



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro Biomédico

Faculdade de Odontologia

Felipe de Assis Ribeiro Carvalho

**Avaliação da estabilidade da cirurgia de avanço mandibular através da
superposição de modelos tridimensionais**

Rio de Janeiro

2009

Felipe de Assis Ribeiro Carvalho

**Avaliação da estabilidade da cirurgia de avanço mandibular através da superposição de
modelos tridimensionais**

Dissertação apresentada, como requisito parcial
para obtenção do título de Mestre, ao Programa
de Pós-Graduação em Odontologia, da
Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área
de concentração: Ortodontia.

Orientadores: Prof. Dr. Marco Antonio de Oliveira Almeida

Prof.^a Dra. Lucia Helena Soares Cevidanes

Rio de Janeiro

2009

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/CBB

C331	<p>Carvalho, Felipe de Assis Ribeiro.</p> <p>Avaliação da estabilidade do avanço mandibular cirúrgico através da superposição de modelos tridimensionais / Felipe de Assis Ribeiro Carvalho. – 2009.</p> <p>79 f.</p> <p>Orientadores: Marco Antonio de Oliveira Almeida, Lucia Helena Soares Cevidanes.</p> <p>Dissertação (mestrado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia.</p> <p>1. Ortodontia. 2. Boca - Cirurgia. 3. Cêndilo mandibular. 4. Tomografia computadorizada (Odontologia). 5. Imagem tridimensional (Odontologia). I. Almeida, Marco Antonio de Oliveira. II. Cevidanes, Lucia Helena Soares. III. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia. IV. Título.</p> <p>CDU 616.314</p>
------	---

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Felipe de Assis Ribeiro Carvalho

Avaliação da estabilidade da cirurgia de avanço mandibular através da superposição de modelos tridimensionais

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Aprovada em 12 de agosto de 2009.

Orientadores:

Prof. Dr. Marco Antonio de Oliveira Almeida
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof.^a Dra. Lucia Helena Soares Cevidanes
UNC School of Dentistry at Chapel Hill / USA

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Alexandre Trindade Simões da Motta
Faculdade de Odontologia da UFF

Prof.^a Dra. Flavia Raposo Gebara Artese
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Dr. Paulo Jose D'Albuquerque Medeiros
Faculdade de Odontologia da UERJ

Rio de Janeiro

2009

DEDICATÓRIA

À minha esposa, pais, irmã, sogros e família, pela vivência do compromisso solidário, pelo aprendizado da humildade e pelos exemplos de correção e cidadania.

AGRADECIMENTOS

À Rhita, minha esposa, pelo incentivo e participação direta em todos os momentos de minha formação acadêmica.

Aos meus pais Paulo Mauricio e Rosane e minha irmã Clarisse, por servirem como constante exemplo de ética, honestidade e conduta e pelo carinho e amizade.

Aos meus orientadores Marco Antonio de Oliveira Almeida e Lucia Helena Soares Cevidanes, que com grande competência científica e flexibilidade, tornaram possível o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Alexandre Trindade Simões da Motta, pela orientação constante e pelo apoio e disponibilidade.

Aos grandes amigos Jeff Berndt, Kristen Fritz, Greice Oliveira e Gustavo Oliveira pela receptividade, companhia e bons momentos compartilhados durante os períodos em que estive em Chapel Hill.

Aos professores de Ortodontia da UERJ: Dr. Antônio Carlos Peixoto da Silva; Dr. Alvaro de Moraes Mendes; Dr. Álvaro Francisco Carriello Fernandes; Dra. Catia Cardoso Abdo Quintão; Dra. Flavia Raposo Gebara Artese; Dra. Ione Helena Vieira Portella Brunharo; Dr. Jonas Capelli Júnior; Dr. José Augusto Mendes Miguel; Dra. Maria das Graças Carlini; Dra. Maria Teresa de Andrade Goldner e Dra. Vera Lúcia Cosendey Corte-Real que além de amigos são inesgotáveis fontes de sabedoria e conhecimento.

Aos meus colegas de turma: Daniel Fernandes, Daniela Feu Rosa, Gisele Abrahão, Luciana Abi-Ramia e Rhita Almeida, pelos bons momentos compartilhados.

À Mônica Marques, pelo incentivo, amizade e apoio.

Não é o bastante ver que um jardim é bonito sem ter que acreditar também que há fadas escondidas nele?

Douglas Noël Adams

RESUMO

CARVALHO, Felipe de Assis Ribeiro. *Avaliação da estabilidade da cirurgia de avanço mandibular através da superposição de modelos tridimensionais*. 2009. 79f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009.

