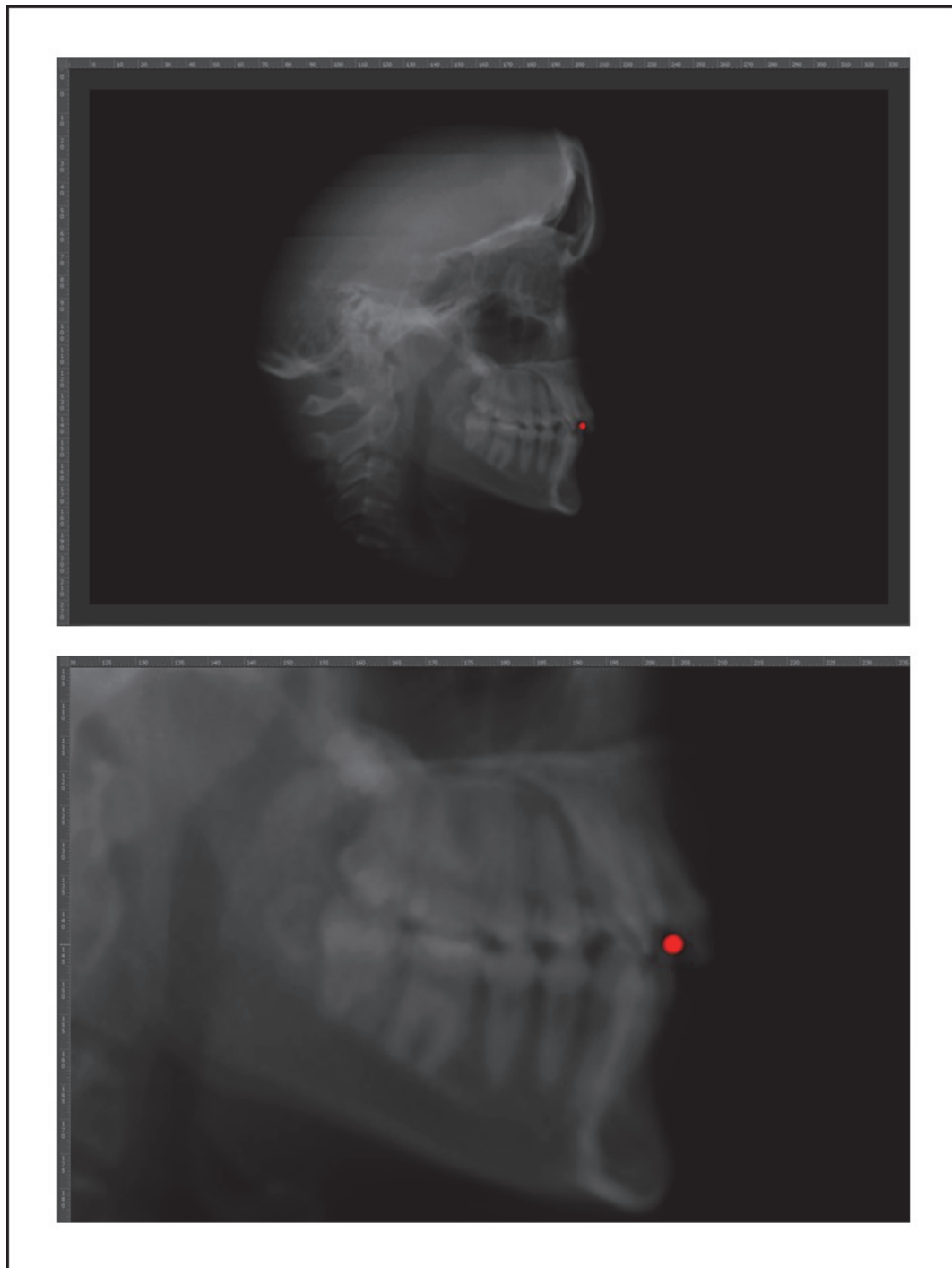


Figura 41. Vista bidimensional do ponto Orbitário.

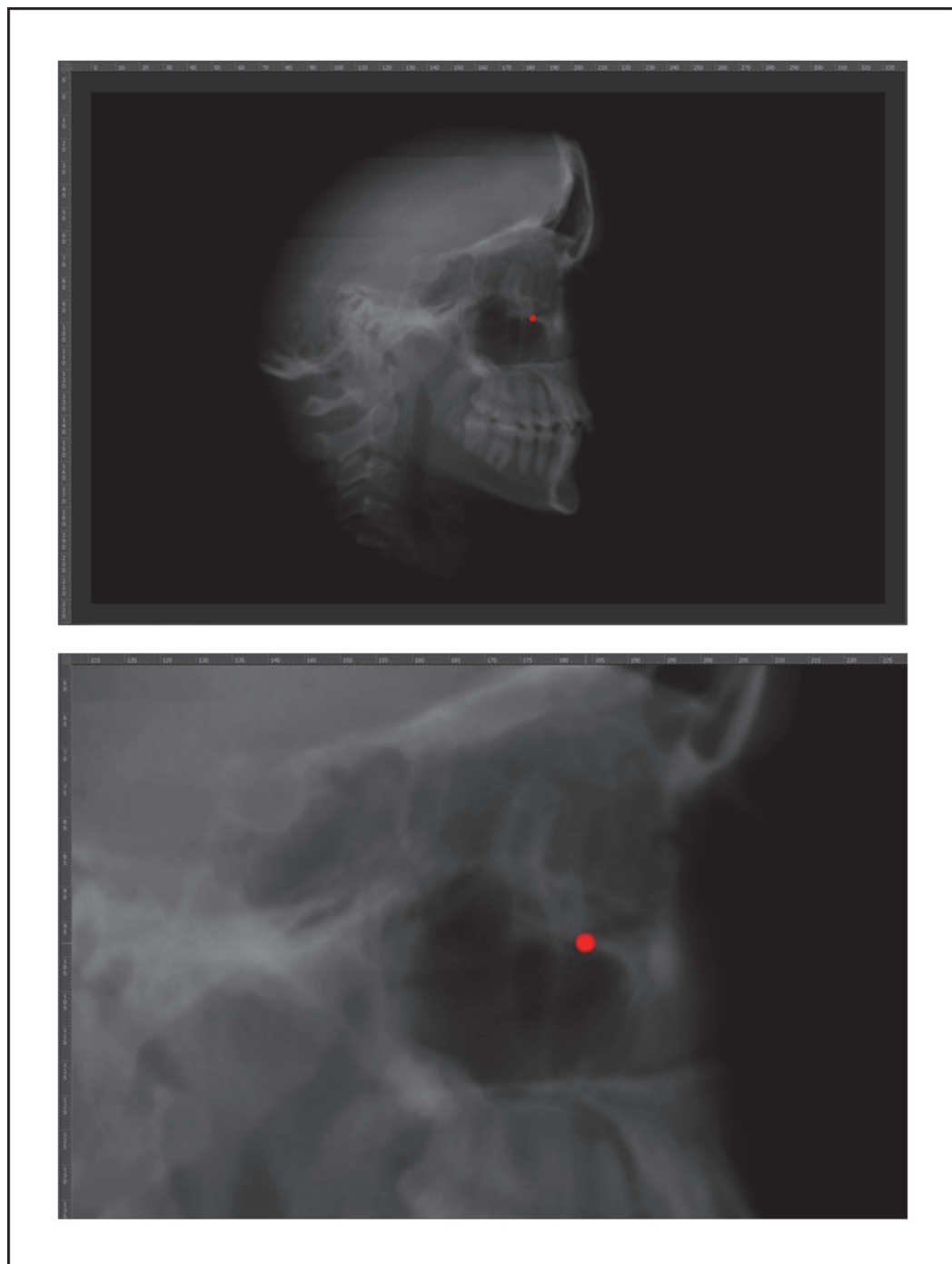


Figura 42. Vista bidimensional do ponto Pório.

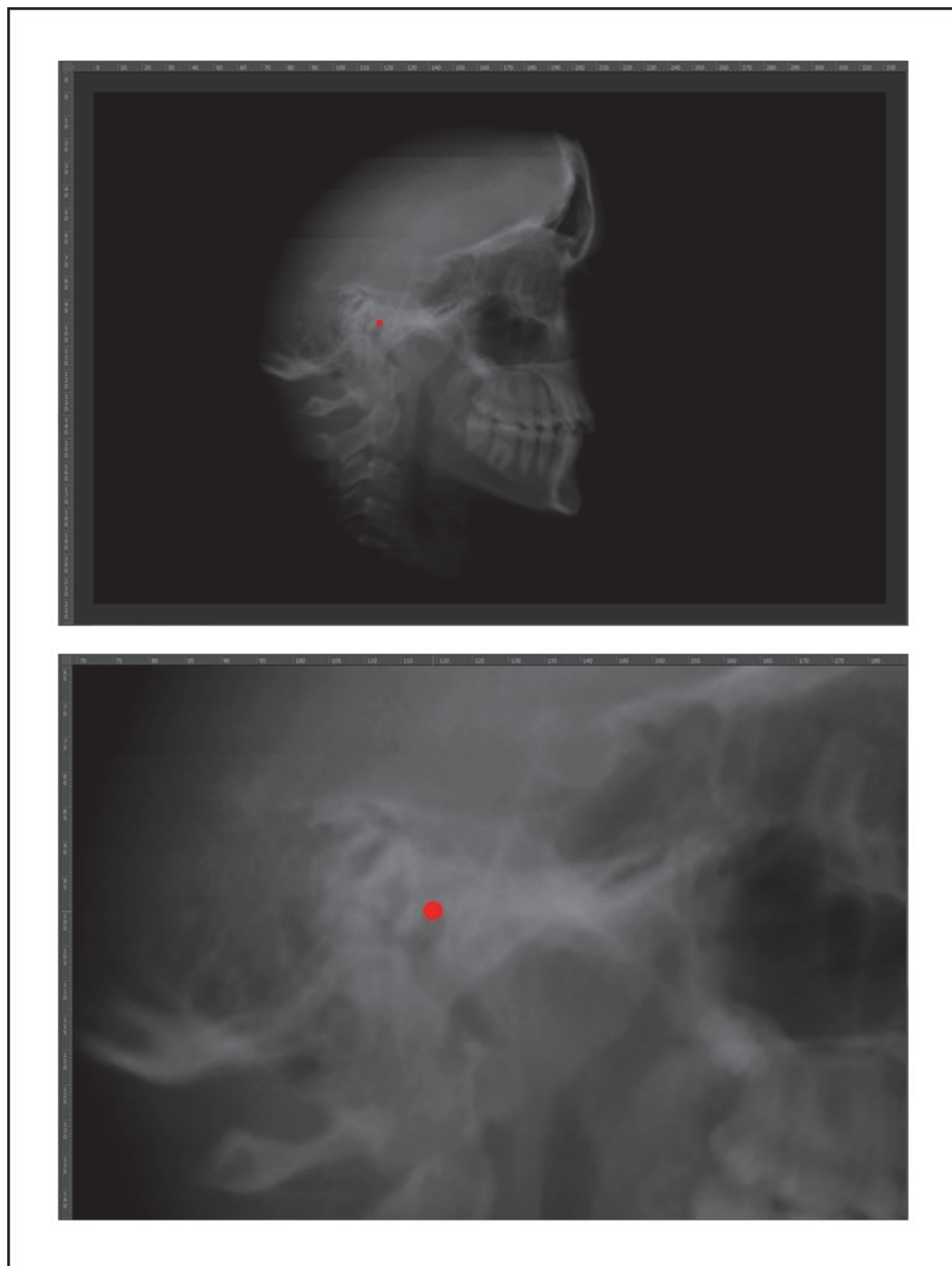


Figura 43. Vista bidimensional do ponto Cômilo.

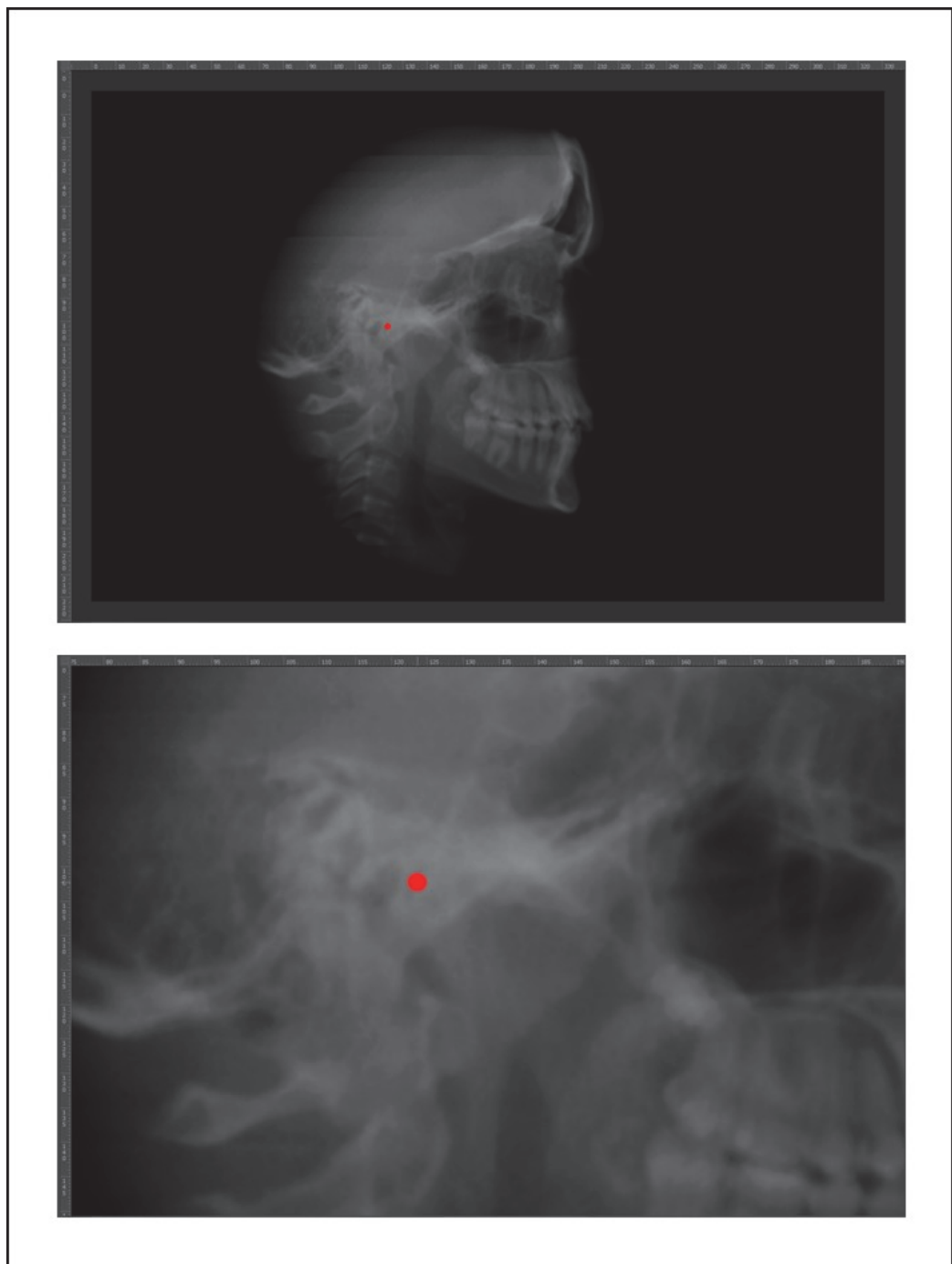


Figura 44. Vista bidimensional do ponto Gônio.

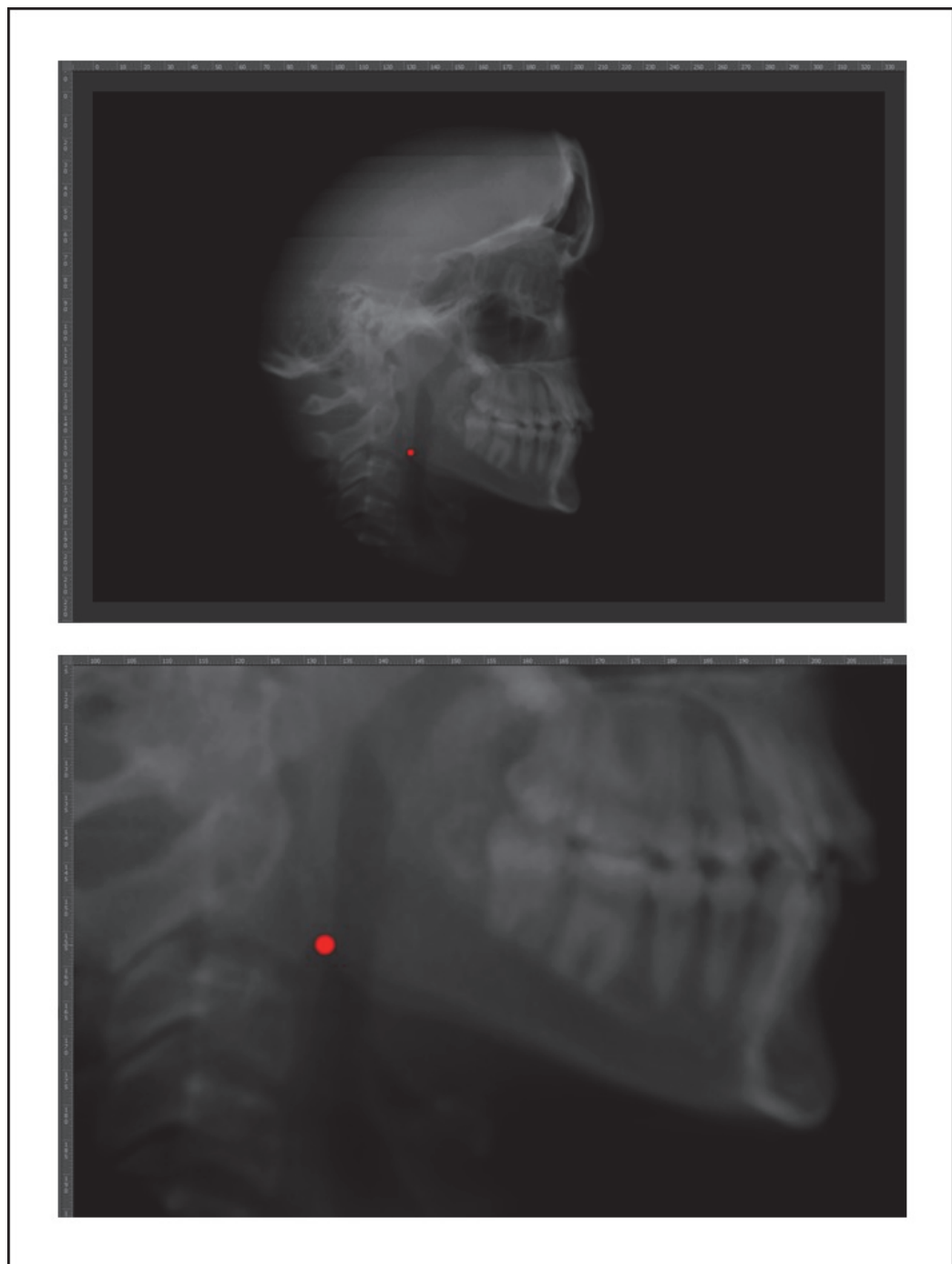


Figura 45. Vista bidimensional do ponto CoronóideCoronóide.

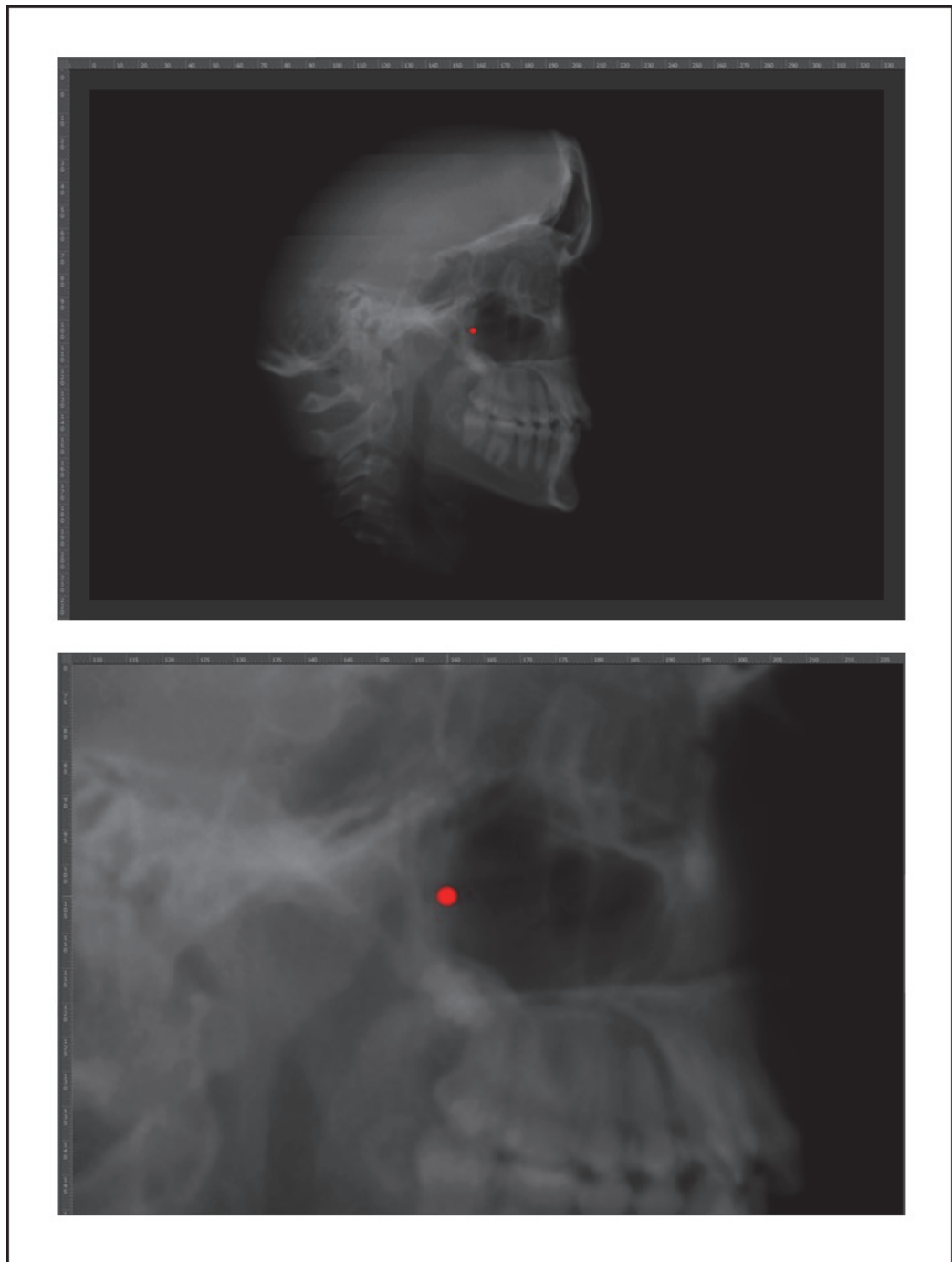


Figura 46. Vista bidimensional do ponto Pterigoideo.