Embora a cirurgia de avanço mandibular seja considerada um procedimento altamente estável, existem algumas preocupações clínicas em relação a mudanças nos côndilos e nos segmentos proximais, que podem levar a recidiva sagital e abertura de mordida. A avaliação dos resultados da cirurgia através de ferramentas de geração e superposição de modelos virtuais tridimensionais (3D) permite a identificação e quantificação dos deslocamentos e remodelação óssea que podem ajudar a explicar as interações entre os componentes dentários, esqueléticos e de tecido mole que estão relacionados a resposta ao tratamento. Este estudo observacional prospectivo avaliou, através de tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT), mudanças na posição/remodelação 3D dos ramos mandibulares, côndilos e mento. Assim, exames CBCT de 27 pacientes foram adquiridos antes da cirurgia (T1), imediatamente após a cirurgia (T2), e 1 ano após a cirurgia (T3). Uma técnica automática de superposição na base do crânio foi utilizada para permitir a avaliação das mudanças ocorridas nas regiões anatômicas de interesse (RAI). Os deslocamentos foram visualizados e quantificados em mapas coloridos 3D através da ferramenta de linha de contorno (ISOLINE). Pelo teste t pareado compararam-se as mudanças entre T1-T2 e T2-T3. O coeficiente de correlação de Pearson verificou se os deslocamentos ocorridos nas RAI foram correlacionados entre si e entre os tempos de avaliação. O nível de significância foi determinado em 0,05. O avanço mandibular médio foi de $6,81 \pm 3,2$ mm em T2 e $6,36 \pm 3,41$ mm em T3 ($p=0,13$). Entre T2 e T3, a posição do mento variou positivamente (≥ 2 mm) em 5 pacientes negativamente em 7. 12% dos pacientes sofreram recidivas ≥ 4 mm. Para todas as outras RAI avaliadas, apenas a porção inferior dos ramos (lado direito - $2,34 \pm 2,35$ mm e lado esquerdo $2,97 \pm 2,71$ mm) sofreram deslocamentos médios > 2 mm com a cirurgia. No acompanhamento em longo prazo, esse deslocamento lateral da porção inferior dos ramos foi mantido (lado direito - $2,10 \pm 2,15$ mm, $p=0,26$; e lado esquerdo $-2,76 \pm 2,80$, $p=0,46$), bem como todos os outros deslocamentos observados ($p>0,05$). As mudanças na posição do mento foram correlacionadas a adaptações pós-cirúrgicas nos bordos posteriores dos ramos (esquerdo $r=-0,73$ e direito $r=-0,68$) e côndilos (esquerdo $r=-0,53$ e direito $r=-0,46$). Os deslocamentos médios sofridos pelas estruturas do lado esquerdo foram suavemente maiores do que no direito. Correlações dos deslocamentos ocorridos entre T1-T2 e T2-T3 mostraram que: os deslocamentos dos côndilos esquerdos com a cirurgia foram negativamente correlacionados às adaptações pós-cirúrgicas destes ($r=-0,51$); e que o deslocamento da porção superior do ramo esquerdo com a cirurgia foi correlacionado à adaptação pós-cirúrgica ocorrida nos bordos posteriores ($r=0,39$) e côndilos do mesmo lado ($r=0,39$). Pode-se concluir que: (1) os deslocamentos causados pela cirurgia foram de modo geral estáveis no acompanhamento de 1 ano, mas identificou-se uma considerável variação individual; (2) as mudanças pós-cirúrgicas na posição do mento foram correlacionadas a adaptações sofridas pelos côndilos e bordos posteriores dos ramos; e que (3) deslocamentos suavemente maiores causados pela cirurgia nas estruturas do lado esquerdo levaram a maiores adaptações pós-cirúrgicas no segmento proximal deste lado.

Palavras-chave: Cirurgia. Avanço mandibular. Ortodontia. Tomografia computadorizada de feixe cônico. Imagem tridimensional.

ABSTRACT

Although mandibular advancement surgery is considered a highly stable procedure, some clinical concerns have been raised regarding condylar and proximal segment changes that may lead to sagittal relapse and anterior bite opening. Assessment of surgical treatment outcomes using three-dimensional (3D) virtual models and superimposition tools allow the identification and quantification of bone displacement and remodeling that can help explain the interactions between the dental, skeletal and soft tissue components that underpin the response to treatment. This prospective observational study evaluated changes in the 3D position and remodeling of the mandibular rami, condyles and chin at splint-removal and 1 year after mandibular advancement surgery. For that, pre-surgery(T1), splint-removal(T2), and one year post-surgery(T3) cone-beam computed tomography (CBCT) scans of 27 subjects were used. An automatic technique of cranial base superimposition was used to assess changes in the anatomic regions of interest (ROI). Displacements were visually displayed and quantified in three-dimensional color maps by means of a contour line tool (ISOLINE). A paired t-test was used to compare changes between T1-T2 and T2-T3. Pearson correlation coefficients were used to check if displacements at the ROI were correlated within each other and along the evaluated times. The level of significance was set at 0.05. The mean mandibular advancement was 6.81 ± 3.2 mm at T2 and 6.36 ± 3.41 mm at T3 ($p = 0.13$). Between T2 and T3, the chin position was further forward 2 mm or more for 5 subjects and relapsed backwards ≥ 2 mm for 7 subjects. 12% of patients showed relapses ≥ 4 mm. For all other evaluated ROI, only the inferior rami (right 2.34 ± 2.35 mm and left 2.97 ± 2.71 mm) had mean displacements > 2 mm with surgery. In the long-term follow-up, those inferior rami lateral displacements were maintained (right 2.10 ± 2.15 mm, $p = 0.26$ and left 2.76 ± 2.80 , $p = 0.46$), as well as all other observed displacements ($p > 0.05$). Post-surgical movement in the position of the chin was significantly correlated to changes in the posterior borders (left $r = -0.73$ and right $r = -0.68$) and condyles (left $r = -0.53$ and right $r = -0.46$). Mean displacements of the structures at the left side were slightly greater when comparing to the right side. Correlations of T1-T2 with T2-T3 displacements showed that the displacement of the left condyles with surgery were negatively correlated to its post-surgical adaptations ($r = -0.51$); and that superior portion of the left ramus surgery displacement was correlated to the post-surgical adaptation at the ramus posterior border ($r = 0.39$) and condyle at the same side ($r = 0.39$). It can be concluded that: (1) surgery changes were generally stable in one year follow up, but with a considerable individual variability; (2) post-surgical changes at the chin position are correlated to adaptations at condyles and rami posterior borders; and that (3) slightly greater displacements with surgery at the left side lead to greater post-surgical adaptations in the proximal segment at this side.

Keywords: Surgery. Mandibular advancement. Orthodontics. Cone beam computed tomography. Three dimensional imaging.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 –	Hierarquia de estabilidade estendida para os diferentes procedimentos orto-cirúrgicos, exibindo a estabilidade relativa ao primeiro ano pós-cirúrgico.....	16
Figura 2 –	Diferenças na aquisição de imagens entre A, CBCT e B, CT.....	22
Quadro –	Comparação entre a dose de radiação de diferentes equipamentos radiográficos e tomográficos.....	24
Figura 3 –	Corte trans-axial da região maxilar de um paciente com o elemento 23 incluso, obtido por um aparelho CT convencional.....	25
Figura 4 –	Cópia de tela do software ITK-SNAP 1.8 (www.itksnap.org). Ferramenta de reformatação multiplanar (MPR) utilizada para gerar cortes arbitrários a partir dos cortes trans-axiais. Neste exemplo, foi possível gerar a partir da sequência original de 254 cortes trans-axiais, 512 cortes coronais e 512 sagitais.....	26
Figura 5 –	Cópia de tela do software 3D Slicer 3.4 (www.slicer.org). Reformatação tridimensional gerada pela técnica de MIP. Exame obtido com aparelho de CBCT NewTom 3G.....	27
Figura 6 –	Reformatação tridimensional gerada pela técnica de SSD. Mesmo exame da Figura 5.....	27
Figura 7 –	Cópia de tela do software 3D Slicer 3.4 (www.slicer.org). Reformatação tridimensional gerada pela técnica de VRT. Mesmo exame da Figura 5.....	28
Figura 8 –	Cópia de tela do software Medical Volume Explorer 0.9.1 (www.mve.info) . Informações disponibilizadas pelo padrão DICOM (nome do paciente, tipo de exame, dimensões da imagem, fatores de exposição, dentre outros).....	34
Figura 9 –	Cópia de tela do software ITK-SNAP 1.8 (www.itksnap.org). Cortes tomográficos superpostos as camadas segmentadas, no sentido horário: cortes axiais, sagital, coronal e por fim a reconstrução 3D. A camada 1 (vermelho) utilizada para identificar o complexo maxilo-mandibular e a camada 2 (verde) para a base do crânio.....	36
Figura 10 –	Exemplos de côndilo e as porção interna do ramo e corpo mandibular que por serem cobertos por uma cortical mais fina do que o restante da mandíbula demandam controle específico durante o processo de segmentação para que não sejam excluídos do modelo virtual de superfície 3D gerado.....	37

Figura 11 –	Preenchimento dos espaços medulares na mandíbula para que apenas o deslocamento das corticais externas seja computado.....	38
Figura 12 –	Registro dos modelos virtuais 3D utilizando a base do crânio de T1 como referência (alvo) para a realocação dos modelos pós-cirúrgicos (T2 e T3) por meio de um método completamente automatizado que compara os valores dos tons de cinza das regiões segmentadas pela camada 2 (modelos virtuais 3D da base do crânio coloridos de azul e amarelo apenas para ilustração dos diferentes tempos).....	39
Figura 13 –	A - Segmentação de T2 aberta sobre corte sagital de T1 mostrando a não coincidência das bases do crânio. B - Segmentação de T2 após o registro e superposição tendo-se como referência a base do crânio de T1. Notar a perfeita coincidência da camada verde desta com o corte sagital de T1.....	39
Figura 14 –	Regiões anatômicas de interesse: (1) Côndilo direito; (2) Côndilo esquerdo; (3) Bordo posterior direito; (4) Bordo posterior esquerdo (5) Porção superior do ramo direito; (6) Porção superior do ramo esquerdo; (7) Porção inferior do ramo direito; (8) Porção inferior do ramo esquerdo e (9) Mento.....	40
Figura 15 –	Cópia de tela do software CMF Application. A ferramenta de linha de contorno (ISOLINE) permitiu a quantificação dos maiores deslocamentos entre os tempos avaliados para cada região anatômica de interesse.....	42
Figura 16 –	Visualização pela técnica das semi-transparências mostrando um exemplo do deslocamento do segmento proximal após a cirurgia de avanço mandibular. A osteotomia sagital, devido a sua arquitetura, provavelmente age como uma cunha e os côndilos como fulcro, justificando o maior deslocamento da porção inferior do ramo quando comparado as demais RAI a exceção do mento.....	48
Gráfico 1 –	Gráfico mostrando as mudanças dos deslocamentos em cada RAI em relação a T1 logo após a cirurgia e após um ano de acompanhamento.	48
Figura 17 –	Visualização pelo método das semi-transparências de dois casos exemplificando a considerável variação individual sofrida pelos pacientes no período pós-cirúrgico.....	49
Gráfico 2 –	Porcentagem de pacientes com mudanças maiores do que 2mm (verde) e 4mm (azul) e menores do que -2mm (verde) e -4mm (azul)..	50
Figura 18 –	Ilustração da correlação negativa entre os deslocamentos pós-cirúrgicos do mento com os deslocamentos dos bordos posteriores e côndilos. É possível identificar uma tendência de acomodação pós-cirúrgica com o mento movendo-se postero-superiormente bem como os côndilos e os bordos posteriores dos ramos movendo-se posteriormente.....	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Estatística descritiva (n - número de indivíduos avaliados; média; DP - desvio padrão; min - valor mínimo ; e max - valor máximo) para os deslocamentos de cada RAI entre o momento pré-cirúrgico e pós-cirúrgico imediato.....	45
Tabela 2 –	Estatística descritiva (n - número de indivíduos avaliados; média; DP - desvio padrão; min - valor mínimo ; e max - valor máximo) para os deslocamentos de cada RAI entre o momento pré-cirúrgico e um ano após a cirurgia.....	46
Tabela 3 –	Teste t pareado comparando os deslocamentos causados pela cirurgia (T1-T2) com os resultados mantidos após um ano de acompanhamento (T1-T3). Média da diferença (MD), intervalo de confiança da média (IC-95%), desvio padrão (DP), valor de t (t) e valor de p (p).....	46
Tabela 4 –	Estatística descritiva categorizada em grupos de deslocamentos maiores que 2mm; entre 2mm e -2mm e menores que -2mm sofridos pelas RAI com a cirurgia (T1-T2). Número de regiões avaliadas (n), valores médios (média), desvio padrão (DP) e valores máximos e mínimos (Max/Min).....	47
Tabela 5 –	Estatística descritiva categorizada em grupos de deslocamentos maiores que 2mm; entre 2mm e -2mm e menores que -2mm sofridos pelas RAI no período pós-cirúrgico (T2-T3). Número de regiões avaliadas (n), valores médios (média), desvio padrão (DP) e valores máximos e mínimos (Max/Min).....	51
Tabela 6 –	Coefficientes de correlação de Pearson dos deslocamentos sofridos nas RAI. Valores de r na porção acima da diagonal maior da tabela e de p abaixo desta. Correlações entre os deslocamentos causados pela cirurgia mostrados no quadrante superior esquerdo, sendo que os valores significativos encontram-se em negrito e na cor vermelha. Correlações entre os deslocamentos ocorridos no período pós-cirúrgico registrados no quadrante inferior direito, sendo que os valores significativos encontram-se em negrito e na cor verde. Correlações entre os deslocamentos causados pela cirurgia com os ocorridos no período pós-cirúrgico mostrados nos quadrantes superior direito e inferior esquerdo, sendo que os valores significativos encontram-se em negrito e na cor azul.....	55