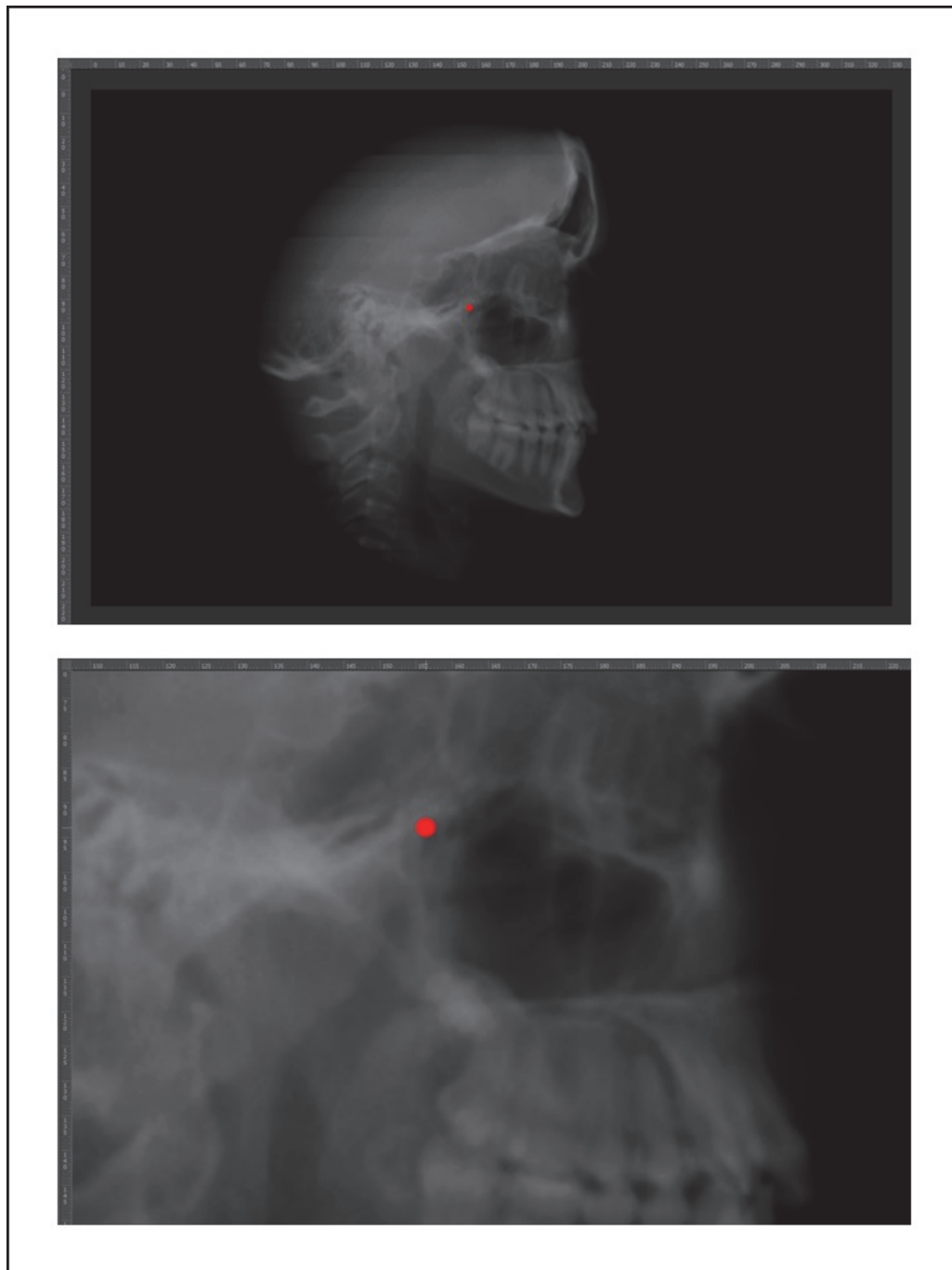
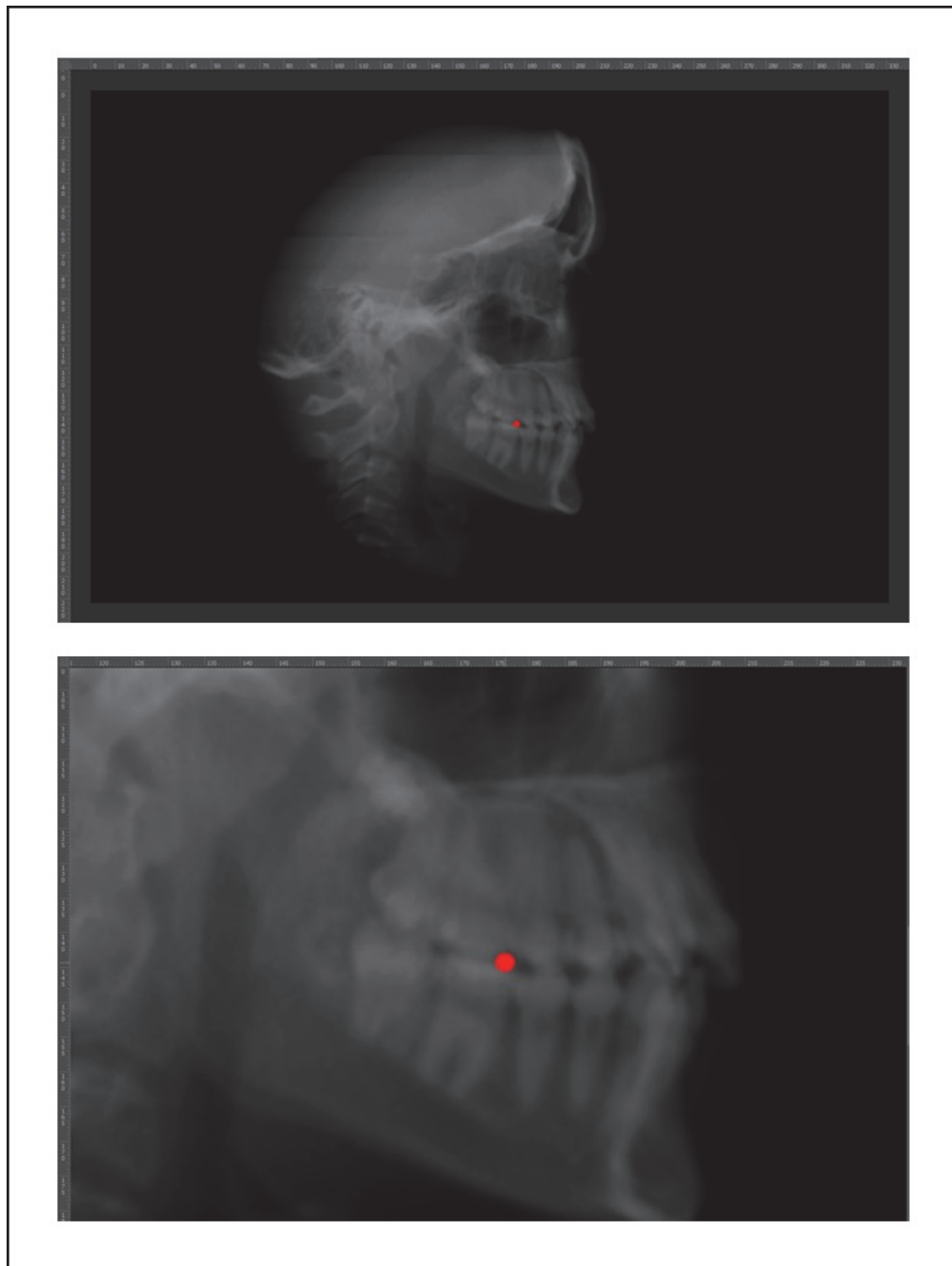


Figura 47. Vista bidimensional do ponto Molar.



4.3.2. Construção de planos de referência e linhas de ação muscular

Os dados das coordenadas determinadas com o programa Blue Sky Plan (Blue Sky Bio) foram transferidos para o programa Cabri 3D 2.1.2 (Cabrilog) com o propósito de criar os planos de referência mandibular e Frankfurt (Tabela 3, Figura 46). As linhas de ação muscular foram desta vez bidimensionalmente desenhadas considerando a fixação óssea dos músculos masseter superficial, temporal anterior e pterigoideo medial (Tabela 4, Figuras 49 e 50). Desta mesma forma, as linhas de aplicação de força foram traçadas considerando a aplicação da força de mordida nos pontos Molar e Incisivo (Tabela 4, Figura 51). Como descrito acima, apenas dois planos de referência e três músculos foram considerados nesta análise devido à limitação para identificar pontos de referências pertinentes em vistas radiográficas convencionais.

4.3.3. Determinação dos braços de esforço e de resistência

Igualmente neste modelo, considerando o ponto de referência Cêndilo como fulcro, os braços de esforço, respectivos a cada músculo da mastigação, foram diagramados como segmentos de reta em ângulo de 90° a cada linha de ação muscular (Figuras 52 e 53). Os braços de resistência foram delineados como segmentos de reta em ângulo de 90° a cada linha de aplicação de força nos setores posterior e anterior do plano oclusal (Figuras 53 e 54). Os braços de esforço e de resistência foram mensurados com as ferramentas do programa Cabri (mm), e a Vantagem mecânica foi registrada como a proporção do comprimento de cada braço de esforço pelo comprimento de cada braço de resistência. Desta forma, apenas 6 vantagens mecânicas neste modelo foram comparadas com as 6 correspondentes das 28 do modelo tridimensional.

Figura 48. Transferência dos pontos de referência desde o Adobe Photoshop CC para o Cabri 3D.

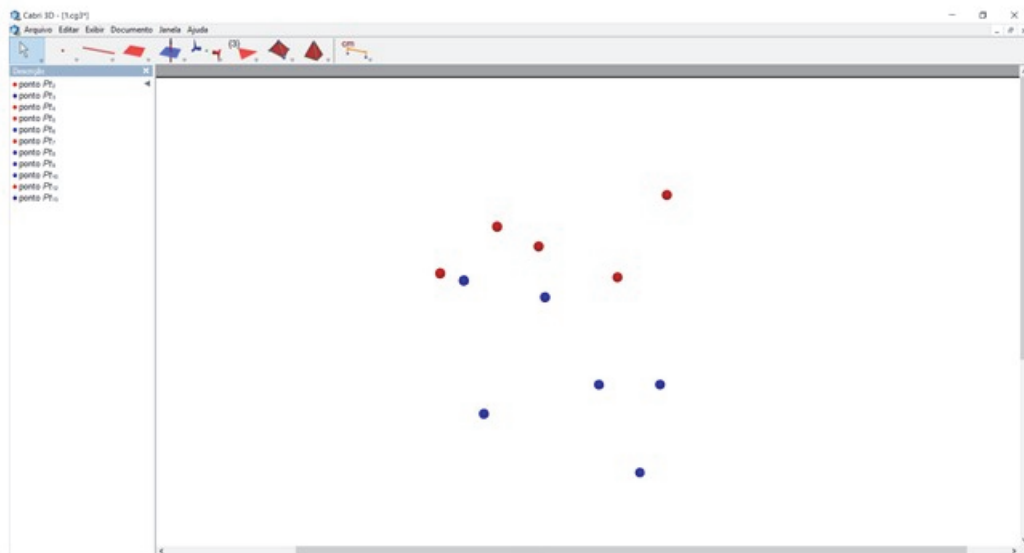
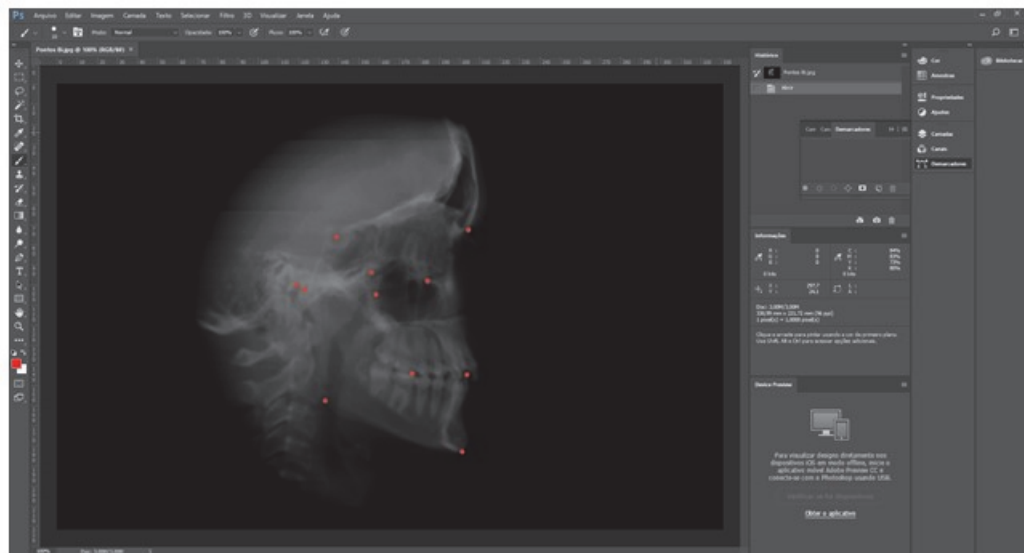


Figura 49. A: Linha S – N (seta preta) e planos de referência Frankfurt (seta cinza) e Mandibular (seta branca). B: Linha de ação muscular do Masseter superficial (seta preta).

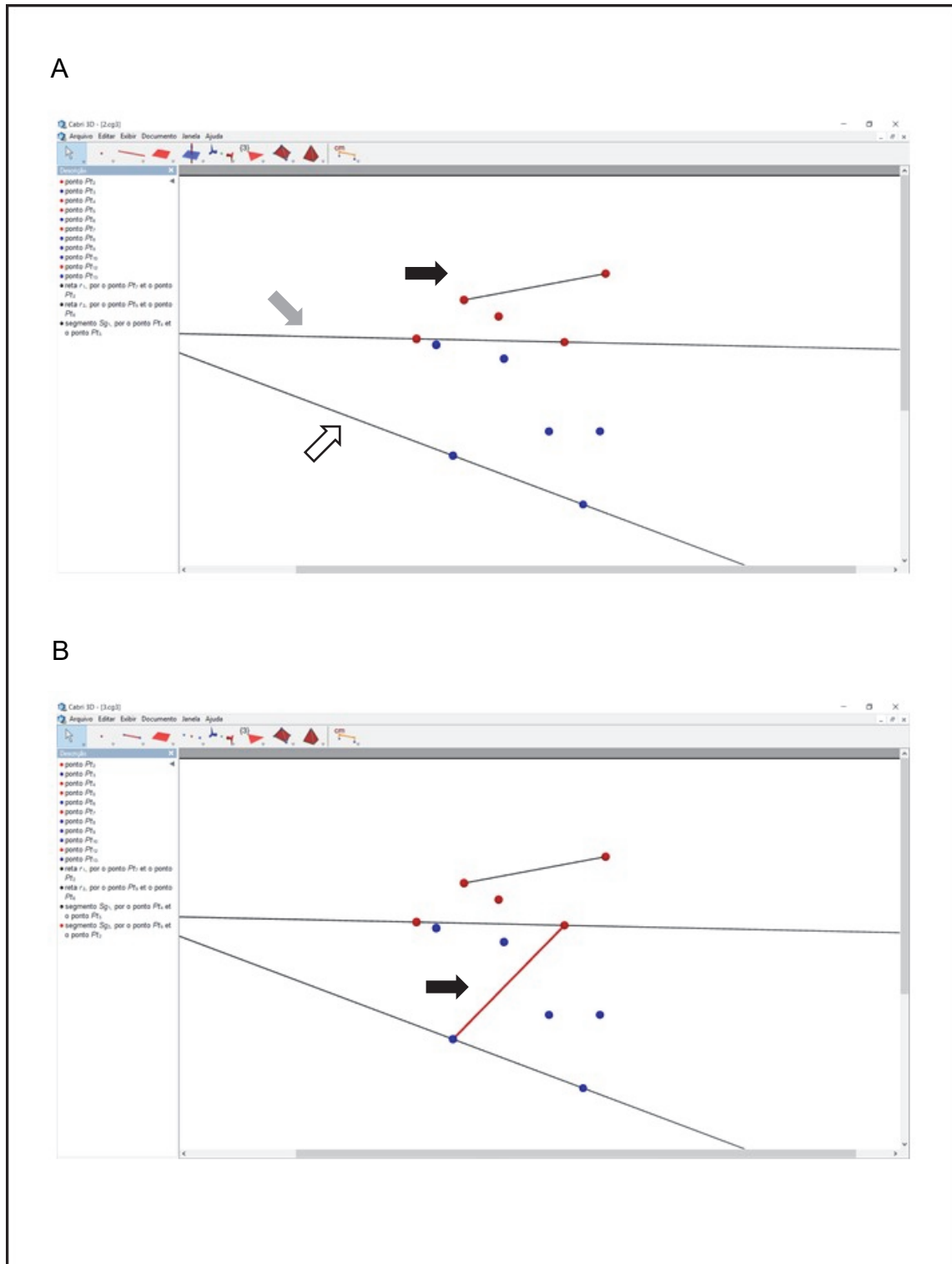


Figura 50. A: Linha de ação muscular do Temporal anterior (seta preta).
B: Linha de ação muscular do Pterigoideo medial (seta branca).

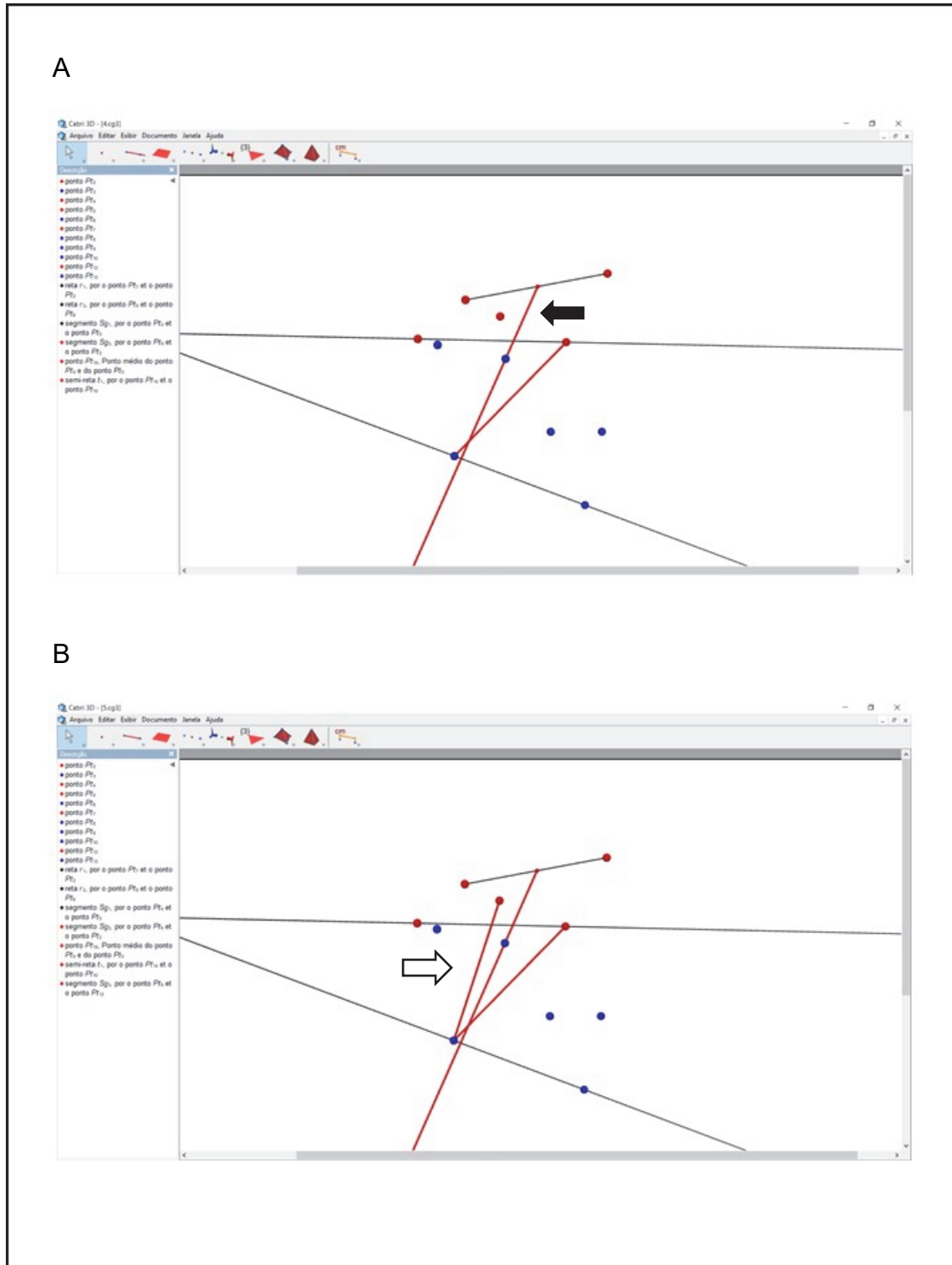


Figura 51. A: Linha de aplicação de força Molar (seta preta).
B: Linha de aplicação de força Incisal (seta branca).

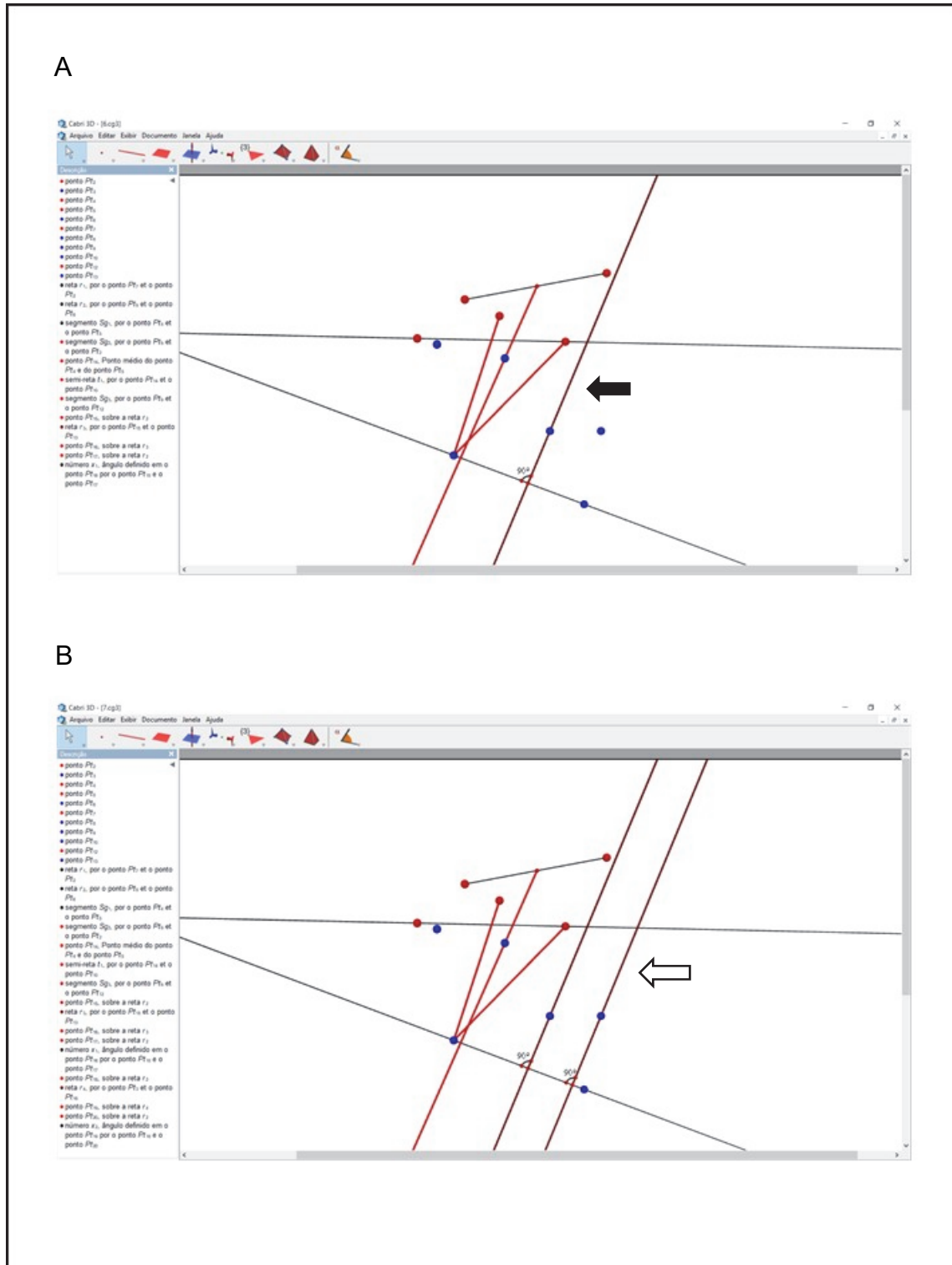


Figura 52. A: Braço de esforço do Masseter superficial (seta preta).
B: Braço de esforço do Temporal anterior (seta branca).

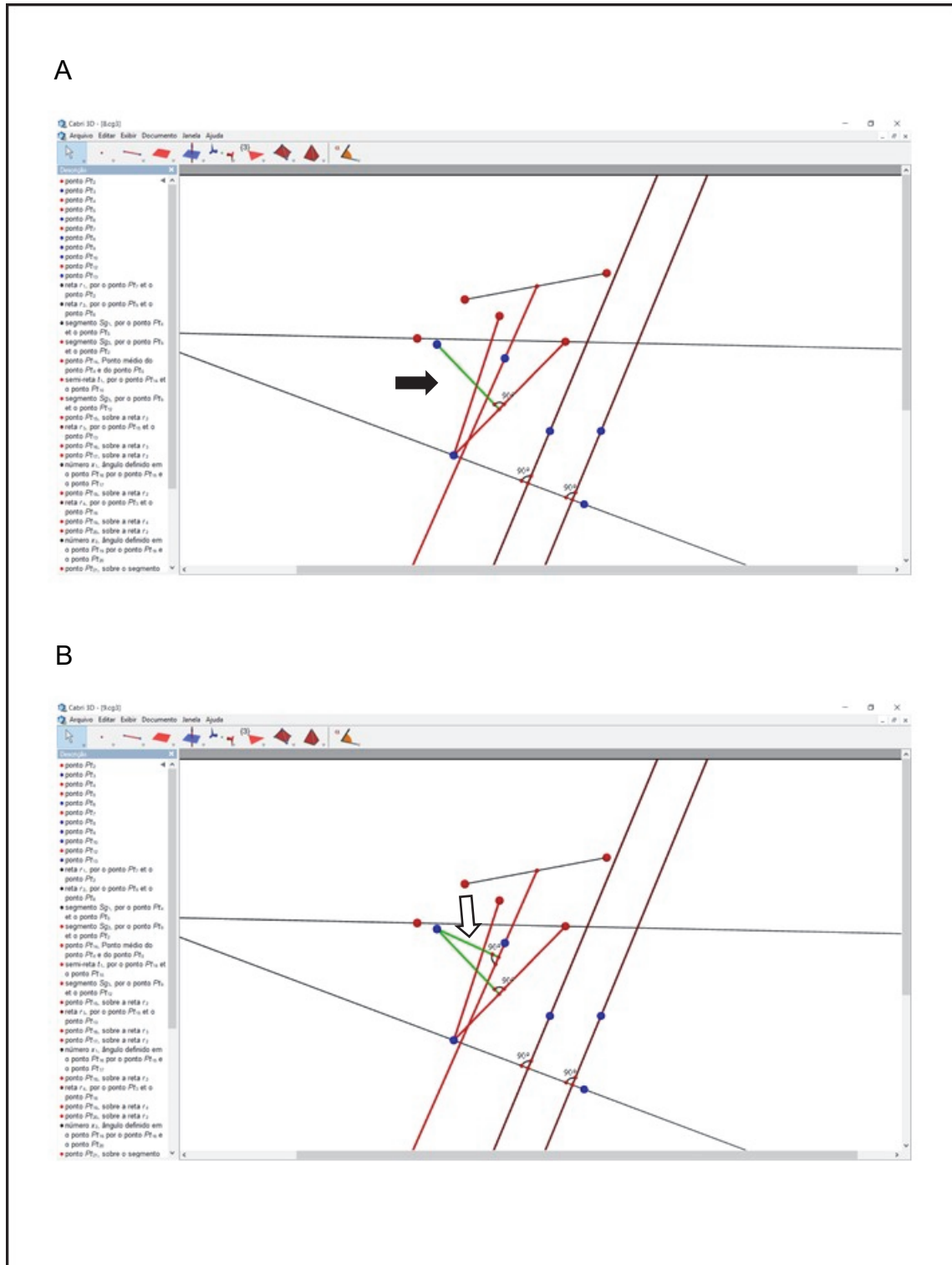
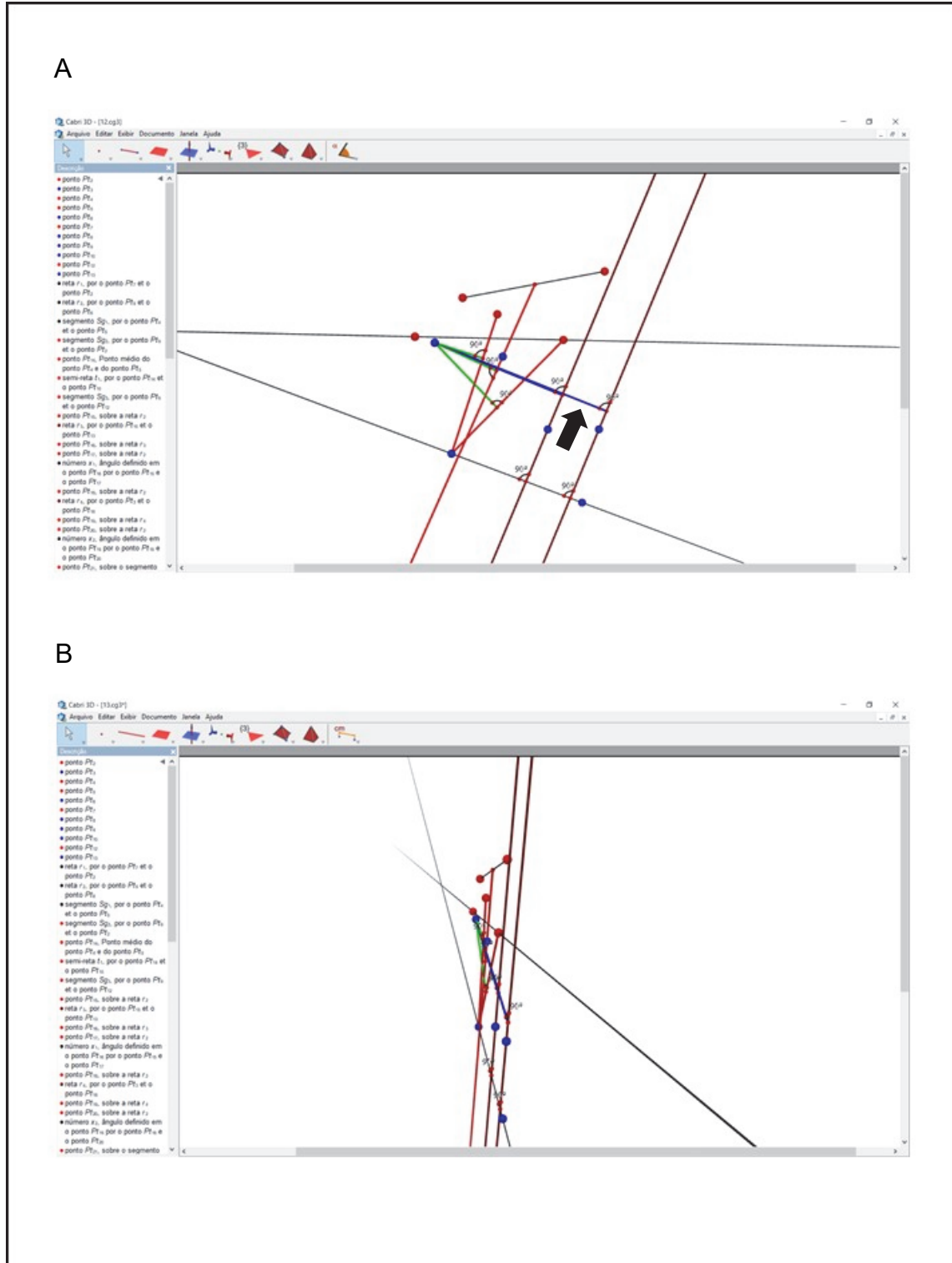


Figura 54. A: Braço de resistência incisal (seta preta).

B: Perspectiva demonstrando o modelo completo bidimensional.



4.4. ANÁLISE DE REPRODUTIBILIDADE E DETERMINAÇÃO DOS ERROS PARA OS MODELOS DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL E BIDIMENSIONAL

Um mesmo examinador principal (Examinador 1) repetiu todas as análises, para cada modelo em cada tomografia de todos os sujeitos, por três vezes (Medição #1, #2 e #3). Outros dois examinadores (Examinadores 2 e 3) completaram só uma vez estas análises (Medições #4 e #5, respectivamente). Os dados foram analisados utilizando o programa SPSS® software (v.24; IBM, Armonk, New York, EUA), usando um nível de significância de 95%. Para cada modelo, a reprodutibilidade intra-examinador foi verificada comparando-se os resultados das medições #1, #2 e #3 correspondentes ao Examinador 1. A reprodutibilidade inter-examinador foi formulada confrontando-se os dados das medições #1 (escolhido aleatoriamente do Examinador 1), e as medições #4 e #5 correspondentes aos Examinadores 2 e 3, respectivamente.^{25,26,31}

Os examinadores selecionados foram professores do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa. O examinador principal com expertise em anatomia craniofacial tomográfica possui Doutorado em Prótese Dentária na Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas. Os outros dois examinadores, calibrados na análise digital das imagens bidimensionais e tridimensionais pelo próprio examinador principal, detêm o título de Doutor em Reabilitação Oral pela Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista. O primeiro avaliador completou cada análise por separado, realizando a segunda e terceira repetição após ter concluído a amostra total da precedente, com um intervalo de tempo de descanso de 8 horas entre cada repetição.

O teste de coeficiente de correlação intra-classe foi aplicado, empregando um modelo misto de dois fatores com concordância absoluta. O modelo misto considera elegidos aleatoriamente os sujeitos, e os examinadores fixos. A concordância absoluta determina um mesmo estimador, independentemente da presença de um efeito de interação (medidas individuais). Concordância absoluta é um critério mais rigoroso com base na variabilidade individual, variabilidade na repetição e medição do erro. Desta forma, a reprodutibilidade encontrada pode ser transferida a estudos com avaliações individuais. Foi excelente quando $\geq 0,75$, satisfatório entre 0,40 e 0,74 e

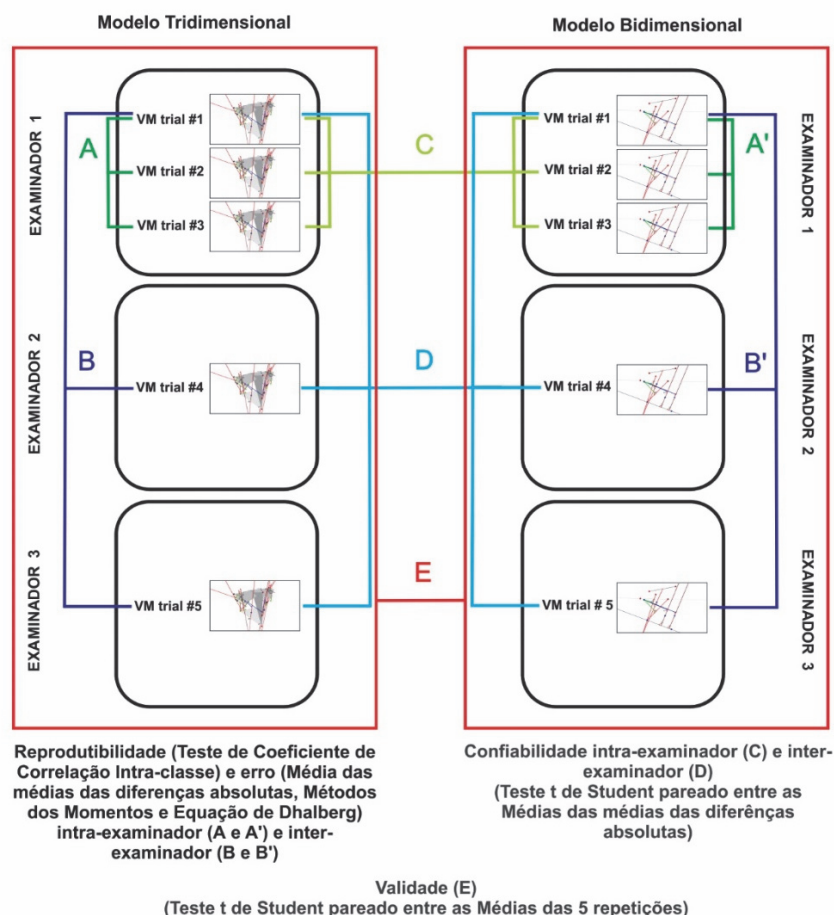
pobre quando $< 0,40$. A medição dos erros intra-examinador e inter-examinador foi determinada por meio do cálculo da Média das médias das diferenças absolutas.³³

A Média das médias das diferenças absolutas foi estimada utilizando a equação $(\{\sum_{i=1}^n [|t_{1i} - t_{2i}| + |t_{1i} - t_{3i}| + |t_{2i} - t_{3i}|]\} / 3) / n$, onde t representa cada medição (trial) e n descreve o número amostral (Figura 53). Como medições adicionais do erro, o estimador de variância “Método dos Momentos” (MME), e a equação de Dahlberg foram também avaliados. O MME foi estabelecido por meio da equação $S_M = \sqrt{(\sum (d_i - \bar{d})^2 / 2(n-1))}$, na qual d é a diferença entre as repetições, $\bar{d}$ é a média das diferenças entre as repetições e n é o número amostral. A equação de Dahlberg foi formulada como $S_D = \sqrt{(\sum d_i^2 / 2N)}$, onde d é a diferença entre os valores encontrados nas repetições e N é o número amostral. O erro foi julgado como satisfatório, quando a Média das médias das diferenças absolutas foi $<$ do que 1,5 mm.^{25,26,31,34}

4.5. ANÁLISE DE CONFIABILIDADE E VALIDADE DO MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL

A confiabilidade intra-examinador e inter-examinador, do modelo tridimensional em comparação ao bidimensional, foi determinada por meio da comparação das médias das médias das diferenças absolutas (erros) das variáveis correspondentes de ambos os modelos empregando o teste t de Student pareado. A validade do modelo tridimensional, em comparação ao bidimensional, foi igualmente calculada utilizando o teste t de Student pareado ao comparar as médias das medições ou os conglomerados das 5 repetições de cada modelo (Figura 55). Este cálculo foi definido como $|\sum_1^5 (\text{ModTri}) / 5| - |\sum_1^5 (\text{ModBi}) / 5|$, onde ModTri e ModBi representam os valores das variáveis decorrentes dos modelos tridimensional e bidimensional, respectivamente.^{25,26,31}

Figura 55. Avaliação da reprodutibilidade e erro dos modelos bidimensional e tridimensional, e a confiabilidade e a validade do modelo tridimensional em comparação ao modelo bidimensional. A Reprodutibilidade e erro intra-examinador para cada modelo (A e A') foi realizada ao comparar os dados de Vantagem mecânica das avaliações (*trials*) #1, #2, e #3 do examinador 1. A reprodutibilidade e erro inter-examinador para cada modelo (B e B') foi realizado ao comparar os dados de Vantagem mecânica das avaliações (*trials*) #1, #4, e #5 dos examinadores 1, 2 e 3, respectivamente. A Confiabilidade intra-examinador (C) foi estimada pela comparação das médias das médias das diferenças absolutas (erros) de cada modelo das avaliações (*trials*) #1, #2, e #3 do examinador 1. A confiabilidade inter-examinador (D) foi estimada pela comparação das médias das médias das diferenças absolutas de cada modelo das avaliações (*trials*) #1, #4, e #5 dos examinadores 1, 2 e 3, respectivamente. A Validade (E) foi determinada comparando a média das medições das 5 avaliações (*trials*) dos três examinadores.



5. RESULTADOS

5.1. REPRODUTIBILIDADE E DETERMINAÇÃO DOS ERROS PARA O MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL

A média e o desvio padrão do valor absoluto das coordenadas relativas aos pontos de referência cefalométricos, em contraste intra-examinador e inter-examinador, podem ser observados nas tabelas 5 e 6, respectivamente. Encontrou-se uma excelente reprodutibilidade em ambas as comparações, indicando coeficientes de correlação intra-classe de 0,998 a 1,000 ($p < 0,0001$).