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO.....	13
1	REVISÃO DE LITERATURA.....	14
1.1	Resultados e estabilidade da cirurgia ortognática.....	14
1.1.1	<u>Alterações condilares.....</u>	19
1.2	Tomografia computadorizada de feixe-cônico (CBCT).....	20
1.2.1	<u>CBCT X Tomografia Computadorizada Médica.....</u>	21
1.2.2	<u>Precisão da CBCT.....</u>	22
1.2.3	<u>Dose efetiva de radiação absorvida.....</u>	23
1.2.4	<u>Construção e superposição de modelos virtuais 3D.....</u>	25
2	PROPOSIÇÃO.....	31
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	32
3.1	Construção, superposição e análise dos modelos virtuais 3D.....	35
3.1.1	<u>Construção de modelos virtuais 3D.....</u>	35
3.1.2	<u>Registro dos modelos com referência na base do crânio (Superposição).....</u>	38
3.1.3	<u>Quantificação dos deslocamentos.....</u>	40
3.2	Análise estatística.....	43
4	RESULTADOS.....	45
4.1	Descrição e estabilidade dos deslocamentos.....	45
4.2	Correlação entre os deslocamentos.....	51
4.2.1	<u>Correlações entre os deslocamentos causados pela cirurgia.....</u>	51
4.2.2	<u>Correlações entre os deslocamentos ocorridos no período pós-cirúrgico.....</u>	52
4.2.3	<u>Correlações entre os deslocamentos causados pela cirurgia com os ocorridos no período pós-cirúrgico.....</u>	54
5	DISCUSSÃO.....	56
6	CONCLUSÕES.....	68
	REFERÊNCIAS.....	69
	ANEXO - Aprovação do projeto pelo comitê de ética em pesquisa.....	78

INTRODUÇÃO

Embora a cirurgia de avanço mandibular seja considerada um procedimento altamente estável¹⁻³ diversos problemas clínicos tem sido relatados⁴, como por exemplo, reabsorções condilares a longo prazo que podem levar a recidiva sagital e abertura anterior de mordida⁵⁻⁶. Rotações e deslocamentos condilares transversos como consequência do avanço cirúrgico de mandíbula também podem ocorrer⁷, no entanto ainda não se tem evidência científica suficiente para se afirmar que tais mudanças podem interferir na estabilidade do tratamento.

A avaliação dos resultados do tratamento orto-cirúrgico através de exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT – do inglês *cone beam computed tomography*) tem o potencial de revelar as interações entre dentes, ossos e tecidos moles que estão sujeitos a mudanças com este tipo de terapia⁸. O uso de ferramentas tridimensionais (3D) de superposição de modelos virtuais permite a identificação e quantificação dos deslocamentos e remodelações ósseas sofridas pelos fragmentos envolvidos na cirurgia⁹⁻¹⁰.

Mudanças na posição condilar após os procedimentos de cirurgia ortognática são difíceis de serem identificados e previstos. A disponibilização de ferramentas de imagem para reconstrução e renderização 3D de exames de tomografia computadorizada contribuiu sobremaneira para o entendimento dos complexos movimentos sofridos pelo fragmento proximal da mandíbula após a cirurgia de avanço¹. Sendo assim, os complexos deslocamentos que ocorrem com as cirurgias para correções de deformidades dento-faciais claramente necessitam ser avaliados tridimensionalmente, visando-se a melhora da estabilidade e a redução de sintomas relacionados a disfunção têmporo-mandibular (DTM) pós tratamento¹¹.

Estudos prévios^{9, 11-14} utilizaram a metodologia de superposição 3D de modelos virtuais para a avaliação dos resultados e estabilidade do tratamento em pacientes classe III de Angle, no entanto esta técnica de avaliação ainda não foi aplicada a pacientes com deficiência mandibular (má oclusões do tipo Classe II de Angle de etiologia esquelética).

1 REVISÃO DE LITERATURA

1.1 Resultados e estabilidade da cirurgia ortognática

O programa de deformidades dento-faciais da Universidade da Carolina do Norte (UNC at Chapel Hill, NC - USA) teve início em 1975 visando a coordenação da avaliação e tratamento de pacientes que necessitassem de ortodontia e cirurgia ortognática, e como um meio de facilitar a pesquisa nesta área. O financiamento de pesquisa com o objetivo de avaliação dos resultados da cirurgia ortognática na UNC é concedido pelo Instituto Nacional para Pesquisa Odontológica e Craniofacial (NIDCR do inglês *National Institute of Dental and Craniofacial Research*) há 29 anos. Este projeto de pesquisa resultou em mais de 100 artigos científicos, e algo em torno de 50 contribuições em livros e capítulos³.

À partir da década de 90 tornou-se claro que a maior influência nos resultados de cirurgia ortognática dependiam da magnitude e direção dos movimentos cirúrgicos. O banco de dados criado com este projeto registrou até fevereiro de 2007 informações de 2264 pacientes os quais foram submetidos a cirurgia ortognática. Dados de 1475 pacientes acompanhados por pelo menos um ano estavam disponíveis. A avaliação de estabilidade neste projeto tem sido baseada principalmente em exames de telerradiografia em norma lateral, no entanto à partir do início do século XXI dados destes pacientes passaram a ser obtidos com um aparelho de tomografia computadorizada de feixe cônico³.