As médias das médias das diferenças absolutas intra-examinador apresentaram erros menores do que 1,5 mm, o que é considerado clinicamente aceitável. Contudo, os dados inter-examinador foram menos satisfatórios. No lado direito, o Orbital apresentou erros de 4,68 mm, 3,25 mm e 1,79 mm nas coordenadas x, y e z, respectivamente. O Pório mostrou um erro de 2,15 mm no eixo x. Erros de 1,73 mm e 1,65 mm nas coordenadas y e z foram encontrados no Gônio. O Ramo teve erros de 2,15 mm e 3,80 mm também nos eixos y e z. O Pterigoideo mostrou erros 1,63 mm e 1,80 mm igualmente nas coordenadas y e z. Finalmente, um erro de 2,57 mm foi achado no eixo z correspondente ao Ístmo. No lado esquerdo, o Orbital apresentou erros de 5,83 mm, 3,75 mm e 2,08 mm nas coordenadas x, y e z. O Pório mostrou um erro de 2,27 mm no eixo x. Erros de 2,03 mm e 2,36 mm nas coordenadas y e z foram encontrados no Gônio. O Ramo teve erros de 1,64 mm, 2,46 mm e 4,43 mm também nos eixos y e z. O Pterigoideo mostrou erros de 1,51 mm e 2,09 mm nas coordenadas y e z. Por fim, erros de 1,85 mm e 2,74 mm foram achados nos eixos y e z correspondentes ao Ístmo (Tabela 7).

Da mesma forma, os erros intra-examinador encontrados pelo estimador “Método dos Momentos” e equação de Dhalberg foram mínimos, com exceção da coordenada x do Pório, a qual apresentou um erro de 1,51 mm achado pela equação de Dhalberg (Tabela 8). Os resultados inter-examinador indicaram que o estimador “Método dos Momentos” apenas detectou um erro de 1,55 mm no eixo x do Pório (Tabela 9). Porém, a equação de Dhalberg no lado direito achou erros de 3,49 mm e 2,46 mm nas coordenadas x e y correspondentes ao Orbital. No Pório, um erro de 2,15 mm foi encontrado no eixo x. No eixo y do Gônio também foi determinado um erro de 1,54 mm. As coordenadas z e y do Ramo mostraram erros de 1,68 mm e 2,85

mm, respectivamente. O Pterigoideo teve um erro no eixo y de 1,53 mm. Um erro de 2,05 na coordenada z foi achado no Ístmo. No lado esquerdo, os três eixos do Orbital apresentaram erros de 4,3 mm, 2,73 mm e 1,58 mm, respectivamente. O Pório, no eixo x, mostrou um erro de 2,02 mm. Erros de 1,58 mm e 1,88 mm nas coordenadas y e z foram encontrados no Gônio. Nestes eixos, o Ramo também apresentou erros de 1,92 mm e 3,31 mm. A Sutura temporomandibular mostrou apenas um erro de 1,52 mm no eixo y. A sutura maxilomalar também apresentou só um erro de 1,70 mm na coordenada x. No eixo z, Pterigoideo e Ístmo, tiveram erros de 1,67 mm e 2,15 mm, respectivamente (Tabela 9).

A média e desvio padrão das variáveis biomecânicas, em comparação intra-examinador e inter-examinador, podem ser visualizadas na tabela 10. Todas as variáveis apresentaram uma reprodutibilidade excelente, mostrando um coeficiente de correlação intra-classe de 0,919 a 1,000 nas comparações intra-examinador ($p < 0,0001$). Nas comparações inter-examinador, os resultados também podem ser considerados excelentes, embora com menores valores (0,750 – 1,000; $p < 0,0001$). Contudo, no lado direito, o braço de esforço e a Vantagem mecânica no nível molar do músculo pterigoideo lateral tiveram coeficientes de correlação intra-classe satisfatório (0,434) e pobre (0,394) ($p < 0,01$), respectivamente. A Vantagem mecânica no nível incisal dos músculos pterigoideo medial e lateral tiveram também coeficientes de correlação intra-classe satisfatório (0,720) e pobre (0,397) ($p < 0,01$). No lado esquerdo, o braço de esforço e as vantagens mecânicas no nível molar e incisal do músculo pterigoideo lateral apresentaram coeficientes de correlação intra-classe pobres, com valores de 0,313, 0,341 e 0,322 ($p < 0,01$), respectivamente.

Os erros intra-examinador e inter-examinador correspondentes às variáveis biomecânicas, avaliados por meio das médias das médias das diferenças absolutas, estimador “Método dos Momentos” e equação de Dhalberg são visualizados nas tabelas 11 e 12. Nas comparações intra-examinador e inter-examinador, a Vantagem mecânica apresentou variações de apenas 0,00 mm a 0,01 mm e 0,01 mm a 0,05 mm, respectivamente. Nas comparações inter-examinador do estimador “Método dos Momentos”, os braços de esforço do lado direito dos músculos masseter profundo posterior, e pterigoideos medial e lateral mostraram erros de 1,56 mm, 1,76 mm e 2,78 mm, respectivamente. No lado esquerdo, o mesmo foi detectado só para os músculos pterigoideos medial (1,58 mm) e lateral (3,56 mm). A equação de Dhalberg identificou

esses erros apenas nos músculos pterigoideos medial (1,55 mm) e lateral (2,21 mm) do lado direito e pterigoideo lateral (2,78 mm) do lado esquerdo.

Tabela 5. Média e desvio padrão intra-examinador correspondentes aos pontos cefalométricos – 3D

(Continuação)

Pontos cefalométricos	Trial 1						Trial 2						Trial 3					
	x		y		z		x		y		z		x		y		z	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
ELSA	4,33	6,08	2,72	4,17	6,35	1,05	4,32	6,08	2,72	4,17	6,36	1,05	4,33	6,10	2,72	4,18	6,34	1,03
N	43,78	59,64	59,82	8,33	86,26	16,37	43,69	59,70	59,84	8,32	86,30	16,48	43,67	59,61	59,92	8,35	86,16	16,37
Gn	44,28	60,38	60,59	11,65	38,21	48,73	44,06	60,30	60,58	11,84	38,31	48,83	43,99	60,37	60,33	11,70	38,53	48,81
In	43,96	60,12	64,21	11,09	31,59	36,48	43,94	60,05	64,08	10,85	31,73	36,90	43,91	60,17	64,10	10,82	31,81	36,89
<i>Lado direito</i>																		
FE	65,73	39,68	27,92	41,78	63,73	10,61	65,69	39,64	27,84	41,92	63,87	10,65	65,88	40,10	27,95	42,16	63,44	10,22
Or	69,74	35,94	50,87	12,12	67,07	8,29	69,58	36,20	51,00	11,94	67,08	8,33	69,57	36,02	51,00	12,04	67,07	8,33
Po	81,93	23,74	44,23	41,64	66,28	11,26	81,54	23,42	44,19	41,58	66,20	11,30	81,67	23,47	44,07	41,43	66,26	11,17
Co	79,27	27,94	31,65	41,74	65,50	10,78	79,25	27,98	31,65	41,69	65,44	10,58	79,20	28,07	31,73	41,72	65,41	10,54
Go	77,03	30,96	25,13	41,77	25,14	44,19	76,90	30,89	25,41	41,94	25,52	43,60	76,96	30,71	25,30	41,73	25,45	43,84
Cor	77,58	29,07	28,18	31,58	61,21	11,75	77,64	29,07	28,17	31,53	61,27	11,79	77,63	29,04	28,15	31,53	61,31	11,72
Ra	72,71	33,92	29,89	30,40	36,45	32,43	72,92	34,07	29,71	30,19	37,04	32,83	72,83	33,93	29,93	30,37	36,63	32,57
TM	86,63	20,99	24,22	34,69	62,47	12,26	86,61	21,05	24,26	34,63	62,36	12,33	86,67	20,90	24,21	34,70	62,35	12,28
MM	75,10	31,50	42,56	19,18	54,07	18,58	75,39	31,57	42,51	19,23	54,00	18,69	75,63	32,34	42,57	18,93	54,07	18,80
Zys	8,28	2,44	3,02	2,94	5,97	1,41	8,28	2,45	3,02	2,94	5,96	1,42	8,30	2,46	3,03	2,94	5,96	1,42
Zyp	86,71	20,90	24,00	40,52	62,09	12,98	86,80	20,96	24,00	40,42	62,12	12,96	87,02	20,77	24,13	40,40	62,20	12,95
Maa	7,41	3,29	2,40	3,57	3,25	3,64	7,42	3,30	2,37	3,58	3,30	3,65	7,42	3,28	2,40	3,57	3,26	3,64
Map	7,56	3,19	2,20	3,94	2,86	4,04	7,56	3,19	2,18	3,95	2,91	4,02	7,56	3,17	2,18	3,95	2,87	4,03
Pt	61,86	44,19	22,70	36,49	50,91	19,59	62,22	43,74	22,74	36,62	50,86	20,10	62,08	43,66	22,64	36,80	51,09	20,26
Ne	78,82	28,46	27,24	41,35	57,49	15,36	78,92	28,48	27,31	41,32	57,64	15,49	78,84	28,57	27,05	41,32	57,50	15,77
Mo	59,15	45,44	43,76	18,93	31,82	37,34	59,10	45,43	43,76	19,03	31,72	37,37	59,14	45,47	43,83	19,19	31,76	37,44
<i>Lado esquerdo</i>																		
FS	39,68	74,72	26,45	41,57	63,31	10,52	39,77	74,63	26,56	41,50	63,35	10,48	39,64	74,61	26,59	41,48	63,37	10,54
Or	42,58	73,66	51,72	11,12	66,49	8,63	43,08	73,72	51,38	11,72	66,58	8,58	43,03	74,03	51,70	11,69	66,55	8,60
Po	63,90	75,85	41,86	40,80	64,82	10,41	63,95	76,09	41,87	40,67	64,64	10,44	64,02	75,61	41,82	40,60	64,52	10,30

Tabela 5. Média e desvio padrão intra-examinador correspondentes aos pontos cefalométricos – 3D

	(conclusão)																			
Co	58,15	74,26	30,06	41,32	64,48	9,89	58,19	74,20	30,00	41,35	64,48	9,92	58,08	74,31	30,06	41,39	64,48	9,90		
Go	54,78	74,36	24,51	40,62	25,83	43,40	54,69	74,62	24,98	41,08	25,88	42,60	54,66	74,56	24,61	41,40	25,06	42,63		
Cor	55,07	73,92	28,74	30,44	60,31	11,22	55,14	73,98	28,81	30,51	60,37	11,24	55,19	74,07	28,79	30,58	60,41	11,18		
Ra	47,74	73,95	30,57	29,49	35,71	32,38	47,84	74,14	30,41	29,41	36,03	32,12	47,80	74,16	30,62	29,43	35,49	32,28		
TM	66,93	74,19	25,82	32,71	61,10	12,03	67,16	74,16	25,48	33,11	61,15	11,96	67,01	74,09	25,50	32,81	61,07	12,12		
MM	50,80	73,87	43,50	18,36	53,64	18,42	50,93	73,51	43,46	18,06	53,48	18,67	50,50	72,73	43,50	18,09	53,51	18,67		
Zys	6,16	7,41	3,17	2,78	5,86	1,39	6,18	7,39	3,14	2,80	5,86	1,39	6,15	7,37	3,14	2,78	5,86	1,40		
Zyp	67,39	74,73	22,51	39,18	61,01	12,04	67,65	74,43	22,50	39,24	61,14	12,06	67,70	74,53	22,55	39,35	61,06	11,98		
Maa	5,01	7,41	2,42	3,48	3,22	3,61	5,01	7,43	2,41	3,49	3,25	3,57	5,01	7,43	2,44	3,49	3,19	3,58		
Map	5,24	7,42	2,18	3,83	2,88	3,99	5,24	7,45	2,21	3,86	2,90	3,93	5,24	7,44	2,21	3,87	2,84	3,92		
Pt	33,48	73,98	22,58	36,06	50,69	19,20	33,57	74,01	22,67	35,90	50,28	19,50	33,77	74,16	22,55	36,05	50,26	19,85		
Ne	57,12	74,01	25,86	41,27	56,89	14,61	57,23	73,89	25,56	41,14	56,89	14,81	57,09	74,02	25,66	41,13	56,78	14,93		
Mo	30,69	74,20	43,88	18,97	31,25	37,39	30,62	74,02	43,94	18,84	31,02	37,42	30,72	74,09	44,12	19,13	31,14	37,48		

Observe-se o alto desvio padrão consequência das diferentes dimensões craniofaciais apresentadas pelos voluntários deste estudo, o que não afeta a apreciação da reprodutibilidade das sucessivas medições das variáveis.

Tabela 6. Média e desvio padrão inter-examinador correspondentes aos pontos cefalométricos – 3D

(continuação)

Pontos cefalométricos	Trial 1						Trial 4						Trial 5					
	x			y			z			x			y			z		
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
ELSA	4,33	6,08	2,72	4,17	6,35	1,05	4,32	6,07	2,68	4,14	6,38	1,08	4,31	6,09	2,67	4,15	6,35	1,07
N	43,78	59,64	59,82	8,33	86,26	16,37	43,68	59,73	59,91	8,42	85,98	16,34	43,70	59,66	59,82	8,29	86,16	16,53
Gn	44,28	60,38	60,59	11,65	38,21	48,73	44,11	60,39	61,34	11,34	37,03	48,86	44,67	59,75	60,73	11,82	38,15	48,95
In	43,96	60,12	64,21	11,09	31,59	36,48	43,98	59,80	64,21	11,06	31,74	37,22	43,84	60,03	64,48	10,99	31,57	36,97
<i>Lado direito</i>																		
FE	65,73	39,68	27,92	41,78	63,73	10,61	66,11	39,76	27,36	41,69	64,01	11,04	65,76	39,94	27,60	41,69	63,66	11,06
Or	69,74	35,94	50,87	12,12	67,07	8,29	75,14	32,09	47,39	14,26	69,02	7,91	71,18	35,26	50,56	12,03	67,06	8,38
Po	81,93	23,74	44,23	41,64	66,28	11,26	82,10	23,53	44,12	41,38	66,27	11,49	81,37	23,74	43,96	41,61	66,11	11,34
Co	79,27	27,94	31,65	41,74	65,50	10,78	79,61	27,42	31,91	41,67	65,45	10,43	79,83	27,09	31,40	41,55	65,63	10,66
Go	77,03	30,96	25,13	41,77	25,14	44,19	77,38	30,62	24,67	41,46	24,79	44,77	77,61	29,99	24,24	40,88	24,43	45,37
Cor	77,58	29,07	28,18	31,58	61,21	11,75	77,76	28,83	28,02	31,66	61,08	11,79	77,40	29,43	28,33	31,18	61,17	11,84
Ra	72,71	33,92	29,89	30,40	36,45	32,43	72,50	34,16	30,67	29,89	34,84	33,60	71,66	34,71	32,73	28,90	31,60	35,51
TM	86,63	20,99	24,22	34,69	62,47	12,26	86,53	21,15	24,36	34,59	62,15	12,26	87,07	20,53	24,66	34,91	62,12	12,26
MM	75,10	31,50	42,56	19,18	54,07	18,58	75,31	32,03	42,76	19,00	53,82	18,77	75,25	31,72	43,47	18,70	53,68	18,79
Zys	8,28	2,44	3,02	2,94	5,97	1,41	8,28	2,47	3,04	2,93	5,94	1,42	8,31	2,41	3,08	2,94	5,93	1,42
Zyp	86,71	20,90	24,00	40,52	62,09	12,98	86,75	20,76	23,71	40,23	62,06	12,94	87,06	20,93	23,69	40,27	62,19	13,05
Maa	7,41	3,29	2,40	3,57	3,25	3,64	7,41	3,29	2,46	3,53	3,11	3,75	7,36	3,31	2,60	3,44	2,89	3,89
Map	7,56	3,19	2,20	3,94	2,86	4,04	7,57	3,17	2,21	3,91	2,74	4,14	7,56	3,15	2,23	3,85	2,64	4,23
Pt	61,86	44,19	22,70	36,49	50,91	19,59	61,66	43,73	22,67	36,61	52,24	20,15	61,29	44,49	22,40	35,84	52,34	19,48
Ne	78,82	28,46	27,24	41,35	57,49	15,36	78,22	29,16	26,57	41,96	55,51	16,28	79,22	28,63	27,87	41,77	58,47	14,74
Mo	59,15	45,44	43,76	18,93	31,82	37,34	59,27	45,56	43,37	19,39	31,78	37,01	59,21	45,71	43,48	19,67	31,97	36,83

Tabela 6. Média e desvio padrão inter-examinador correspondentes aos pontos cefalométricos – 3D

Lado esquerdo																		(conclusão)																	
FS	39,68	74,72	26,45	41,57	63,31	10,52	39,94	74,09	26,34	41,02	63,51	10,72	40,02	74,28	26,47	41,00	63,33	10,50																	
Or	42,58	73,66	51,72	11,12	66,49	8,63	50,46	73,64	48,18	14,10	68,59	8,11	43,44	74,22	51,91	11,77	66,47	8,57																	
Po	63,90	75,85	41,86	40,80	64,82	10,41	63,54	75,46	42,36	40,87	64,78	10,54	64,05	74,82	41,44	40,85	64,59	10,51																	
Co	58,15	74,26	30,06	41,32	64,48	9,89	57,88	74,32	30,36	41,36	64,53	9,77	59,05	74,14	29,74	41,27	64,46	9,99																	
Go	54,78	74,36	24,51	40,62	25,83	43,40	55,27	74,48	23,63	40,65	24,20	44,05	55,64	74,64	24,10	40,31	24,22	43,84																	
Cor	55,07	73,92	28,74	30,44	60,31	11,22	55,42	74,21	28,74	30,64	60,17	11,35	54,95	74,12	28,94	30,38	60,32	11,32																	
Ra	47,74	73,95	30,57	29,49	35,71	32,38	47,71	74,12	30,85	29,19	34,88	32,93	45,52	74,18	33,50	27,60	30,63	36,14																	
TM	66,93	74,19	25,82	32,71	61,10	12,03	66,77	73,76	25,29	32,62	61,14	12,17	67,66	74,19	25,55	33,49	61,26	11,86																	
MM	50,80	73,87	43,50	18,36	53,64	18,42	50,51	73,84	43,69	18,24	53,27	18,61	49,99	72,78	44,29	17,69	53,10	19,00																	
Zys	6,16	7,41	3,17	2,78	5,86	1,39	6,14	7,38	3,13	2,77	5,85	1,40	6,18	7,37	3,17	2,81	5,86	1,39																	
Zyp	67,39	74,73	22,51	39,18	61,01	12,04	67,28	74,48	22,20	39,50	60,99	12,11	67,45	74,48	22,16	39,40	61,09	12,16																	
Maa	5,01	7,41	2,42	3,48	3,22	3,61	5,02	7,42	2,48	3,44	3,08	3,69	4,89	7,43	2,65	3,34	2,82	3,88																	
Map	5,24	7,42	2,18	3,83	2,88	3,99	5,27	7,43	2,20	3,81	2,68	4,08	5,22	7,45	2,22	3,78	2,59	4,15																	
Pt	33,48	73,98	22,58	36,06	50,69	19,20	32,53	73,92	22,84	35,40	52,43	19,01	32,88	74,07	21,98	35,78	51,82	19,44																	
Ne	57,12	74,01	25,86	41,27	56,89	14,61	56,13	74,23	24,57	41,09	54,58	15,72	56,98	73,82	26,63	41,48	57,63	14,08																	
Mo	30,69	74,20	43,88	18,97	31,25	37,39	30,75	73,76	43,82	18,80	31,44	37,12	31,12	74,32	43,65	18,73	31,48	36,91																	

Observe-se o alto desvio padrão consequência das diferentes dimensões craniofaciais apresentadas pelos voluntários deste estudo, o que não afeta a apreciação da reprodutibilidade das sucessivas medições das variáveis

Tabela 7. Média das médias das diferenças absolutas (MMDA) intra-examinador e inter-examinador (erros) das coordenadas dos pontos cefalométricos – 3D

Pontos Cefalométricos	Intra-examinador						Inter-examinador					
	x		y		z		x		y		z	
	MMDA	SD	MMDA	SD	MMDA	SD	MMDA	SD	MMDA	SD	MMDA	SD
ELSA	0,02	0,02	0,03	0,02	0,06	0,05	0,04	0,03	0,07	0,11	0,08	0,06
N	0,23	0,14	0,15	0,15	0,44	0,50	0,34	0,17	0,24	0,23	0,65	0,72
Gn	0,37	0,22	0,50	0,34	0,42	0,33	0,80	0,40	0,94	0,62	1,07	0,55
In	0,23	0,22	0,39	0,43	0,33	0,64	0,48	0,72	0,70	0,43	0,51	0,64
<i>Lado Direito</i>												
FE	0,41	0,49	0,46	0,39	0,76	0,97	0,64	0,43	0,61	0,49	1,05	0,77
Or	0,72	0,44	0,56	0,34	0,14	0,09	4,68	1,61	3,25	1,26	1,79	0,93
Po	1,46	1,60	0,66	0,45	0,32	0,34	2,15	2,19	1,12	0,84	0,53	0,44
Co	0,34	0,25	0,22	0,10	0,10	0,32	1,22	1,11	0,61	0,42	0,57	0,61
Go	0,48	0,37	1,03	0,61	1,37	0,74	0,80	0,46	1,73	1,34	1,65	1,00
Cor	0,21	0,24	0,25	0,19	0,20	0,22	0,56	0,49	0,62	0,45	0,37	0,25
Ra	0,43	0,29	0,45	0,35	1,09	0,64	0,99	0,60	2,15	1,04	3,80	1,39
TM	0,32	0,19	0,31	0,22	0,26	0,22	0,68	0,37	0,58	0,45	0,48	0,29
MM	0,94	1,34	0,58	0,55	0,50	0,47	0,86	0,77	0,88	0,58	0,58	0,44
Zys	0,04	0,04	0,03	0,02	0,03	0,02	0,06	0,04	0,05	0,04	0,05	0,03
Zyp	0,49	0,31	0,56	0,51	0,19	0,13	0,56	0,54	0,87	0,69	0,30	0,23
Maa	0,03	0,02	0,05	0,03	0,08	0,06	0,05	0,04	0,19	0,09	0,29	0,11
Map	0,04	0,02	0,07	0,04	0,10	0,06	0,05	0,03	0,17	0,10	0,21	0,10
Pt	0,61	0,42	0,88	0,78	0,92	0,67	1,04	0,53	1,63	1,45	1,80	0,91
Ne	0,32	0,23	0,61	0,44	0,76	0,48	1,01	0,61	1,35	0,65	2,57	1,35
Mo	0,30	0,20	0,29	0,17	0,19	0,26	1,03	0,79	0,83	0,76	0,51	0,41

(continuação)

Tabela 7. Média das médias das diferenças absolutas (MMDA) intra-examinador e inter-examinador (erros) das coordenadas dos pontos cefalométricos – 3D

(conclusão)														
Lado Esquerdo														
FS	0,31	0,25	0,31	0,23	0,55	0,44	0,71	0,69	1,01	1,88	0,81	0,68		
Or	0,84	0,57	0,64	0,63	0,17	0,12	5,83	1,74	3,75	0,94	2,08	0,84		
Po	1,27	1,14	0,64	0,50	0,45	0,42	2,27	1,77	1,26	0,96	0,78	0,67		
Co	0,33	0,19	0,25	0,11	0,08	0,11	1,47	1,02	0,83	0,45	0,52	0,47		
Go	0,52	0,41	0,95	0,73	1,38	0,88	0,69	0,41	2,03	0,97	2,36	1,23		
Cor	0,19	0,17	0,24	0,20	0,18	0,13	0,47	0,30	0,47	0,45	0,33	0,26		
Ra	0,40	0,23	0,47	0,34	1,32	0,77	1,64	0,84	2,46	1,16	4,43	1,54		
TM	0,46	0,50	0,60	1,36	0,43	0,31	0,79	0,81	0,89	1,99	0,60	0,42		
MM	0,86	1,39	0,54	0,38	0,47	0,34	1,34	2,04	0,88	0,57	0,67	0,85		
Zys	0,05	0,06	0,05	0,09	0,04	0,03	0,07	0,06	0,07	0,13	0,05	0,03		
Zyp	0,53	0,39	0,45	0,33	0,23	0,16	0,65	0,53	0,69	0,38	0,30	0,24		
Maa	0,03	0,02	0,05	0,03	0,11	0,06	0,10	0,06	0,21	0,09	0,33	0,13		
Map	0,04	0,03	0,07	0,05	0,11	0,07	0,05	0,03	0,19	0,08	0,25	0,12		
Pt	0,49	0,38	0,56	0,33	0,78	0,57	1,12	0,61	1,51	1,10	2,09	1,11		
Ne	0,45	0,32	0,48	0,31	0,73	0,44	1,00	0,68	1,85	0,81	2,74	1,34		
Mo	0,34	0,41	0,40	0,37	0,33	0,49	1,10	0,98	0,80	0,55	0,60	0,51		

Tabela 8. Erros das coordenadas intra-examinador dos pontos cefalométricos – 3D

(continuação)

Pontos Cefalométricos	EMM			Limite inferior			Limite superior			Dhalberg		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z
ELSA	0,01	0,02	0,04	0,01	0,01	0,03	0,01	0,02	0,05	0,02	0,03	0,04
N	0,10	0,10	0,35	0,08	0,08	0,28	0,13	0,14	0,47	0,19	0,15	0,46
Gn	0,16	0,24	0,23	0,13	0,19	0,18	0,21	0,32	0,31	0,31	0,43	0,37
In	0,16	0,30	0,45	0,13	0,24	0,36	0,21	0,41	0,61	0,23	0,41	0,50
<i>Lado direito</i>												
FE	0,35	0,27	0,69	0,28	0,22	0,55	0,46	0,37	0,93	0,45	0,42	0,86
Or	0,31	0,24	0,07	0,25	0,19	0,05	0,42	0,32	0,09	0,60	0,46	0,12
Po	1,13	0,32	0,24	0,90	0,26	0,19	1,52	0,43	0,32	1,51	0,56	0,33
Co	0,18	0,07	0,23	0,14	0,06	0,18	0,24	0,10	0,31	0,30	0,17	0,24
Go	0,26	0,43	0,52	0,21	0,34	0,41	0,35	0,58	0,70	0,42	0,85	1,10
Cor	0,17	0,13	0,15	0,14	0,11	0,12	0,23	0,18	0,21	0,22	0,22	0,21
Ra	0,20	0,25	0,45	0,16	0,20	0,36	0,27	0,34	0,60	0,36	0,40	0,89
TM	0,14	0,16	0,15	0,11	0,13	0,12	0,18	0,21	0,21	0,26	0,27	0,24
MM	0,95	0,39	0,33	0,75	0,31	0,26	1,27	0,52	0,44	1,14	0,56	0,48
Zys	0,03	0,01	0,02	0,02	0,01	0,01	0,04	0,02	0,02	0,04	0,03	0,04
Zyp	0,22	0,36	0,09	0,17	0,29	0,07	0,29	0,48	0,12	0,41	0,53	0,16
Maa	0,01	0,02	0,05	0,01	0,02	0,04	0,01	0,03	0,06	0,02	0,02	0,04
Map	0,02	0,03	0,04	0,01	0,02	0,03	0,02	0,04	0,06	0,03	0,03	0,04
Pt	0,30	0,55	0,47	0,24	0,44	0,38	0,40	0,74	0,64	0,52	0,82	0,80
Ne	0,16	0,31	0,34	0,13	0,25	0,27	0,22	0,42	0,46	0,28	0,53	0,64
Mo	0,14	0,12	0,19	0,11	0,09	0,15	0,19	0,16	0,25	0,25	0,23	0,23

Tabela 8. Erros das coordenadas intra-examinador dos pontos cefalométricos – 3D

<i>Lado esquerdo</i>															(conclusão)
FS	0,18	0,16	0,31	0,14	0,13	0,25	0,24	0,22	0,42	0,28	0,27	0,50			
Or	0,40	0,45	0,09	0,32	0,36	0,07	0,54	0,60	0,12	0,71	0,63	0,15			
Po	0,80	0,36	0,30	0,64	0,28	0,24	1,08	0,48	0,40	1,20	0,57	0,43			
Co	0,13	0,08	0,08	0,10	0,06	0,06	0,18	0,11	0,10	0,26	0,20	0,09			
Go	0,29	0,51	0,62	0,23	0,41	0,50	0,39	0,69	0,84	0,47	0,84	1,15			
Cor	0,12	0,14	0,09	0,10	0,11	0,07	0,16	0,19	0,12	0,18	0,22	0,15			
Ra	0,17	0,24	0,55	0,13	0,19	0,44	0,22	0,33	0,74	0,33	0,41	1,08			
TM	0,35	0,96	0,22	0,28	0,76	0,17	0,47	1,29	0,29	0,48	1,03	0,37			
MM	0,99	0,27	0,24	0,78	0,21	0,19	1,32	0,36	0,33	1,14	0,46	0,41			
Zys	0,04	0,06	0,02	0,03	0,05	0,01	0,05	0,09	0,03	0,05	0,02	0,03			
Zyp	0,28	0,23	0,11	0,22	0,19	0,09	0,37	0,31	0,15	0,46	0,39	0,19			
Maa	0,01	0,02	0,04	0,01	0,02	0,03	0,02	0,03	0,05	0,03	0,02	0,04			
Map	0,02	0,04	0,05	0,01	0,03	0,04	0,02	0,05	0,07	0,03	0,03	0,04			
Pt	0,27	0,23	0,40	0,21	0,19	0,32	0,36	0,31	0,54	0,44	0,46	0,68			
Ne	0,23	0,22	0,31	0,18	0,17	0,25	0,31	0,30	0,42	0,39	0,40	0,60			
Mo	0,29	0,26	0,35	0,23	0,21	0,28	0,39	0,35	0,46	0,37	0,38	0,41			

Tabela 9. Erros das coordenadas inter-examinador dos pontos cefalométricos – 3D

(continuação)

Pontos Cefalométricos	EMM			Limite inferior			Limite superior			Dhalberg		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z
ELSA	0,02	0,08	0,04	0,02	0,06	0,03	0,03	0,11	0,05	0,04	0,06	0,09
N	0,12	0,16	0,51	0,10	0,13	0,41	0,16	0,22	0,69	0,27	0,23	0,68
Gn	0,28	0,44	0,39	0,23	0,35	0,31	0,38	0,59	0,53	0,63	0,79	0,85
In	0,51	0,31	0,46	0,41	0,24	0,36	0,69	0,41	0,61	0,60	0,58	0,58
<i>Lado direito</i>												
FE	0,31	0,35	0,54	0,24	0,28	0,43	0,41	0,47	0,73	0,54	0,55	0,92
Or	1,14	0,89	0,66	0,91	0,71	0,53	1,53	1,20	0,89	3,49	2,46	1,42
Po	1,55	0,59	0,31	1,23	0,47	0,25	2,08	0,79	0,42	2,15	0,98	0,48
Co	0,79	0,30	0,43	0,63	0,24	0,34	1,06	0,40	0,58	1,16	0,52	0,59
Go	0,32	0,95	0,71	0,26	0,75	0,56	0,43	1,27	0,95	0,65	1,54	1,36
Cor	0,34	0,32	0,18	0,27	0,25	0,14	0,46	0,43	0,24	0,52	0,54	0,31
Ra	0,42	0,74	0,98	0,34	0,59	0,78	0,57	0,99	1,32	0,82	1,68	2,85
TM	0,26	0,32	0,21	0,21	0,25	0,16	0,36	0,42	0,28	0,55	0,52	0,39
MM	0,54	0,41	0,31	0,43	0,32	0,25	0,73	0,55	0,42	0,81	0,74	0,51
Zys	0,03	0,03	0,02	0,02	0,02	0,02	0,04	0,04	0,03	0,05	0,06	0,07
Zyp	0,38	0,49	0,16	0,30	0,39	0,13	0,51	0,66	0,22	0,54	0,78	0,26
Maa	0,03	0,06	0,07	0,02	0,05	0,06	0,04	0,08	0,10	0,05	0,06	0,09
Map	0,02	0,07	0,07	0,02	0,06	0,06	0,03	0,10	0,09	0,04	0,05	0,07
Pt	0,37	1,02	0,65	0,30	0,82	0,52	0,50	1,38	0,87	0,82	1,53	1,42
Ne	0,43	0,46	0,96	0,34	0,37	0,76	0,58	0,62	1,29	0,83	1,05	2,05
Mo	0,56	0,54	0,29	0,44	0,43	0,23	0,75	0,73	0,39	0,91	0,79	0,46

Tabela 9. Erros das coordenadas inter-examinador dos pontos cefalométricos – 3D

Lado esquerdo															(conclusão)	
FS	0,49	1,33	0,48	0,39	1,06	0,38	0,66	1,79	0,65	0,70	1,49	0,74				
Or	1,23	0,67	0,59	0,98	0,53	0,47	1,65	0,90	0,80	4,30	2,73	1,58				
Po	1,25	0,68	0,47	1,00	0,54	0,38	1,69	0,91	0,63	2,02	1,11	0,72				
Co	0,72	0,32	0,33	0,57	0,26	0,26	0,97	0,43	0,44	1,26	0,67	0,49				
Go	0,29	0,69	0,87	0,23	0,55	0,70	0,39	0,92	1,17	0,57	1,58	1,88				
Cor	0,21	0,32	0,18	0,17	0,25	0,15	0,28	0,43	0,25	0,39	0,46	0,29				
Ra	0,60	0,82	1,09	0,47	0,65	0,87	0,80	1,10	1,46	1,30	1,92	3,31				
TM	0,57	1,40	0,29	0,45	1,12	0,23	0,77	1,89	0,40	0,79	1,52	0,51				
MM	1,44	0,40	0,60	1,15	0,32	0,48	1,94	0,54	0,81	1,70	0,74	0,76				
Zys	0,05	0,09	0,02	0,04	0,07	0,02	0,06	0,12	0,03	0,07	0,05	0,06				
Zyp	0,37	0,27	0,17	0,30	0,22	0,13	0,50	0,36	0,23	0,59	0,56	0,27				
Maa	0,04	0,06	0,09	0,03	0,05	0,07	0,06	0,09	0,12	0,08	0,08	0,10				
Map	0,02	0,06	0,08	0,02	0,05	0,07	0,03	0,08	0,11	0,04	0,08	0,10				
Pt	0,43	0,77	0,79	0,34	0,62	0,63	0,58	1,04	1,06	0,90	1,31	1,67				
Ne	0,48	0,57	0,95	0,38	0,46	0,76	0,64	0,77	1,28	0,85	1,43	2,15				
Mo	0,69	0,39	0,36	0,55	0,31	0,28	0,93	0,52	0,48	1,03	0,68	0,55				

Tabela 10. Média e desvio padrão intra-examinador e inter-examinador correspondentes às variáveis biomecânicas – 3D

(continuação)

Variáveis Biomecânicas	Trial 1		Trial 2		Trial 3		Trial 4		Trial 5		CCI	CCI
	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Intra-examinador	Inter-examinador
<i>Lado direito</i>												
Braço de esforço												
Masseter superficial	34,60	3,31	34,57	3,33	34,77	3,19	35,53	3,29	35,43	3,56	0,991	0,968
Masseter profundo a.	32,60	3,35	32,57	3,44	32,70	3,23	32,73	3,03	32,83	3,16	0,994	0,975
Masseter profundo p.	14,43	3,08	14,37	3,35	14,67	3,13	14,90	2,06	14,33	2,99	0,988	0,843
Temporal anterior	32,47	3,31	32,40	3,43	32,60	3,23	32,40	3,04	32,83	3,21	0,994	0,972
Temporal posterior	28,83	2,91	28,80	2,89	28,87	2,96	28,17	2,93	28,70	3,05	0,994	0,968
Pterigoideo medial	37,73	2,39	37,17	2,93	37,10	2,93	37,33	2,90	38,20	2,61	0,954	0,806
Pterigoideo lateral	10,13	1,81	10,00	1,64	10,33	1,71	12,53	2,37	9,00	2,10	0,919	0,434
Braço de resistência												
Molar	71,17	5,44	71,17	5,34	71,20	5,37	70,23	5,23	70,47	5,83	0,997	0,982
Incisivo	103,13	5,42	103,27	5,07	103,33	5,27	103,53	5,38	103,83	5,23	0,992	0,985
Vantagem Mecânica												
Referência molar												
Masseter superficial	0,49	0,04	0,49	0,05	0,49	0,05	0,51	0,05	0,50	0,05	0,987	0,949
Masseter profundo a.	0,46	0,04	0,46	0,05	0,46	0,04	0,47	0,04	0,47	0,04	0,992	0,972
Masseter profundo p.	0,20	0,05	0,20	0,05	0,21	0,05	0,21	0,04	0,20	0,04	0,988	0,852
Temporal anterior	0,46	0,04	0,46	0,05	0,46	0,04	0,46	0,04	0,47	0,04	0,992	0,968
Temporal posterior	0,41	0,04	0,41	0,04	0,41	0,04	0,40	0,04	0,41	0,04	0,994	0,973
Pterigoideo medial	0,53	0,03	0,52	0,04	0,52	0,04	0,53	0,04	0,54	0,04	0,957	0,836
Pterigoideo lateral	0,14	0,03	0,14	0,03	0,15	0,03	0,18	0,03	0,13	0,03	0,943	0,394
Referência incisiva												
Masseter superficial	0,34	0,03	0,33	0,03	0,34	0,03	0,34	0,03	0,34	0,03	0,986	0,958
Masseter profundo a.	0,32	0,03	0,32	0,03	0,32	0,02	0,32	0,02	0,32	0,02	0,992	0,967
Masseter profundo p.	0,14	0,03	0,14	0,03	0,14	0,03	0,14	0,02	0,14	0,03	0,987	0,834
Temporal anterior	0,31	0,03	0,31	0,03	0,32	0,03	0,31	0,02	0,32	0,02	0,990	0,960

Tabela 10. Média e desvio padrão intra-examinador e inter-examinador correspondentes às variáveis biomecânicas – 3D

	(continuação)												
Temporal posterior	0,28	0,02	0,28	0,02	0,28	0,02	0,27	0,02	0,28	0,02	0,991	0,951	
Pterigoideo medial	0,37	0,02	0,36	0,02	0,36	0,02	0,36	0,02	0,37	0,02	0,933	0,720	
Pterigoideo lateral	0,10	0,02	0,10	0,02	0,10	0,02	0,12	0,02	0,09	0,02	0,934	0,397	
<i>Lado esquerdo</i>													
<i>Braço de esforço</i>													
Masseter superficial	35,00	2,80	34,47	2,70	34,87	2,76	35,83	2,67	35,17	3,29	0,967	0,921	
Masseter profundo a.	32,43	3,23	32,20	3,10	32,33	3,33	32,40	3,17	32,20	3,41	0,993	0,978	
Masseter profundo p.	14,03	2,34	14,23	2,46	14,47	2,33	14,53	2,21	13,43	2,57	0,966	0,852	
Temporal anterior	32,23	2,97	32,13	3,04	32,17	3,07	32,03	2,93	32,17	3,28	0,993	0,973	
Temporal posterior	28,33	2,60	28,27	2,64	28,33	2,55	27,80	2,92	28,17	3,25	0,992	0,966	
Pterigoideo medial	37,63	2,83	37,73	2,88	37,90	2,77	37,90	2,77	38,30	2,93	0,985	0,874	
Pterigoideo lateral	9,57	1,85	9,53	1,81	9,87	1,68	13,47	1,98	8,43	2,39	0,942	0,313	
<i>Braço de resistência</i>													
Molar	71,03	4,53	71,37	4,39	71,37	4,51	70,10	4,34	70,70	4,53	0,992	0,975	
Incisivo	103,03	4,66	103,10	4,42	103,13	4,55	103,23	4,52	103,63	4,52	0,988	0,972	
<i>Vantagem Mecânica</i>													
<i>Referência molar</i>													
Masseter superficial	0,49	0,04	0,48	0,04	0,49	0,04	0,51	0,04	0,50	0,05	0,956	0,900	
Masseter profundo a.	0,46	0,04	0,45	0,04	0,45	0,04	0,46	0,04	0,46	0,04	0,985	0,969	
Masseter profundo p.	0,20	0,04	0,20	0,04	0,20	0,04	0,21	0,04	0,19	0,04	0,975	0,869	
Temporal anterior	0,45	0,04	0,45	0,04	0,45	0,04	0,46	0,04	0,46	0,04	0,987	0,971	
Temporal posterior	0,40	0,04	0,40	0,03	0,40	0,03	0,40	0,04	0,40	0,04	0,987	0,968	
Pterigoideo medial	0,53	0,03	0,53	0,03	0,53	0,03	0,54	0,04	0,54	0,04	0,973	0,870	
Pterigoideo lateral	0,14	0,03	0,13	0,03	0,14	0,03	0,19	0,03	0,12	0,04	0,953	0,341	
<i>Referência incisiva</i>													
Masseter superficial	0,34	0,02	0,33	0,03	0,34	0,03	0,35	0,03	0,34	0,03	0,959	0,915	
Masseter profundo a.	0,31	0,03	0,31	0,02	0,31	0,03	0,31	0,03	0,31	0,03	0,986	0,968	
Masseter profundo p.	0,14	0,02	0,14	0,02	0,14	0,02	0,14	0,02	0,13	0,03	0,969	0,860	

Tabela 10. Média e desvio padrão intra-examinador e inter-examinador correspondentes às variáveis biomecânicas – 3D

	(conclusão)											
Temporal anterior	0,31	0,02	0,31	0,02	0,31	0,02	0,31	0,02	0,31	0,03	0,985	0,963
Temporal posterior	0,27	0,02	0,27	0,02	0,27	0,02	0,27	0,02	0,27	0,03	0,985	0,958
Pterigoideo medial	0,37	0,02	0,37	0,02	0,37	0,02	0,37	0,02	0,37	0,02	0,977	0,841
Pterigoideo lateral	0,09	0,02	0,09	0,02	0,10	0,02	0,13	0,02	0,08	0,02	0,945	0,322

Tabela 11. Erro intra-examinador correspondete às variáveis biomecânicas – 3D

(continuação)