Apesar de todo o esforço empenhado nesta área, ainda se considera insuficiente o número de pacientes com acompanhamento (mesmo através de cefalometria) a longo prazo para permitir uma divisão e análise em sub-grupos mais específicos, de forma a possibilitar uma previsão segura dos resultados orto-cirúrgicos nos diferentes tipos de procedimentos disponíveis¹⁵.

A análise de resultados de tratamentos envolvendo cirurgia ortognática levaram a importantes progressos, inclusive alterando protocolos de tratamento baseando-se em

dados científicos. Provavelmente, o melhor exemplo disto tenha sido a transição da cirurgia isolada de mandíbula para a cirurgia isolada de maxila ou cirurgia combinada no tratamento da Classe III, após ter sido demonstrado nos últimos 15 anos que a cirurgia maxilar é mais estável e esteticamente agradável do que o recuo isolado de mandíbula^{16, 17}.

O estudo de Schubert, Bailey, White e Proffit¹⁸ demonstrou a importância do acompanhamento a longo prazo para o entendimento dos resultados do tratamento ortocirúrgico, destacando que remodelação esquelética e mudanças adaptativas importantes continuaram ocorrendo mesmo depois de um ano pós-cirurgia em uma minoria dos pacientes, mas em maior escala do que em adultos não tratados. Segundo Harrell, Hatcher e Bolt¹⁹, estudos baseados em comparações com normas populacionais padronizadas e representações cefalométricas 2D de fenômenos 3D não podem responder a muitas questões relacionadas aos mecanismos de resposta ao tratamento e localização da remodelação esquelética.

Em trabalhos prévios utilizando cefalometria na UNC, a estabilidade das referências esqueléticas e dentárias era calculada relativamente às coordenadas X, representada pela linha horizontal verdadeira, e Y, representada por uma linha perpendicular a X através do ponto Sela. Mudanças menores que 2 milímetros (mm) eram consideradas dentro dos limites de erro de método e não significativas clinicamente; maiores que 2mm no posicionamento de pontos ou distâncias, ou maiores que 2° em medidas angulares eram consideradas clinicamente significativas; e maiores que 4mm ou 4° eram classificadas como altamente significativas clinicamente, estando provavelmente fora dos limites de compensação ortodôntica³.

O trabalho de Proffit, Turvey e Phillips² em 1996, atualizado pelos trabalhos de Bailey, Cevdanes e Proffit¹ em 2004 e Proffit, Turvey e Phillips³ em 2007, estabeleceram uma hierarquia de estabilidade para os diferentes procedimentos ortocirúrgicos (Figura 1), onde o avanço de mandíbula mostrou um alto grau de estabilidade (em pacientes com face normal ou curta, em avanços de até 10mm), assim como a impacção de maxila, se comparados a outras modalidades cirúrgicas. Ambos foram definidos como tendo mais de 90% de chance de apresentarem alterações menores que 2mm nos pontos de referência no primeiro ano pós-cirúrgico, além de quase nenhuma

chance de mostrarem mudanças acima de 4mm. A mentoplastia, o procedimento auxiliar mais comum, também foi considerada altamente estável e previsível. O avanço de maxila foi classificado como estável, se dentro do limite moderado de 8mm, com 80% de chance de recidiva menor que 2mm, 20% de chance de 2 a 4mm de recidiva e quase nenhuma chance de alteração maior que 4mm. Da mesma forma, correções assimétricas verticais da maxila, impactando um lado da mesma, e às vezes reposicionando inferiormente o outro, são consideradas igualmente estáveis. Alguns procedimentos são considerados estáveis se realizados com fixação rígida com mini-placas e parafusos: as cirurgias combinadas de impacção maxilar e avanço (Classe II) ou recuo mandibular (Classe III), avanço maxilar e recuo mandibular, e a correção assimétrica mandibular isolada, ainda que para esta a disponibilidade de dados seja menor. Três procedimentos estão na categoria problemática, apresentando uma chance de 40-50% de alterações pós-cirúrgicas entre 2 e 4mm, e uma significativa chance de recidiva acima de 4mm: recuo mandibular, reposição inferior da maxila e expansão maxilar. Entretanto, mesmo nestes pacientes, pelo menos 50% não experimentam nenhuma alteração pós-cirúrgica importante.

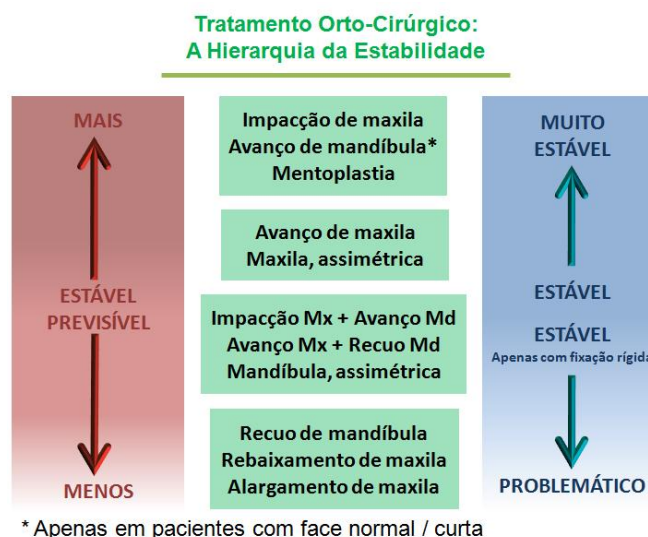


Figura 1 – Hierarquia de estabilidade estendida para os diferentes procedimentos ortocirúrgicos, exibindo a estabilidade relativa ao primeiro ano pós-cirúrgico.