Variáveis Biomecânicas	Média das Médias das diferenças absolutas		Estimador Método dos Momentos		Dhalberg	
	Erro	DP	Erro	Limite inferior		Limite superior
Lado direito						
Braço de esforço						
Masseter superficial	0,49	0,39	0,22	0,17	0,29	0,44
Masseter profundo anterior	0,38	0,38	0,21	0,17	0,29	0,38
Masseter profundo posterior	0,60	0,40	0,23	0,18	0,31	0,51
Temporal anterior	0,38	0,38	0,21	0,17	0,29	0,38
Temporal posterior	0,29	0,34	0,19	0,15	0,25	0,31
Pterigoideo medial	0,93	0,76	0,42	0,34	0,57	0,84
Pterigoideo lateral	0,78	0,58	0,33	0,26	0,44	0,68
Braço de resistência						
Molar	0,42	0,45	0,25	0,20	0,34	0,43
Incisivo	0,60	0,79	0,44	0,35	0,60	0,69
Vantagem Mecânica						
Referência molar						
Masseter superficial	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01
Masseter profundo anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01
Masseter profundo posterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01
Temporal anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01
Temporal posterior	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Pterigoideo medial	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
Pterigoideo lateral	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01
Referência incisiva						
Masseter superficial	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01
Masseter profundo anterior	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Masseter profundo posterior	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01
Temporal anterior	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Tabela 11. Erro intra-examinador correspondete às variáveis biomecânicas – 3D

	(continuação)						
Temporal posterior	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Pterigoideo medial	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01
Pterigoideo lateral	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01
<i>Lado esquerdo</i>							
<i>Braço de esforço</i>							
Masseter superficial	0,73	0,75	0,42	0,34	0,57	0,74	
Masseter profundo anterior	0,40	0,33	0,19	0,15	0,25	0,37	
Masseter profundo posterior	0,60	0,66	0,37	0,30	0,50	0,63	
Temporal anterior	0,33	0,38	0,21	0,17	0,29	0,35	
Temporal posterior	0,33	0,34	0,19	0,15	0,26	0,33	
Pterigoideo medial	0,58	0,42	0,24	0,19	0,32	0,50	
Pterigoideo lateral	0,73	0,54	0,30	0,24	0,40	0,64	
<i>Braço de resistência</i>							
Molar	0,67	0,55	0,31	0,25	0,42	0,61	
Incisivo	0,69	0,75	0,42	0,34	0,57	0,71	
<i>Vantagem Mecânica</i>							
<i>Referência molar</i>							
Masseter superficial	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	
Masseter profundo anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	
Masseter profundo posterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01	
Temporal anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	
Temporal posterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	
Pterigoideo medial	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	
Pterigoideo lateral	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01	
<i>Referência incisiva</i>							
Masseter superficial	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01	
Masseter profundo anterior	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
Masseter profundo posterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	

Tabela 11. Erro intra-examinador correspondete às variáveis biomecânicas – 3D

							(conclusão)
Temporal anterior	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Temporal posterior	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Pterigoideo medial	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Pterigoideo lateral	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01

Tabela 12. Erro inter-examinador correspondente às variáveis biomecânicas – 3D

(continuação)

Variáveis Biomecânicas	Média das Médias das diferenças absolutas		Estimador Método dos Momentos		Dhalberg
	Erro	DP	Erro	Limite inferior	Limite superior
<i>Lado direito</i>					
Braço de esforço					
Masseter superficial	1,07	0,73	0,41	0,33	0,55
Masseter profundo anterior	0,84	0,63	0,35	0,28	0,48
Masseter profundo posterior	1,56	1,45	0,81	0,65	1,09
Temporal anterior	0,93	0,60	0,33	0,27	0,45
Temporal posterior	0,93	0,62	0,35	0,28	0,47
Pterigoideo medial	1,76	1,34	0,75	0,60	1,01
Pterigoideo lateral	2,78	1,47	0,82	0,66	1,11
Braço de resistência					
Molar	1,38	0,82	0,46	0,37	0,62
Incisivo	1,04	0,87	0,49	0,39	0,66
<i>Vantagem Mecânica</i>					
Referência molar					
Masseter superficial	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01
Masseter profundo anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01
Masseter profundo posterior	0,02	0,02	0,01	0,01	0,02
Temporal anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01
Temporal posterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01
Pterigoideo medial	0,02	0,02	0,01	0,01	0,02
Pterigoideo lateral	0,04	0,02	0,01	0,01	0,02
Referência incisiva					
Masseter superficial	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01
Masseter profundo anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01
Masseter profundo posterior	0,02	0,01	0,01	0,01	0,02
Temporal anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01

Tabela 12. Erro inter-examinador correspondente às variáveis biomecânicas – 3D

	(continuação)					
Temporal posterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01
Pterigoideo medial	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
Pterigoideo lateral	0,03	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02
<i>Lado esquerdo</i>						
<i>Braço de esforço</i>						
Masseter superficial	1,29	1,17	0,66	0,52	0,89	1,22
Masseter profundo anterior	0,87	0,56	0,31	0,25	0,42	0,73
Masseter profundo posterior	1,47	1,03	0,58	0,46	0,78	1,26
Temporal anterior	0,93	0,51	0,29	0,23	0,39	0,75
Temporal posterior	0,96	0,54	0,31	0,24	0,41	0,77
Pterigoideo medial	1,58	1,18	0,66	0,53	0,89	1,39
Pterigoideo lateral	3,56	1,71	0,96	0,76	1,29	2,78
<i>Braço de resistência</i>						
Molar	1,29	0,74	0,42	0,33	0,56	1,05
Incisivo	1,38	0,86	0,48	0,38	0,65	1,14
<i>Vantagem Mecânica</i>						
<i>Referência molar</i>						
Masseter superficial	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01	0,02
Masseter profundo anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01
Masseter profundo posterior	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01	0,02
Temporal anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01
Temporal posterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01
Pterigoideo medial	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01	0,02
Pterigoideo lateral	0,05	0,02	0,01	0,01	0,02	0,04
<i>Referência incisiva</i>						
Masseter superficial	0,01	0,01	0,01	0,00	0,01	0,01
Masseter profundo anterior	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01

Tabela 12. Erro inter-examinador correspondente às variáveis biomecânicas – 3D

						(conclusão)
Masseter profundo posterior	0,02	0,01	0,01	0,00	0,01	0,01
Temporal anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01
Temporal posterior	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01
Pterigoideo medial	0,01	0,01	0,01	0,00	0,01	0,01
Pterigoideo lateral	0,03	0,02	0,01	0,01	0,01	0,03

5.2. REPRODUTIBILIDADE E DETERMINAÇÃO DOS ERROS PARA O MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA BIDIMENSIONAL

A média e desvio padrão do valor absoluto das coordenadas correspondentes aos pontos cefalométricos, em comparação intra-examinador e inter-examinador, podem ser visualizados nas tabelas 13 e 14, respectivamente. Foi encontrada uma excelente reprodutibilidade em ambas as comparações, mostrando coeficientes de correlação intra-classe de 0,988 a 1,000 ($p < 0,0001$).

As médias das médias das diferenças absolutas intra-examinador apresentaram erros menores do que 1,5 mm, o que é ser considerado clinicamente aceitável (Tabela 15). Contudo, os dados inter-examinador foram menos satisfatórios. O ponto Násio mostrou um erro de 1,94 mm no eixo z. A referência para o Orbital também apresentou erros de 2,05 mm no eixo y e de 2,41 mm no eixo z. Um erro de 1,93 mm no eixo y foi visto no ponto Pório. O Côndilo teve erros de 2,94 mm e 2,18 mm nos eixos y e z, respectivamente. Isto foi igualmente observado no Gônio que mostrou valores de 2,42 mm em ambos seus eixos. As maiores discrepâncias foram encontradas nos pontos de referência CoronóideCoronóide e Pterigoideo, onde os eixos y e z do primeiro apresentaram erros de 3,22 mm e 3,80 mm, sendo que o segundo mostrou erros de 2,36 mm e 3,79 mm, respectivamente (Tabela 15).

Da mesma forma, os erros intra-examinador encontrados pelo estimador “Método dos Momentos” e equação de Dhalberg foram mínimos (Tabela 16). Os resultados inter-examinador indicaram que o estimador “Método dos Momentos” detectou erros menores de 2 mm nos eixos y dos pontos de referência Pório (1,61 mm), Côndilo (1,66 mm) e Coronóide (1,64 mm), e nos eixos z do Orbital (1,63 mm), Coronóide (1,89 mm) e Pterigoideo (1,77 mm) (Tabela 17). Porém, a equação de Dhalberg mostrou-se mais severa, indicando nos eixos y dos pontos Orbital, Pório, Côndilo, Gônio, Coronóide e Pterigoideo erros de 1,65 mm, 2,09 mm, 2,64 mm, 1,85 mm, 2,79 mm e 1,94 mm, respectivamente. Já nos eixos z, os erros para esses mesmos pontos foi de 2,34 mm, 2,24 mm, 1,98 mm, 1,95 mm, 3,27 mm e 3,20 mm, respectivamente (Tabela 17).

A média e desvio padrão das variáveis biomecânicas, em comparação intra-examinador e inter-examinador, podem ser visualizadas na tabela 18. Todas as variáveis apresentaram uma reprodutibilidade excelente, mostrando um coeficiente de correlação intra-classe de 0,979 a 1,000 nas comparações intra-examinador

($p < 0,0001$). Nas comparações inter-examinador, os resultados foram satisfatórios (0,504 – 0,866; $p < 0,0001$). O erro intra-examinador correspondente às variáveis biomecânicas, avaliados por meio das médias das diferenças absolutas, estimador “Método dos Momentos” e equação de Dhalberg são visualizados na tabela 19. Todos os valores foram clinicamente aceitáveis ($< 1,5$ mm), sendo que todas as vantagens mecânicas apresentaram um erro de 0,00 a 0,01 mm.

O erro das variáveis biomecânicas correspondente à comparação inter-examinador é descrito na tabela 20. Na Média das Médias das diferenças absolutas, os Braços de esforço e de resistência apresentaram erros que ultrapassaram o limite de 1,5 mm (2,94 mm a 5,44 mm). No estimador “Método dos Momentos”, o Braço de esforço do Masseter superficial e do Temporal anterior mostraram erros de 2,02 mm e 2,23 mm respectivamente, e de 2,83 mm no Braço de resistência no nível Molar. A equação de Dhalberg identificou igualmente esses erros nos Braços de esforço e Braço de resistência (2,54 mm a 4,43 mm). Todas as vantagens mecânicas apresentaram um erro de 0,01 a 0,08.

Tabela 13. Média e desvio padrão intra-examinador correspondentes aos pontos cefalométricos – 2D

Pontos cefalométricos	Trial 1						Trial 2						Trial 3					
	y			z			y			z			y			z		
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Sela túrcica	101,63	17,53	40,05	15,59	101,51	17,50	40,14	15,60	101,56	17,55	40,07	15,55						
Násio	167,34	16,69	31,14	14,47	167,42	16,78	31,01	14,41	167,39	16,87	31,04	14,41						
Gnátio	167,43	16,98	141,68	13,47	167,47	17,08	141,68	13,44	167,39	17,06	141,72	13,43						
Incisal inferior	172,71	15,91	104,36	14,02	172,78	15,88	104,34	14,00	172,84	15,89	104,36	14,06						
Orbital	153,60	15,18	58,30	15,50	153,67	15,21	58,18	15,47	153,69	15,23	58,19	15,56						
Pório	81,58	17,82	58,60	16,11	81,64	17,91	58,59	16,22	81,73	17,95	58,54	16,12						
Côndilo	90,12	17,33	61,94	14,92	90,27	17,26	61,73	14,63	90,28	17,21	61,79	14,90						
Gônio	99,66	16,90	113,62	13,82	99,57	16,84	113,61	14,10	99,51	16,66	113,44	13,84						
Coronóide	125,47	16,09	65,66	14,67	125,52	16,33	65,64	14,85	125,36	16,20	65,80	14,74						
Pterigoideo	120,46	17,30	54,87	14,83	120,62	17,32	54,80	14,69	120,62	17,39	54,81	14,66						
Molar	147,79	16,17	104,19	13,94	147,77	16,20	104,21	14,04	147,83	16,30	104,23	13,97						

Observe-se o alto desvio padrão consequência das diferentes dimensões craniofaciais apresentadas pelos voluntários deste estudo, o que não afeta a apreciação da reprodutibilidade das sucessivas medições das variáveis

Tabela 14. Média e desvio padrão inter-examinador correspondentes aos pontos cefalométricos – 2D

Pontos cefalométricos	Trial 1						Trial 4						Trial 5					
	y			z			y			z			y			z		
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Sela túrcica	101,63	17,53	40,05	15,59	101,52	17,59	40,22	15,47	101,79	17,71	40,46	15,66						
Násio	167,34	16,69	31,14	14,47	167,05	17,02	30,97	14,17	167,83	16,74	30,62	14,85						
Gnátio	167,43	16,98	141,68	13,47	167,10	17,31	142,09	13,26	167,48	17,45	140,73	13,12						
Incisal inferior	172,71	15,91	104,36	14,02	172,69	15,81	104,29	13,97	172,62	15,82	103,57	13,99						
Orbital	153,60	15,18	58,30	15,50	155,01	15,74	57,58	15,08	154,90	15,15	56,61	15,71						
Pório	81,58	17,82	58,60	16,11	80,76	17,78	57,17	14,90	80,23	16,74	55,90	16,06						
Côndilo	90,12	17,33	61,94	14,92	89,03	18,07	61,44	13,86	86,73	17,27	60,56	14,89						
Gônio	99,66	16,90	113,62	13,82	102,32	16,61	116,16	13,89	99,57	16,41	115,95	13,83						
Coronóide	125,23	16,20	65,94	14,50	122,49	16,17	67,74	13,51	125,22	15,99	64,22	13,93						
Pterigoideo	120,80	17,21	55,02	14,79	121,17	16,54	54,61	13,75	118,54	16,95	51,74	13,79						
Molar	147,79	16,17	104,19	13,94	147,76	15,88	104,62	13,66	147,57	16,46	103,96	13,88						

Observe-se o alto desvio padrão consequência das diferentes dimensões craniofaciais apresentadas pelos voluntários deste estudo, o que não afeta a apreciação da reprodutibilidade das sucessivas medições das variáveis

Tabela 15. Média das médias das diferenças absolutas (MMDA) intra-examinador e inter-examinador (erros) das coordenadas dos pontos cefalométricos – 2D

Pontos Cefalométricos	Intra-examinador			Inter-examinador		
	y		z	y		z
	MMDA	SD		MMDA	SD	
Sela túrcica	0,19	0,13	0,23	0,47	0,33	0,62
Násio	0,31	0,23	0,41	1,06	7,75	1,94
Gnátio	0,27	0,20	0,19	0,89	1,05	1,04
Incisal inferior	0,21	0,13	0,24	0,33	0,23	0,69
Orbital	0,40	0,25	0,39	2,05	1,13	2,41
Pório	0,31	0,22	0,34	1,93	2,27	2,56
Côndilo	0,47	0,31	0,56	2,94	2,35	2,18
Gônio	0,43	0,24	0,68	2,42	1,01	2,42
Coronóide	0,41	0,33	0,53	3,22	2,31	3,80
Pterigoideo	0,31	0,23	0,40	2,36	1,42	3,79
Molar	0,31	0,16	0,23	1,22	1,73	0,75
						0,67

Tabela 16. Erros das coordenadas intra-examinador dos pontos cefalométricos – 2D

Pontos Cefalométricos	EMM			Limite inferior			Limite superior			Dhalberg		
	y	z		y	z		y	z		y	z	
Sela túrcica	0,09	0,10		0,07	0,08		0,12	0,13		0,16	0,19	
Násio	0,16	0,28		0,13	0,22		0,22	0,37		0,27	0,40	
Gnátio	0,14	0,10		0,11	0,08		0,19	0,14		0,23	0,17	
Incisal inferior	0,09	0,08		0,07	0,06		0,12	0,11		0,17	0,19	
Orbital	0,18	0,20		0,14	0,16		0,24	0,27		0,33	0,34	
Pório	0,16	0,16		0,12	0,12		0,21	0,21		0,27	0,28	
Côndilo	0,22	0,28		0,17	0,22		0,29	0,38		0,39	0,48	
Gônio	0,17	0,24		0,14	0,19		0,23	0,32		0,35	0,53	
Coronóide	0,23	0,37		0,18	0,29		0,31	0,49		0,37	0,52	
Pterigoideo	0,16	0,22		0,13	0,17		0,21	0,29		0,27	0,35	
Molar	0,11	0,10		0,09	0,08		0,15	0,14		0,25	0,19	

Tabela 17. Erros das coordenadas inter-examinador dos pontos cefalométricos – 2D

Pontos Cefalométricos	EMM			Limite inferior			Limite superior			Dhalberg		
	y	z		y	z		y	z		y	z	
Sela túrcica	0,23	0,27		0,19	0,22		0,32	0,36		0,40	0,51	
Násio	0,94	1,04		0,75	0,83		1,27	1,40		1,19	1,71	
Gnátio	0,74	0,85		0,59	0,68		1,00	1,14		0,97	1,11	
Incisal inferior	0,16	0,26		0,13	0,20		0,22	0,34		0,28	0,55	
Orbital	0,80	1,63		0,63	1,29		1,07	2,18		1,65	2,34	
Pório	1,61	1,35		1,28	1,07		2,16	1,81		2,09	2,24	
Côndilo	1,66	1,26		1,32	1,00		2,23	1,69		2,64	1,98	
Gônio	0,72	0,96		0,57	0,77		0,96	1,29		1,85	1,95	
Coronóide	1,64	1,89		1,30	1,51		2,20	2,54		2,79	3,27	
Pterigoideo	1,00	1,77		0,80	1,41		1,35	2,39		1,94	3,20	
Molar	1,22	0,48		0,97	0,38		1,64	0,64		1,48	0,71	

Tabela 18. Média e desvio padrão intra-examinador e inter-examinador correspondentes às variáveis biomecânicas – 2D

Variáveis Biomecânicas	Trial 1		Trial 2		Trial 3		Trial 4		Trial 5		CCI	CCI
	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Intra-examinador	Inter-examinador
Braço de esforço												
Masseter superficial	42.90	4.09	42.93	3.96	42.73	4.41	45.83	4.55	47.27	6.49	0.990	0.698
Temporal anterior	34.80	4.96	34.87	4.58	34.70	5.03	33.57	4.70	37.13	8.28	0.991	0.676
Pterigoideo medial	26.33	3.60	26.37	3.42	26.23	3.46	28.83	3.42	27.97	5.35	0.987	0.737
Braço de resistência												
Molar	69.47	5.29	69.50	5.35	69.53	5.24	70.53	4.69	70.70	8.50	0.996	0.717
Incisivo	92.60	4.42	92.53	4.55	92.63	4.33	93.57	4.43	95.27	5.87	0.992	0.866
Vantagem Mecânica												
Referência molar												
Masseter superficial	0.62	0.05	0.62	0.05	0.62	0.05	0.65	0.07	0.68	0.14	0.990	0.504
Temporal anterior	0.50	0.05	0.50	0.05	0.50	0.06	0.48	0.05	0.53	0.15	0.987	0.525
Pterigoideo medial	0.38	0.04	0.38	0.04	0.38	0.04	0.41	0.04	0.40	0.09	0.981	0.610
Referência incisiva												
Masseter superficial	0.46	0.03	0.46	0.03	0.46	0.04	0.49	0.04	0.49	0.05	0.979	0.686
Temporal anterior	0.37	0.04	0.38	0.04	0.37	0.04	0.36	0.04	0.39	0.08	0.989	0.606
Pterigoideo medial	0.28	0.03	0.28	0.03	0.28	0.03	0.31	0.03	0.29	0.04	0.983	0.719

Tabela 19. Erro intra-examinador correspondente às variáveis biomecânicas – 2D

Variáveis Biomecânicas	Média das Médias das diferenças absolutas		Estimador Método dos Momentos		Dhalberg	
	Erro	DP	Erro	Limite inferior		Limite superior
Braço de esforço						
Masseter superficial	0.73	0.44	0.31	0.25	0.42	0.60
Temporal anterior	0.73	0.56	0.40	0.32	0.54	0.65
Pterigoideo medial	0.69	0.48	0.34	0.27	0.46	0.59
Braço de resistência						
Molar	0.58	0.42	0.30	0.24	0.40	0.50
Incisivo	0.69	0.51	0.36	0.29	0.48	0.60
Vantagem Mecânica						
Referência molar						
Masseter superficial	0.01	0.01	0.00	0.00	0.00	0.01
Temporal anterior	0.01	0.01	0.01	0.00	0.01	0.01
Pterigoideo medial	0.01	0.01	0.00	0.00	0.01	0.01
Referência incisiva						
Masseter superficial	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.01
Temporal anterior	0.01	0.01	0.00	0.00	0.00	0.01
Pterigoideo medial	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.01

Tabela 20. Erro inter-examinador correspondente às variáveis biomecânicas

Variáveis Biomecânicas	Média das Médias das diferenças absolutas		Estimador Método dos Momentos		Dhalberg	
	Erro	DP	Erro	Limite inferior	Limite superior	Erro
Braço de esforço						
Masseter superficial	4.49	2.86	2.02	1.61	2.72	3.75
Temporal anterior	5.44	3.15	2.23	1.77	3.00	4.43
Pterigoideo medial	3.56	1.78	1.26	1.00	1.69	2.80
Braço de resistência						
Molar	3.98	4.00	2.83	2.25	3.80	3.96
Incisivo	2.94	2.11	1.49	1.19	2.01	2.54
Vantagem Mecânica						
Referência molar						
Masseter superficial	0.06	0.08	0.06	0.05	0.08	0.07
Temporal anterior	0.08	0.07	0.05	0.04	0.07	0.08
Pterigoideo medial	0.05	0.04	0.03	0.02	0.04	0.04
Referência incisiva						
Masseter superficial	0.04	0.02	0.02	0.01	0.02	0.03
Temporal anterior	0.05	0.03	0.02	0.02	0.03	0.04
Pterigoideo medial	0.03	0.01	0.01	0.01	0.01	0.02

5.3. CONFIABILIDADE E VALIDADE DO MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL

A confiabilidade intra-examinador por meio da comparação das Média das médias das diferenças absolutas (mm) das coordenadas dos pontos cefalométricos podem ser observadas na Tabela 21. De forma geral, a Médias das médias das diferenças absolutas apresentaram valores diferentes ($p < 0,05$). Contudo, alguns pontos de referência mostraram um erro similar em ambos os métodos. Desta forma, para o eixo z, o erro do Násio bidimensional (0,41 mm) e tridimensional (0,44 mm) foram equivalentes ($p = 0,943$). Esta semelhança foi também observada no ponto Incisal inferior, no eixo y, onde o erro foi de 0,21 mm e 0,39 mm para os métodos bidimensional e tridimensional, respectivamente ($p = 0,185$); e no eixo z, onde o erro foi de 0,24 mm e 0,33 mm para os métodos bidimensional e tridimensional, respectivamente ($p = 0,102$). O ponto Pório seguiu esta mesma tendência, apresentando valores de 0,34 mm para o método bidimensional e de 0,38 para o método tridimensional ($p = 0,773$). Por último, no eixo y, para os métodos bidimensional e tridimensional, respectivamente ($p = 0,975$), o ponto Molar mostrou um erro de 0,31 mm e 0,34 mm. No eixo z, o ponto Molar mostrou um erro de 0,23 mm e 0,26 mm ($p = 0,651$) para os métodos bidimensional e tridimensional, respectivamente.