Fonte: Adaptado de Proffit, Turvey e Phillips, 2007³.

A técnica de osteotomia sagital bilateral (BSSO – do inglês *bilateral sagittal split osteotomy*) é freqüentemente utilizada nas cirurgias de avanço mandibular, no entanto,

apesar de sua popularidade, tem sido relatada instabilidade pós cirúrgica devido a deslocamento inadvertido dos côndilos de sua correta posição na fossa mandibular nos 3 planos do espaço (sagital, vertical, e transversal) ²⁰. Desta maneira mesmo sendo o avanço mandibular um procedimento considerado altamente estável quando comparado aos demais procedimentos orto-cirúrgicos, a preocupação clínica com a instabilidade nesta terapia ainda permanece ^{1-3, 20}.

Pacientes com deficiência mandibular tratados com avanço de mandíbula isolado ou associado à impacção de maxila, apresentaram excelente estabilidade, sofrendo alterações menores que 2mm durante o primeiro ano pós-cirúrgico, avaliadas através de radiografias cefalométricas seriadas. Surpreendentemente, maiores alterações por remodelação esquelética (>2mm) foram observadas no período de um a cinco anos após a cirurgia. Interessantes achados mostraram ainda que, no grupo dos pacientes com mordida aberta anterior pré-tratamento, uma recidiva da mordida aberta a longo prazo raramente ocorre, mesmo quando se observam alterações esqueléticas pelo padrão original de crescimento vertical da maxila. Mudanças compensatórias nas posições incisais tendem a manter o overbite ou até aumentá-lo ²¹.

Em um acompanhamento de pacientes adultos que rejeitaram qualquer tratamento após a indicação de cirurgia, assim como aqueles que optaram pelo tratamento com camuflagem ortodôntica, mostrou, em comparação a casos cirúrgicos, que a quantidade de alterações cefalométricas após um ano foi maior nos pacientes submetidos ao tratamento cirúrgico que nos demais ¹⁸. Em outro trabalho, os casos de camuflagem de Classe II também mostraram menores alterações médias nos pontos cefalométricos esqueléticos a longo prazo do que os casos cirúrgicos ²².

Avaliando-se a estabilidade pós cirúrgica da Classe III, observou-se menor estabilidade durante o primeiro ano pós-cirúrgico, com maiores chances de alterações acima de 2mm, mas aparentemente menores mudanças após um ano do que nos pacientes Classe II. Mais de um terço dos casos de recuo mandibular (técnica de osteotomia sagital) apresentaram recidiva maior que 4mm no primeiro ano pós-cirúrgico, com a mandíbula vindo à frente e reduzindo o overjet de 2 a 4 mm, enquanto nenhum caso apresentou mudança desta magnitude no acompanhamento de um a cinco anos. Avaliando os pacientes submetidos ao avanço isolado de maxila, 10% apresentaram movimento

superior e anterior do mento, provavelmente refletindo algum movimento superior da maxila, mas apenas 4% sofreram alguma redução no overjet. Após um ano de acompanhamento, a distância Condílio-Pogônio aumentou em um terço dos casos de Classe III tratados com cirurgia combinada, mas apenas 7,5% mostraram redução no overjet acima de 2mm, e em nenhum deles acima de 4mm^{16, 17}.

Mudanças na inclinação do ramo na cirurgia de recuo mandibular podem ser corrigidas com a recuperação da função mandibular. Entretanto, forçar os ramos posteriormente durante o procedimento cirúrgico aumentaria o risco de recidiva. Os casos onde a inclinação dos ramos foi controlada mais cuidadosamente indicaram uma melhor estabilidade a curto prazo²³.

A ocorrência de assimetrias é de 28% nos pacientes com deficiência mandibular, e em 40% dos pacientes com deformidades do tipo Classe III ou com face longa. Interessantes achados mostraram também que frequentemente o lado direito da face é ligeiramente maior e, quando se observa uma mandíbula assimétrica em casos de excesso ou deficiência mandibular, existe uma chance maior que 80% do mento estar desviado para a esquerda. Quando ocorre um crescimento excessivo da maxila, a probabilidade de assimetria para esquerda ou direita se iguala. A correção das assimetrias maxilares verticais é bastante estável, no entanto há uma significativa tendência à recidiva transversal após correção assimétrica mandibular através de osteotomias dos ramos²⁴.

A assimetria transversa também pode ser tratada através de mentoplastia. Após este procedimento, que é considerado bastante estável, ocorre uma melhor remodelação da sínfise em pacientes com menos de 19 anos, de forma que uma correção mais precoce da posição do mento pode ser recomendada²⁵.

A recidiva da expansão maxilar é um problema em potencial tanto na abertura ortopédica da sutura palatina mediana, em crianças e adolescentes, quanto em pacientes adultos através da disjunção cirurgicamente assistida ou da osteotomia maxilar segmentar durante a cirurgia ortognática. Se apenas a expansão é necessária, a disjunção cirurgicamente assistida seria o procedimento de escolha em adultos. Entretanto, se uma osteotomia do tipo LeFort I é necessária para a correção de outro problema vertical e/ou ântero-posterior, a literatura mostra que o tratamento em dois estágios de tratamento não

promoveria melhores resultados do que apenas a cirurgia ortognática com a osteotomia segmentar LeFort I²⁶.

1.1.1 Alterações condilares

O deslocamento postero-superior dos côndilos ocorre freqüentemente, e tem sido descrito na literatura como estando relacionado a magnitude do avanço mandibular²⁷⁻³¹. A associação entre deslocamento condilar e a recidiva do tratamento tem sido descrita^{28, 32-34}, e o controle do segmento proximal considerado como o aspecto mais importante na estabilidade pós-cirúrgica do avanço mandibular^{35, 36}. A correlação entre a reabsorção condilar a longo prazo e recidiva com abertura de mordida anterior também tem sido descritas como potenciais problemas clínicos pós avanço mandibular⁴.

Avaliando-se as reabsorções condilares verifica-se que estas ocorrem em 5-10% dos pacientes submetidos ao avanço de mandíbula, mas um aumento do comprimento mandibular a longo prazo (crescimento residual nos côndilos) é tão provável quanto uma redução do mesmo devido à reabsorção condilar^{22, 37}.

Um reposicionamento preciso dos côndilos poderia garantir a estabilidade dos resultados cirúrgicos e reduzir o risco de efeitos deletérios na articulação têmporo-mandibular (ATM), podendo ainda melhorar a função mastigatória pós-cirúrgica, mas a extensão da alteração condilar que seria compatível com uma função pós-cirúrgica normal ainda não foi estabelecida^{5, 38}.

A remodelação dos côndilos mandibulares é necessária após a cirurgia ortognática. Os côndilos giram em torno do seu longo eixo quando a maxila é movida superiormente. Quando é realizada cirurgia mandibular para avanço ou recuo, o côndilo é girado transversalmente quando os fragmentos do ramo e corpo mandibulares são reposicionados. Estudos utilizando radiografias submentovértex mostraram que normalmente ocorrem rotações de 5 a 10°, não levando a problemas funcionais, além da quantidade de rotação aparentemente diminuir com o tempo de acordo com o processo de

remodelação. Entretanto, se os côndilos são deslocados anteriormente ou medialmente, haverá tendência à dor e, em alguns casos, restrição de movimento^{1,21}.

Uma das razões do interesse neste tópico é a possível relação com as DTM já que a remodelação condilar tem sido vista como causa em um número pequeno de pacientes³⁹. Apesar do mecanismo de influência da remodelação condilar sobre a DTM ser ainda desconhecido, acredita-se que esteja relacionado à extensão do deslocamento dos côndilos, particularmente se houve movimento transversal destes durante a colocação da fixação interna rígida na cirurgia⁴⁰. Como a colocação da fixação tem o potencial de deslocar os côndilos, este foi sugerido como um fator no desenvolvimento de DTM pós-cirúrgica⁴¹.

1.2 Tomografia computadorizada de feixe-cônico (CBCT)

A maior parte dos estudos de estabilidade são baseados em técnicas 2D. Entretanto, as respostas ao tratamento podem ser melhor avaliadas através de técnicas 3D. Estudos prévios utilizando métodos 3D para avaliar o posicionamento mandibular apresentavam algumas desvantagens, como por exemplo as altas doses de radiação da tomografia computadorizada espiral (CT)^{42, 43}, o alto custo da CT e da ressonância magnética^{9, 10, 44, 45}, e a falta de ferramentas 3D mais simples para uso clínico limitaram sua utilização no estudo de alterações pós-tratamento.

A aplicação de imagens 3D do complexo crânio-facial em estudos prospectivos controlados é considerado um dos maiores avanços na busca de um diagnóstico mais completo, um maior entendimento do desenvolvimento, planejamento do tratamento e avaliação dos resultados de tratamento. A possibilidade de se obter imagens volumétricas de alta resolução, um maior entendimento do valor clínico das imagens 3D, *workstations* e programas de computador de fácil manuseio e a necessidade de se integrar genética e morfologia no estudo das deformidades faciais levaram as técnicas tridimensionais a assumirem grande importância nos estudos clínicos em Odontologia e Medicina⁴⁶.

A CBCT foi introduzida na Odontologia por Mozzo et al⁴³ em 1998, nos Estados

Unidos da América o primeiro aparelho foi instalado na Universidade de Loma Linda no ano de 2000 e seu uso vem crescendo rapidamente desde então⁴⁷ alguns requisitos básicos devem ser considerados para que um equipamento de CBCT seja adequado para o diagnóstico ortodôntico, como: ter um campo de visão (FOV do inglês *field of view*) incluindo todas as estruturas de interesse ortodôntico, permitir a visualização de tecidos duros e moles, e utilizar uma exposição radiográfica relativamente pequena. Uma boa resolução para tecidos duros e moles é um requisito óbvio para o uso ortodôntico, mas sabe-se que este método é ideal para irradiar dentes e ossos, enquanto outros métodos, como a ressonância magnética, seriam mais indicados para melhor resolução dos tecidos moles⁴⁸.

1.2.1 CBCT X Tomografia Computadorizada Médica

É importante distinguir-se as diferenças entre os aparelhos de CBCT e os aparelhos de tomografia computadorizada tradicionalmente utilizados na medicina (CT). As duas diferenças principais são o tipo de complexo fonte de imagem-detector e o método de aquisição de imagem. A figura 2 ilustra as diferenças básicas entre estas duas tecnologias. A fonte de raios X nos aparelhos de CT é composta por um gerador anodo giratório de alta capacidade; já nos aparelhos de CBCT, esta fonte é um anodo fixo de baixa capacidade (similar aos usados em aparelhos panorâmicos). O feixe de raios X utilizados nas CT's tem a forma de um leque que sensibilizam sensores de estado sólido dispostos em um arranjo de 360° em volta do paciente. Já a tecnologia CBCT utiliza um feixe de raios X de forma cônica o qual sensibiliza um sensor que gira junto com a fonte de raios x, e pode ser composto por um intensificador de imagem especial associado a sensores de estado sólido ou por uma placa de silicone amorfo⁴⁷.