A confiabilidade inter-examinador por meio da comparação das Média das médias das diferenças absolutas (mm) das coordenadas dos pontos cefalométricos podem ser observadas na Tabela 22. Metade dos valores correspondentes às coordenadas mostraram-se diferentes ($p < 0,05$). Assim, para o eixo y, o erro do Gnátio bidimensional (0,89 mm) e tridimensional (0,94 mm) foram equivalentes ($p = 0,262$). Também no eixo z, o erro do Gnátio bidimensional (1,04 mm) e tridimensional (1,07 mm) foram equivalentes ($p = 0,141$). Assim também foi observado no ponto Incisal inferior, no eixo z, erros de 0,69 mm e 0,51 mm para os métodos bidimensional e tridimensional, respectivamente ($p = 0,270$). Para o ponto Orbital, o erro foi de 2,41 mm no modelo bidimensional e 1,94 mm no modelo tridimensional, ambos no eixo z ($p = 0,975$). O ponto Pório apresentou valores de 1,93 mm para o método bidimensional e de 1,19 para o método tridimensional ($p = 0,237$) no eixo y. O erro no ponto Gônio no eixo y foi de 2,42 mm do modelo bidimensional e 1,88 mm do modelo tridimensional ($p = 0,490$) no eixo y, e no eixo z do modelo bidimensional foi de 2,42 mm e 2,01 mm do modelo tridimensional ($p = 0,192$). Finalmente o ponto Molar mostrou um erro de

1,22 mm e 0,81 mm ($p=0,926$) no eixo y e no eixo z um erro de 0,75 mm e 0,56 mm ($p=0,720$) para os métodos bidimensional e tridimensional, respectivamente.

A Confiabilidade intra-examinador por meio da comparação das Média das médias das diferenças absolutas correspondentes às variáveis biomecânicas podem ser notadas na tabela 23. Quase a totalidade dos valores p mostram equivalência entre as medições. Não houve diferenças no comprimento do braço de esforço do masseter superficial ($p=0,379$) analisado pelo método bidimensional (0,73 mm) e tridimensional (0,61 mm). Da mesma forma o Braço de esforço do Pterigoideo medial apresentou 0,69 mm de comprimento na análise bidimensional e 0,76 mm na análise tridimensional ($p=0,557$). Também foi encontrada esta equivalência no Braço de resistência Molar ($p=0,299$) e no Braço de resistência Incisivo ($p=0,163$) avaliados pelo método bidimensional 0,58mm e 0,69 mm, respectivamente, e tridimensional 0,54 mm e 0,64 mm, respectivamente. A Vantagem mecânica do Masseter superficial no nível Molar apresentou equivalência ($p=0,586$) no modelo bidimensional 0,01 mm e no modelo tridimensional 0,01mm. Aconteceu de igual forma na Vantagem mecânica do Braço de esforço do Pterigoideo medial no nível Molar ($p=0,079$), onde as análises bidimensional e tridimensional foram de 0,01 mm para cada modelo. Finalmente foi encontrada equivalência na Vantagem mecânica no nível Incisal dos músculos Masseter superficial ($p=0,178$) e Pterigoideo medial ($p=0,382$), medidas pela análise bidimensional e tridimensional com valores de 0,01 mm para cada um dos músculos.

A Confiabilidade inter-examinador por meio da comparação das média das médias das diferenças absolutas correspondentes às variáveis biomecânicas podemos encontrá-la na tabela 24. Encontramos diferença na totalidade das medições. No Braço de esforço do Masseter superficial ($p<0,001$) com a análise bidimensional de 4,49 mm e tridimensional de 1,18 mm. Também no Temporal anterior encontramos essa diferença ($p<0,001$) onde o modelo bidimensional foi de 5,44 mm e 0,93 mm no modelo tridimensional. Igual para o Pterigoideo medial ($p<0,001$) de analise bidimensional (3,56 mm) e tridimensional (1,67 mm). No Braço de resistência Molar, a analise bidimensional foi de 3,98 mm e tridimensional 1,33 mm ($p<0,001$). No braço de resistência Incisivo ($p<0,01$) o modelo bidimensional foi de 2,94 mm e tridimensional de 1,21 mm.

A Validade das coordenadas dos pontos cefalométricos (valor absoluto) são encontradas na tabela 25. No ponto Násio, os valores correspondentes ao eixo y foram similares ($p=0,768$) na análise bidimensional (59,94 mm) e tridimensional (59,86 mm),

assim como no eixo z ($p=0,434$) para ambos os métodos (85,14 mm e 86,17 mm, respectivamente). O ponto Orbital teve valores semelhantes no eixo y da análise bidimensional (51,24 mm) e tridimensional (50,57 mm) ($p=0,262$). No eixo z do ponto Pório ($p=0,439$) encontramos uma similitude no modelo bidimensional e tridimensional de 65,71 mm e 65,45 mm, respectivamente. De igual forma no eixo y do ponto Gônio ($p=0,565$) valores parecidos foram encontrados entre o modelo bidimensional (24,62 mm) e tridimensional (24,36 mm). No ponto Coronóide encontramos valores análogos no eixo y ($p=0,254$): a análise bidimensional foi de 29,05 mm e a tridimensional 28,49 mm. Finalmente no ponto Molar, a similitude encontra-se no eixo z ($p=0,789$) da análise bidimensional e tridimensional (31,52 mm e 31,53 mm, respectivamente).

A Validade correspondente às variáveis biomecânicas é descrita na tabela 26. Quase a totalidade de resultados obtiveram uma diferença no seus valores ($p<0,05$). A exceção foi encontrada no Braço de resistência Molar ($p=0,093$), onde a análise bidimensional obteve um comprimento de 69,95 mm e a tridimensional de 70,88 mm.

Tabela 21. Confiabilidade intra-examinador por meio da comparação das médias das diferenças absolutas (mm) das coordenadas dos pontos cefalométricos

Pontos de referência	Análise bidimensional			Análise tridimensional			p (y)	p (z)
	y		z	y		z		
	Média	DP		Média	DP			
Násio	0,31	0,23	0,41	0,39	0,14	0,44	<0,01	0,943
Gnátio	0,27	0,20	0,19	0,14	0,34	0,42	<0,01	<0,01
Incisal inferior	0,21	0,13	0,24	0,11	0,43	0,33	0,185	0,102
Orbital	0,40	0,25	0,39	0,29	0,36	0,15	<0,05	<0,001
Pório	0,31	0,22	0,34	0,22	0,36	0,38	<0,01	0,773
Côndilo	0,47	0,31	0,56	0,40	0,08	0,09	<0,01	<0,001
Gônio	0,43	0,24	0,68	0,34	0,54	1,38	<0,01	<0,001
Coronóide	0,41	0,33	0,53	0,52	0,14	0,19	<0,01	<0,001
Molar	0,31	0,16	0,23	0,14	0,24	0,26	0,975	0,651

Tabela 22. Confiabilidade inter-examinador por meio da comparação das médias das diferenças absolutas das coordenadas dos pontos cefalométricos

Pontos de referência	Análise bidimensional			Análise tridimensional			p (y)	p (z)
	y		z	y		z		
	Média	DP		Média	DP			
Násio	1.06	1.34	1.94	1.47	0,23	0,65	0,73	<0,001
Gnátio	0.89	1.05	1.04	1.20	0,62	1,07	0,55	0,262
Incisal inferior	0.33	0.23	0.69	0.36	0,43	0,51	0,64	<0,001
Orbital	2.05	1.13	2.41	2.30	0,83	1,94	0,84	<0,001
Pório	1.93	2.27	2.56	1.91	0,69	0,65	0,42	0,237
Côndilo	2.94	2.35	2.18	1.78	0,30	0,54	0,45	<0,001
Gônio	2.42	1.01	2.42	1.36	0,97	2,01	0,89	0,490
Coronóide	3.22	2.31	3.80	2.67	0,32	0,35	0,24	<0,001
Molar	1.22	1.73	0.75	0.67	0,50	0,56	0,39	0,926

Tabela 23. Confiabilidade intra-examinador por meio da comparação das médias das diferenças absolutas correspondentes às variáveis biomecânicas

Variáveis mecânicas	Análise bidimensional		Análise tridimensional		p
	Média	DP	Média	DP	
Braço de esforço					
Masseter superficial	0,73	0,44	0,61	0,43	0,379
Temporal anterior	0,73	0,56	0,36	0,31	<0,01
Pterigoideo medial	0,69	0,48	0,76	0,44	0,557
Braço de resistência					
Molar	0,58	0,42	0,54	0,41	0,299
Incisivo	0,69	0,51	0,64	0,72	0,163
Vantagem Mecânica					
Referência molar					
Masseter superficial	0,01	0,01	0,01	0,01	0,586
Temporal anterior	0,01	0,01	0,01	0,00	<0,01
Pterigoideo medial	0,01	0,01	0,01	0,01	0,079
Referência incisiva					
Masseter superficial	0,01	0,00	0,01	0,00	0,178
Temporal anterior	0,01	0,01	0,00	0,00	<0,01
Pterigoideo medial	0,01	0,01	0,01	0,00	0,382

Tabela 24. Confiabilidade inter-examinador por meio da comparação das médias das diferenças absolutas correspondentes às variáveis biomecânicas

Variáveis mecânicas	Análise bidimensional		Análise tridimensional		p
	Média	DP	Média	DP	
Braço de esforço					
Masseter superficial	4,49	2,86	1,18	0,68	<0,001
Temporal anterior	5,44	3,15	0,93	0,38	<0,001
Pterigoideo medial	3,56	1,78	1,67	1,08	<0,001
Braço de resistência					
Molar	3,98	4,00	1,33	0,60	<0,001
Incisivo	2,94	2,11	1,21	0,72	<0,01
Vantagem Mecânica					
Referência molar					
Masseter superficial	0,06	0,08	0,02	0,01	<0,01
Temporal anterior	0,08	0,07	0,01	0,01	<0,001
Pterigoideo medial	0,05	0,04	0,02	0,02	<0,001
Referência incisiva					
Masseter superficial	0,04	0,02	0,01	0,01	<0,001
Temporal anterior	0,05	0,03	0,01	0,00	<0,001
Pterigoideo medial	0,03	0,01	0,02	0,01	<0,001

Tabela 25. Validade das coordenadas dos pontos cefalométricos (valor absoluto)

Pontos de referência	Análise bidimensional				Análise tridimensional				DM (y)	p (y)	DM (z)	p (z)
	y		z		y		z					
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP				
Násio	59,94	8,41	85,14	15,64	59,86	8,34	86,17	16,41	0,08	0,768	-1,03	0,434
Gnátio	60,21	11,49	38,83	48,44	60,71	11,65	38,04	48,83	-0,50	<0,01	0,79	<0,001
Incisal inferior	64,78	10,74	31,46	37,17	64,22	10,95	31,69	36,89	0,56	<0,001	-0,23	<0,01
Orbital	51,24	12,78	66,24	8,73	50,57	12,15	67,20	8,21	0,67	0,262	-0,96	<0,05
Pório	41,84	41,93	65,71	10,23	42,99	41,07	65,45	10,69	-1,15	<0,01	0,27	0,439
Côndilo	33,74	42,28	62,57	10,38	30,86	41,45	64,99	10,04	2,89	<0,001	-2,42	<0,001
Gônio	24,62	42,03	24,06	43,99	24,36	41,30	24,84	43,90	0,25	0,565	-0,78	<0,01
Coronóide	29,05	30,44	59,18	12,24	28,49	30,95	60,76	11,37	0,57	0,254	-1,58	<0,01
Molar	46,23	17,24	31,52	37,23	43,76	19,01	31,53	37,23	2,47	<0,01	-0,01	0,789

MD: Diferença das médias das medições

Tabela 26. Validade correspondente às variáveis biomecânicas

Variáveis mecânicas	Análise bidimensional		Análise tridimensional		DM	p
	Média	DP	Média	DP		
Braço de esforço						
Masseter superficial	44,33	4,04	35,02	2,89	9,31	<0,001
Temporal anterior	35,01	4,61	32,34	2,95	2,67	<0,05
Pterigoideo medial	27,15	3,34	37,70	2,32	-10,55	<0,001
Braço de resistência						
Molar	69,95	4,98	70,88	4,73	-0,93	0,093
Incisivo	93,32	4,38	103,32	4,71	-10,00	<0,001
<i>Vantagem Mecânica</i>						
Referência molar						
Masseter superficial	0,64	0,06	0,50	0,04	0,14	<0,001
Temporal anterior	0,50	0,06	0,46	0,04	0,04	<0,001
Pterigoideo medial	0,39	0,04	0,53	0,03	-0,14	<0,001
Referência incisiva						
Masseter superficial	0,47	0,03	0,34	0,03	0,13	<0,001
Temporal anterior	0,37	0,04	0,31	0,02	0,06	<0,001
Pterigoideo medial	0,29	0,03	0,36	0,02	0,07	<0,001
MD: Diferença das médias das medições						

MD: Diferença das médias das medições

6. DISCUSSÃO

O conceito de Odontologia baseada em evidência envolve o uso sistemático e coerente da evidência mais sólida disponível na tomada de decisões clínicas com a finalidade de proporcionar o melhor atendimento aos pacientes.^{1,2} A partir deste ponto, poderão ser construídas estratégias de pesquisa ajustadas a cada área, e priorizar aquilo a ser destacado em programas educacionais, assim como sua forma de transmissão.³ A biomecânica mandibular descreve os movimentos mandibulares funcionais, bordejantes e parafuncionais, assim como as tensões potenciais e a capacidade relativa dos diferentes componentes do sistema mastigatório em resistir e se adaptar a essas tensões.⁷

Além da compreensão da base biomecânica na correta execução da reabilitação oral, é preciso compreender a importância da diversidade biológica e comportamental, a plasticidade neurológica que ocorre durante todo o crescimento e desenvolvimento do sistema mastigatório, e a gama resultante de oclusões normais ou adaptadas, o qual impede o estabelecimento de regras numéricas rígidas sobre as mesmas.² No entanto, existe a tendência de subestimar os méritos de usar dados normativos para orientar as estratégias de tratamento.^{2,4} Parte do embasamento necessário para justificar coerentemente estas regras é incluído no livro *Oclusão da Série da Associação Brasileira de Ensino em Odontologia, Odontologia Essencial*, com a finalidade de cultivar este aprendizado nos programas de graduação.

Assim, como objetivos básicos de aprendizagem no capítulo sobre Biomecânica do livro *Oclusão* consta caracterizar a biomecânica e seus mecanismos simples, conhecer as leis da física aplicadas à mecânica básica, compreender a lei das alavancas e os diferentes tipos de alavancas, conhecer os diferentes tipos de força e os fenômenos de tensão e deformação deles decorrentes e compreender os aspectos físicos do músculo.⁵ Para entender a aplicação destes princípios, no capítulo sobre Distúrbios oclusais se discute o papel da oclusão e as consequências de suas alterações ao aparelho estomatognático, caracteriza-se os diferentes tipos de distúrbios oclusais e suas manifestações clínicas, aplica-se os princípios biomecânicos ao estudo destes distúrbios e orienta-se o tratamento dos mesmos.⁶

Além da simplificação do movimento de abertura e fechamento mandibular em um sistema de alavanca de classe III, os outros dois tipos de alavancas são a de classe I ou inter-fixa, onde o fulcro fica entre o esforço e a resistência, e a de classe II ou inter-resistente, na qual a resistência se encontra entre o fulcro e o esforço.⁸ O

modelo de alavanca mandibular classe III pode mudar para classe I durante o fechamento mandibular ou movimento protrusivo, quando existirem interferências como contatos prematuros ou posteriores, respectivamente. Igualmente, dependendo da intensidade de uma interferência mediotrusiva, pode ser criada uma alavanca classe I ou II.⁵⁻⁹

O princípio de vantagem mecânica indicou a eficiência na geração de força de um músculo mastigatório em uma determinada posição de mordida, molar o incisal, por meio da proporção da tensão muscular aplicada à geração de força oclusal.⁵⁻⁹ Em ambos os modelos apresentados, bidimensional e tridimensional, esta análise foi operada como a divisão do comprimento do braço de esforço pelo braço de resistência. O braço de esforço estendeu-se perpendicularmente desde a articulação temporomandibular até a linha de ação de um determinado músculo mastigatório. O braço de resistência prolongou-se também perpendicularmente desde o mesmo fulcro até uma linha perpendicular ao plano mandibular que passou pelo ponto de contato dentário.

O presente estudo determinou a capacidade das tomografias de feixe cônico para a avaliação da vantagem mecânica, visando sua aplicação didática no estudo do comportamento biomecânico dos componentes do sistema estomatognático e utilização diagnóstica. Por razões de conveniência matemática e conceitual, o erro total de medição geralmente é dividido em duas classes distintas de erro: sistemático e aleatório. Os erros sistemáticos (também conhecidos como "viés") são imprecisões reproduzíveis que levam a um valor medido que é consistentemente maior ou menor do que o valor verdadeiro. Os erros aleatórios levam a diferenças variáveis do valor verdadeiro e dão origem, imprevisivelmente, a medidas maiores ou menores do que o valor verdadeiro.

Sem saber o valor verdadeiro da quantidade que está sendo medida não é possível determinar a magnitude de qualquer erro sistemático que possa existir. Os erros sistemáticos podem, no entanto, ser controlados por uma calibração cuidadosa e repetida do observador e do aparelho de medição em relação a um padrão conhecido. Este não é o caso de erros aleatórios, mas estes podem ser reduzidos pela média de uma série de observações. Porém, os erros aleatórios estabelecem um limite na precisão máxima que pode ser alcançada, independentemente do número de observações, e em geral, denota o erro "experimental" ou de "método". Assim, o

coeficiente de correlação intra-classe, a média das médias das diferenças absolutas, o estimador “Método dos Momentos” e a equação de Dahlberg foram utilizados.^{32,34}

O coeficiente de correlação intra-classe é uma estimativa da fração da variabilidade total de medidas devido a variações da mesma entre os indivíduos, ainda que não apresente um resultado palpável da diferença entre as medições.³² A média das médias das diferenças absolutas (*average mean of absolute differences*) compara combinatoriamente o valor absoluto de cada uma das medidas. O estimador do “Método dos Momentos” e a equação de Dahlberg são aproximações do erro aleatório, usando as medições replicadas do estudo para depois calcular a medida da propagação das diferenças entre elas. Embora ambas sejam muito utilizadas e eficazes em amostras de 25 a 30, a equação de Dahlberg assume apenas teoricamente a inexistência de erro sistemático.³⁴

6.1. REPRODUTIBILIDADE E DETERMINAÇÃO DOS ERROS PARA O MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL

Os valores das coordenadas correspondentes aos pontos cefalométricos tridimensionais demonstraram excelente reprodutibilidade intra-examinador e inter-examinador. Os dados tridimensionais intra-examinador apresentaram erros menores do que 1,5 mm, o que é considerado clinicamente aceitável. Os erros inter-examinador clinicamente insatisfatórios foram de 1,51 mm a 5,83 mm. A tomografia de feixe cônico em Odontologia permite a solução dos problemas de projeção inerentes às radiografias convencionais relacionados com magnificação e superposição das estruturas analisadas. Em contraste às imagens bidimensionais, o amplo espectro de ferramentas digitais das imagens tomográficas, tais como reconstrução tridimensional e cortes ortogonais em qualquer direção, permitem uma melhor visualização de pontos de referência.

No presente estudo, *in vivo*, a ausência de marcadores artificiais no crânio permitiu simular uma situação clínica real, onde discrepâncias na identificação dos pontos de referência são mais prováveis. Assim mesmo, a localização do ponto nas três coordenadas espaciais permite uma localização mais específica do erro.^{25,31} Contudo, a renderização das imagens cria dificuldades adicionais devido às curvaturas das superfícies. Nota-se que algumas coordenadas dos pontos de referência envolveram uma maior dificuldade em sua demarcação pelos

examinadores, especialmente quando comparados as medições #1, #4 e #5. Os pontos com maiores discrepâncias são os seguintes: Orbital, Pório, Gônio, Ramo, Pterigoideo e Ístmo.

O Orbital é definido como o ponto mais inferior na margem inferior da órbita, porém a cavidade orbitária tem forma circular o que pode justificar os erros na sua determinação, segundo a inclinação da imagem. Outro ponto no qual há erros mais notórios é o Pório, este é definido como o ponto mais superior do meato acústico externo, o que pode gerar dúvidas sobre sua profundidade e limites externo e interno, embora o grau de densidade óssea possa ser alterado na imagem. O Gônio é descrito como ponto mais posterior e inferior no ângulo da mandíbula. No entanto, o final da base mandibular e o começo da borda posterior do ramo ascendente é ténue, e pode agravar com inclinações sucessivas da imagem. A terceira dimensão neste ponto (profundidade), inviabiliza a estratégia do traçado cefalométrico convencional que consiste na bissetriz da interseção das linhas tangentes ao plano mandibular e à borda posterior do ramo ascendente que o determina.

O Ramo é determinado como a intersecção da borda anterior do ramo mandibular e o corpo da mandíbula e, da mesma forma que o Gônio, a falta de uma demarcação nítida pode ter condicionado os erros na análise destas coordenadas, mas ainda por esta região se tratar de uma superfície côncava. A falta de uma clara delimitação das lâminas externa e interna do osso Pterigoide, as quais são superfícies côncavas e assimétricas, dificulta a correta centralização do ponto Pterigoide, o qual é definido como o ponto médio da lâmina pterigoide lateral. Finalmente o Istmo trata-se do ponto mais côncavo do pescoço do côndilo. Nesta região, a superfície côncava do pescoço do côndilo e a crista convexa que dá origem à incisura e começo do processo coronóide confluem simultaneamente.

Todas as variáveis biomecânicas apresentaram uma reprodutibilidade excelente nas comparações intra-examinador. Nas comparações inter-examinador, os resultados também podem ser considerados excelentes, embora com menores valores. Contudo, o braço de esforço e as vantagens mecânicas nos níveis molar e incisivo nos lado direito e esquerdo do músculo pterigoideo lateral tiveram CCIs menores a 0,500. Nas comparações intra-examinador, a vantagem mecânica apresentou variações de apenas 0,00 mm a 0,01 mm e na inter-examinador, 0,01 mm a 0,05 mm. Em uma análise tridimensional, as linhas de ação muscular podem ser

traçadas verdadeiramente desde a origem até o ponto de inserção sem a necessidade de criar aproximações irreais.

A alta reprodutibilidade e os erros mínimos descritos acima foram alcançados a pesar de o cálculo tenha sido baseado em pontos de referência que não necessariamente apresentaram erros mínimos. Isto pode ser explicado devido à compensação determinada pela maior magnitude das distâncias dos braços de esforço e de resistência em comparação às diferenças numéricas das coordenadas dos pontos de referência, que são menores e implica uma maior precisão. Os resultados inferiores inter-examinador referentes aos braços de esforço e vantagem mecânica do músculo Pterigoideo lateral do lado esquerdo pode ser explicado pelo menor comprimento dos braços de alavanca. O menor comprimento deste músculo impediu possivelmente a compensação descrita acima.

6.2. REPRODUTIBILIDADE E DETERMINAÇÃO DOS ERROS PARA O MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA BIDIMENSIONAL

Os valores das coordenadas correspondentes aos pontos cefalométricos bidimensionais demonstraram excelente reprodutibilidade intra-examinador e inter-examinador. Os dados bidimensionais intra-examinador apresentaram erros menores que 1,5 mm, o que é considerado clinicamente aceitável. Os erros inter-examinador clinicamente insatisfatórios foram de 1,93 mm a 3,80 mm. Todas as variáveis biomecânicas apresentaram uma reprodutibilidade excelente, mostrando um CCI de 0,979 a 1,000 nas comparações intra-examinador. Nas comparações inter-examinador, os resultados foram satisfatórios. Os erros intra-examinador foram clinicamente aceitáveis (<1,5 mm), sendo que todas as vantagens mecânicas apresentaram um erro de 0,00 a 0,01 mm. Na análise inter-examinador, os braços de esforço e de resistência mostraram erros que ultrapassaram o limite de 1,5 mm (2,02 mm a 5,44 mm). Porém, todas as vantagens mecânicas apresentaram um erro de 0,01 a 0,08.

A finalidade de apresentar a análise bidimensional foi apenas gerar dados para determinar a confiabilidade e validade do modelo tridimensional. Embora não existam estudos disponíveis que avaliem a reprodutibilidade e erros do modelo bidimensional, este foi considerado como padrão ouro da análise de vantagem mecânica, pois representa o método comumente utilizado.¹⁵⁻¹⁸ O mais interessante que pôde ser

encontrado é que, da mesma forma do que no modelo tridimensional, os erros intra-examinador e inter-examinador das variáveis principais do estudo (ou seja, das vantagens mecânicas) foram mínimos apesar de os pontos de referência que deram origem aos braços de esforço e de resistência terem ultrapassado a tolerância clínica de 1,5 mm. Isto confirma a robustez do método bidimensional como ferramenta até agora utilizada.

6.3. CONFIABILIDADE E VALIDADE DO MODELO DE ANÁLISE DE VANTAGEM MECÂNICA TRIDIMENSIONAL

Na avaliação da confiabilidade, os erros intra-examinador e inter-examinador apresentaram valores diferentes de forma geral. Contudo, na comparação intra-examinador, os pontos de referência Násio, Incisal inferior, Pório e Molar mostraram um erro similar em ambos os métodos. Esta tendência foi observada também para os pontos Gnátio, Incisal inferior, Orbital, Pório, Gônio e Molar na comparação inter-examinador. Com exceção do braço de esforço e das vantagens mecânicas do Temporal anterior, quase a totalidade dos valores das variáveis biomecânicas mostraram equivalência dos erros intra-examinador. O contrário aconteceu para todas as comparações inter-examinador. Na comparação das médias das medições das 5 repetições para a determinação da validade, os pontos Násio, Orbital, Pório, Gônio, Coronóide e Molar apresentaram pelo menos equivalência em uma das suas coordenadas entre os modelos tridimensional e bidimensional. Embora com valores clinicamente aceitáveis (diferença de médias $< 0,15$ mm), quase a totalidade das variáveis biomecânicas mostraram valores discrepantes, com exceção do Braço de resistência Molar.

A falta de equivalência absoluta (para ambas as coordenadas y e z) entre os erros dos dois métodos, nas avaliações intra-examinador nos pontos de referência Gnátio, Orbital, Cêndilo, Gônio e Coronóide, e inter-examinador nos pontos de referência Násio, Cêndilo e Coronóide, pode ser explicada pela magnitude da visualização da estrutura a ser identificada. Embora os pontos de referência bidimensionais e tridimensionais possuam a mesma definição anatômica, só no modelo tridimensional é possível distinguir verdadeiramente as estruturas que limitam o ponto de referência em questão. Já no modelo bidimensional, as intersecções ou paralelismos das formações radiopacas e radiolúcidas nos fazem supor que uma

determinada estrutura se encontra no lugar que nós pensamos que deveria-se localizar. Por outro lado, no modelo tridimensional, a presença da terceira coordenada (x), modifica totalmente nossa orientação e sentido na localização do ponto de referência.³¹

Esta explicação pode ser transferida também às comparações dos erros das variáveis biomecânicas. Porém, na comparação intra-examinador, praticamente os dois modelos foram equivalentes, com exceção das variáveis correspondentes ao músculo Temporal anterior.³⁰ Isto pode ser explicado pelas divergências dos modelos nas construções das linhas de ação muscular. Enquanto o modelo tridimensional segue angulações reais do músculo, desde o processo coronóide até a fossa temporal, o modelo bidimensional assume o sentido do músculo desde o processo coronóide até o ponto médio de uma linha traçada entre a Sela e o Násio, o que pode ser considerado absolutamente arbitrário. A falta de equivalência dos erros inter-examinador entre os dois modelos pode com certeza ser derivada da diferença de expertise nesta análise entre os examinadores envolvidos.²⁸ Contudo, os erros das vantagens mecânicas nos dois modelos não superaram o valor de 0,09.

No caso do cálculo da validade, não foram comparados os erros por meio das médias das médias das diferenças absolutas intra-examinador e inter-examinador, senão o valor bruto das coordenadas dos pontos de referência e das variáveis biomecânicas. Dado as diferentes características dimensionais craniofaciais dos indivíduos utilizados na amostra, as variáveis possuem um alto desvio padrão. Isto não afeta metodologicamente o estudo, pois o objetivo foi comparar os indivíduos com eles mesmos nas diferentes repetições pareadas. A falta de equivalência entre os dois modelos para os pontos de referência pode ser suavizada pelas baixas diferenças das médias encontradas, que indicaram na maioria das coordenadas, um valor clinicamente aceitável $< 1,5$ mm. Aqueles valores das coordenadas dos pontos de referência que sobrepassaram o limite, foi apenas por uma discrepância de 1,5 mm a 2,89 mm entre o modelo bidimensional e tridimensional.

A discrepância nos pontos de referência Cêndilo e Molar foram esperadas, dada as limitações para sua localização exata no modelo bidimensional. Devido à região petrosa do temporal, o modelo bidimensional opta em definir o ponto Cêndilo como o ponto mais superior e posterior do Cêndilo, em vez do ponto mais superior, como é considerado no modelo tridimensional. Algo similar acontece com o ponto Molar, onde pela impossibilidade de localizar a fossa central do dente, opta-se por

considerar a ponta da cúspide mesial como o ponto de referência no modelo bidimensional. A falta de equivalência registrada no ponto Coronóide pode ser explicada pela dificuldade real na sua localização no modelo bidimensional, onde uma excessiva superposição de imagens pode ser visualizada.^{27,30}

A falta de equivalência entre os braços de alavanca e resistência pode se justificar porque embora os dois modelos utilizem os mesmos pontos de referência para a construção das linhas de ação muscular, não necessariamente são empregados da mesma forma. Assim, em vez dos músculos Masseter superficial, Temporal anterior e Pterigoideo medial utilizarem o arco zigomático, a fossa temporal e o processo pterigoideo, respectivamente como pontos de inserção muscular; no modelo bidimensional é utilizado arbitrariamente o ponto Orbital, ponto médio da linha Sela–Násio e o ponto mais superior e posterior da fossa pterigomaxilar, respectivamente. Contudo, as vantagens mecânicas apenas apresentaram uma diferença de médias de 0,04 a 0,14 entre as avaliações bidimensional e tridimensionais, o que de certa forma valida o modelo tridimensional.²⁷ Infelizmente, não existe algum estudo que determine a tolerância nas variações da Vantagem mecânica.

7. CONCLUSÃO

A análise de Vantagem mecânica tridimensional em imagens de TCFC apresentou alta reprodutibilidade intra e inter examinadores e erros aceitáveis. Porém, seus resultados divergem de forma geral do modelo bidimensional. Esta análise pode ser sugerida como ferramenta de pesquisa biomecânica e didática.

Futuros estudos poderiam abordar análises craniofaciais pós-cirúrgicas, pós-ortodônticas e como auxílio no estudo de disfunções funcionais.

REFERÊNCIAS

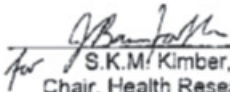
1. Carlsson GE. Some dogmas related to prosthodontics, temporomandibular disorders and occlusion. *Acta Odontol Scand* 2010;68:313-22.
2. Zarb G. The interface of occlusion revisited. *Int J Prosthodont* 2005;18:270-71.
3. Lee DJ, Wiens JP, Ference J, Donatelli D, Smith RM, Dye BD, Obrez A, Lang LA. Assessment of occlusion curriculum in predoctoral dental education: report from ACP Task Force on Occlusion Education. *J Prosthodont* 2012;21:578-87.
4. Carlsson GE. Critical review of some dogmas in prosthodontics. *J Prosthodont Res* 2009;53:3-10.
5. Fernandes Neto AJ, Neves FD, Simamoto Junior PC: Biomecânica. In: Fernandes Neto AJ, Neves FD, Simamoto Junior PC: *Odontologia Essencial Parte Clínica: Oclusão*. São Paulo: Artes Medicas, 2013. Cap. 3. p. 41-6.
6. Fernandes Neto AJ, Neves FD, Simamoto Junior PC: Distúrbios oclusais. In: Fernandes Neto AJ, Neves FD, Simamoto Junior PC: *Odontologia Essencial Parte Clínica: Oclusão*. São Paulo: Artes Medicas, 2013. Cap 4. p. 47-60.
7. Guimarães FFZ. Alavancas mandibulares. 2011. 37 f. TCC (Graduação) - Curso de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.
8. Barreto FM. Alavanca mandibular. 2010. 32 f. Monografia (Especialização) - Curso de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.
9. Alonso AA, Albertini JS, Bechelli AH. Oclusión y Diagnóstico en Rehabilitación Oral. Buenos Aires: Panamericana, 2004. cap. 10, p. 171-268.
10. Gomes SG, Custodio W, Faot F, Del Bel Cury AA, Garcia RC. Masticatory features, EMG activity and muscle effort of subjects with different facial patterns. *J Oral Rehabil*. 2010;37(11):813-9.
11. Kant P, Bhowate RR, Sharda N. Assessment of cross-sectional thickness and activity of masseter, anterior temporalis and orbicularis oris muscles in oral submucous fibrosis patients and healthy controls: an ultrasonography and electromyography study. *Dentomaxillofac Radiol*. 2014;43(3):20130016.
12. Zhou RR, Zhao QM, Liu M. Comparison of face types in Chinese women using three-dimensional computed tomography. *Facial Plast Surg*. 2015;31(2):160-3.

13. Biondi K, Lorusso P, Fastuca R, Mangano A, Zecca PA, Bosco M, Caprioglio A, Levrieri L. Evaluation of masseter muscle in different vertical skeletal patterns in growing patients. *Eur J Paediatr Dent*. 2016;17(1):47-52.
14. Javadrashid R, Fouladi DF, Golamian M, Hajalioghli P, Daghighi MH, Shahmorady Z, Niknejad MT. Visibility of different foreign bodies in the maxillofacial region using plain radiography, CT, MRI and ultrasonography: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(4):20140229.
15. Charalampidou M, Kjellberg H, Georgiakaki I, Kiliaridis S. Masseter muscle thickness and mechanical advantage in relation to vertical craniofacial morphology in children. *Acta Odontol Scand*. 2008;66(1):23-30.
16. Ferrario VF, Sforza C, Sartori M, Ciusa V. The mechanical advantage of the masseter muscle in subjects with different vertical and sagittal facial morphology. *Clin Orthod Res*. 1999;2(3):162-70.
17. Zarrinkelk HM, Throckmorton GS, Ellis E 3rd, Sinn DP. Functional and morphologic changes after combined maxillary intrusion and mandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996;54(7):828-37.
18. Mavreas D, Melsen B. Changes in the mechanical advantage of the masseter and temporal muscles following surgical correction of mandibular prognathism. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1997;12(3):215-25.
19. Dicker GJ, Koolstra JH, Castelijns JA, Van Schijndel RA, Tuinzing DB. Positional changes of the masseter and medial pterygoid muscles after surgical mandibular advancement procedures: an MRI study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(8):922-9.
20. Dicker GJ, Tuijt M, Koolstra JH, Van Schijndel RA, Castelijns JA, Tuinzing DB. Static and dynamic loading of mandibular condyles and their positional changes after bilateral sagittal split advancement osteotomies. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(9):1131-6.
21. van Spronsen PH. Long-face craniofacial morphology: cause or effect of weak masticatory musculature? *Semin Orthod* 2010;16:99-117.
22. Santos RMGD, De Martino JM, Haiter Neto F, Passeri LA. Influence of different setups of the Frankfurt horizontal plane on 3-dimensional cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2017;152(2):242-49.
23. Wang RY, Han M, Liu H, Wang CL, Xian HH, Zhang L, Zhang SJ, Liu DX. Establishment of reference mandibular plane for anterior alveolar morphology

- evaluation using cone beam computed tomography. *J Zhejiang Univ Sci B*. 2012;13(11):942-7.
24. Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Reliability and the smallest detectable difference of measurements on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(3):e107-14.
 25. Lagravère MO, Gordon JM, Guedes IH, Flores-Mir C, Carey JP, Heo G, Major PW. Reliability of traditional cephalometric landmarks as seen in three-dimensional analysis in maxillary expansion treatments. *Angle Orthod*. 2009;79(6):1047-56.
 26. Lagravère MO, Carey J, Toogood RW, Major PW. Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(1):112-6.
 27. Wen J, Liu S, Ye X, Xie X, Li J, Li H, Mei L. Comparative study of cephalometric measurements using 3 imaging modalities. *J Am Dent Assoc*. 2017;148(12):913-921.
 28. Xu Y, Oh H, Lagravère MO. Malocclusion Class II division 1 skeletal and dental relationships measured by cone-beam computed tomography. *Int Orthod*. 2017;15(3):365-387.
 29. Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara JA Jr, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on TCFC scans. *Angle Orthod*. 2011;81(1):26-35.
 30. Oz U, Orhan K, Abe N. Comparison of linear and angular measurements using two-dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011;40(8):492-500.
 31. Lagravère MO, Low C, Flores-Mir C, Chung R, Carey JP, Heo G, Major PW. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(5):598-604.
 32. Springate SD. The effect of sample size and bias on the reliability of estimates of error: a comparative study of Dahlberg's formula. *Eur J Orthod*. 2012;34(2):158-63.

33. Koolstra JH, van Eijden TM, van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J. Computer-assisted estimation of lines of action of human masticatory muscles reconstructed in vivo by means of magnetic resonance imaging of parallel sections. *Arch Oral Biol.* 1990;35(7):549-56.
34. Kim HY. Statistical notes for clinical researchers: Evaluation of measurement error 1: using intraclass correlation coefficients. *Restor Dent Endod.* 2013;38(2):98-102.

ANEXO A - Comité de Ética

SEP-12-2007 10:16AM FROM: U OF A HEALTH RESEARCH ETHICS BOARD +7804927808 T-263 P 001/002 F-783 Health Research Ethics Board		213 Heritage Medical Research Centre University of Alberta, Edmonton, Alberta T6G 2G1 p.780.492.9724 (Biomedical Panel) p.780.492.0302 (Health Panel) p.780.492.0459 p.780.492.0639 f.780.492.7808
ETHICS APPROVAL FORM		
Date: <u>May 2007</u>		
Name(s) of Principal Investigator(s): <u>Dr. Paul Major</u>		
Department: <u>Dentistry</u>		
Title: <u>Analysis of skeletal and dental changes with a tooth borne and an osseointegrated onplant-anchored maxillary expansion appliance assessed through digital volumetric imaging</u>		
Protocol#: <u></u>		
The Health Research Ethics Board (Biomedical Panel) has reviewed the file on this project, for which all documentation is currently up to date. The research has been found to be acceptable within the limitations of human experimentation. Specific Comments: This is the annual re-approval and is valid for one year. Next year, a few weeks prior to its expiration, a Progress Report will be sent to you for completion. If no major issues are identified, your approval will be renewed for another year. For studies where investigators must obtain informed consent, signed copies of the consent form must be retained, as should all study related documents, so as to be available to the HREB on request. They should be kept for the duration of the project and for at least seven years following its completion. In the case of clinical trials approved under Division 5 of the Food and Drug Regulations of Health Canada, study records must be retained for 25 years.		
 for <u>S.K.M. Kimber, MD, FRCPC</u> Chair, Health Research Ethics Board Biomedical Panel		
Issue: #5563		
 UNIVERSITY OF ALBERTA	 Capital Health Edmonton and area	 CARTAS HEALTH GROUP

SEP-12-2007 10:18AM FROM: U OF A HEALTH RESEARCH ETHICS BOARD

+7804927808

T-263 P 002/J32 F-793

JUL 13 2007

Health Research Ethics Board
University of Alberta
Phone: 492-0459 Fax: 492-7808
213 Heritage Medical Research Centre, T6G 2S2

April 3, 2007

If you choose to fax back this report, please do not mail back the original. One copy of this report is all that is required. Please send this Progress Report back by April 16, 2007

Name of Principal Investigator: Dr. Paul Major

Department: Use OHS for Dentistry

Title of Protocol: Analysis of skeletal and dental changes with a tooth borne and an osseointegrated onplant-anchored maxillary expansion appliance assessed through digital volumetric imaging

Protocol #:

Date of Last Approval: 5/1/2006

Status of Project:Ongoing ☒Open to enrollment ☐Closed to enrollment, patients in follow-up ☒Follow-up completed, awaiting close-out ☐Project on hold ☐

Are subjects asked to sign an informed consent for this study: Yes _____ No _____

If yes, what is the current version date: _____

How many subjects enrolled to date: _____

Completed ☐

Completion date: _____

All amendments to the protocol must be submitted to the HREB and approved before implementation. Detail changes (if any) to the protocol during the past year and summarize progress to date (e.g. enrollment, toxicity) use separate sheet if necessary:

Signature: [Signature]
Principal Investigator

Date: June 26/07

PLEASE ENSURE THAT REPORTS OF ANY SERIOUS ADVERSE EVENTS ARE FORWARDED TO THE REB IMMEDIATELY.

You may be asked to complete another Request for Ethical Review Form if:

- The revisions are significant and involve major modifications to the original protocol, or
- The study has already been renewed twice.

ALL protocols are subject to complete re-evaluation after three years.

Issue #: 5563 /

ANEXO B - Cálculo amostral