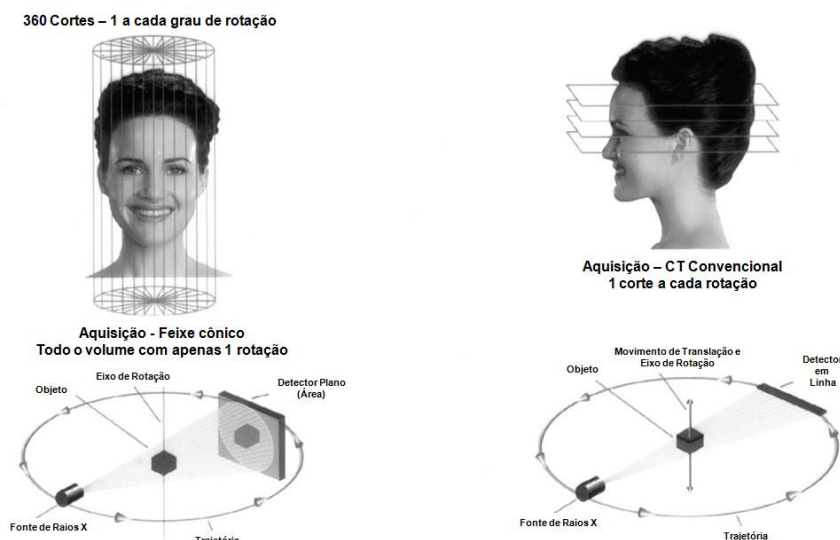


Figura 2 – Diferenças na aquisição de imagens entre A, CBCT e B, CT.

Fonte: Adaptado de Mah et al⁴⁷.

1.2.2 Precisão da CBCT

Para entender o porque da precisão métrica das imagens geradas por CBCT faz-se necessário compreender as diferenças fundamentais entre os sistemas de imagem odontológica tradicionais e os de projeção ortogonal. Nos sistemas de imagem odontológica tradicionais que utilizam filmes planos há sempre alguma projeção distorcida da imagem pois a região anatômica de interesse está a uma determinada distância do filme no qual será projetada; as imagens panorâmicas por exemplo, apresentam uma projeção característica uma vez que o trajeto principal do feixe de raios X possui uma ligeira angulação negativa. Nos sistemas CBCT as projeções são ortogonais, indicando que os feixes de raios X são aproximadamente paralelos entre si, e como o objeto repousa muito próximo ao sensor, há uma redução significativa do efeito de projeção. Adicionalmente, este efeito é corrigido por software após a aquisição da imagem, resultado na formação de imagens com proporção de 1:1 em relação a realidade⁴⁷.

1.2.3 Dose efetiva de radiação absorvida

A dose efetiva de radiação absorvida pelo paciente quando submetido a um exame de CBCT é geralmente bem menor quando comparada aos tomógrafos médicos; sendo comparável a radiografia panorâmica e a dose de um periapical completo^{42, 44}.

As doses de radiação da CBCT dependem da Kilo voltagem (kV) e Miliamperagem (mA), do número de imagens base ou cortes tomográficos necessários para a reconstrução da imagem, e do FOV. Além disso, existe uma relação direta entre a dose de radiação e o ruído da imagem, de forma que maiores doses geram imagens mais “limpas”, de menor ruído. O que ainda não se sabe é qual a menor dose necessária e, portanto, qual a menor qualidade da imagem suficiente para um diagnóstico aceitável em diferentes objetivos clínicos⁴⁸.

Um exame periapical completo pode submeter o paciente a uma dose efetiva de radiação absorvida de 33 a 150 microsievarts (μSv), dependendo do filme e do tipo de colimação utilizados^{49, 50}. Uma radiografia panorâmica varia entre 2.5-6.2 μSv (digital) a 3-10 μSv (filme), dependendo do equipamento e da qualidade da imagem requerida⁵¹. Doses efetivas para radiografias cefalométricas digitais variam de 1.1 a 3.4 μSv , dependendo do tipo do sistema⁵², enquanto a dosagem relatada com uso de filme é de 2.3 μSv ⁵³. Como parâmetro, sabe-se que a radiação de fundo ambiental (radiação cósmica, radiação do solo, raios ultra-violeta) média é de 3mSv/ano (em torno de 8 μSv /dia), o que significa que a dosagem de uma radiografia cefalométrica e panorâmica equivalem a meio dia e a um dia de radiação de fundo ambiental, respectivamente⁵⁴. O quadro 1 fornece a comparação entre as doses efetivas de radiação absorvidas pelos pacientes (μSv) quando submetidos a exames de imagem em diferentes equipamentos.

Referência	Radiação Ambiental	Cefalométrica	Panorâmica	Periapical completo
Radiação (μSv)	8/dia (3000/ano)	1,1 - 3,4	6,3 – 13,3	33 – 150
Equipamento	NewTom 3G	i-CAT	CB Mercuray	Tomógrafo médico
Radiação (μSv)	45 - 59	135 – 193	477 – 558	2100

Quadro – Comparação entre a dose de radiação de diferentes equipamentos radiográficos e tomográficos.

Fonte: Adaptado de Ludlow et al, 2006.⁵⁴

Ludlow, Davies-Ludlow, Brooks e Howerton⁵⁴ realizaram dosimetria de três tomógrafos, todos utilizados com FOV de 12 polegadas. Encontraram doses variadas, medidas em μSv de acordo com as normas da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) de 1990 e 2005, respectivamente, de forma que o i-CAT apresentou uma dosagem (135-193) maior que o NewTom (45-59), enquanto o CB Mercuray mostrou uma dosagem significativamente maior (477-558). Ou seja, o i-CAT e o CB Mercuray apresentaram doses 3 a 3,3 vezes e 9,5 a 10,7 vezes maiores que o NewTom, respectivamente. Além disso, os equipamentos de CBCT apresentaram doses de 4 a 42 vezes maiores que uma radiografia panorâmica (6,3-13,3 μSv). Os autores concluíram que a dosagem variou substancialmente dependendo do equipamento, do FOV e de fatores técnicos específicos (mA e kV). No i-CAT, a variação do FOV de 12” para 9” reduziu a dosagem de 135-193 μSv para 69-105 μSv . O CB Mercuray, por exemplo, testado no FOV de 12” com 10mA/100kV e 15mA/120kV, mostrou valores de 477-558 μSv e 847-1025 μSv , respectivamente.

O NewTom 3G possui uma interessante capacidade (*SmartBeam*) de ajuste automático dos parâmetros de kV e mA, diminuindo a radiação em até 40% de acordo com o tamanho do paciente. No CB Mercuray, estes fatores técnicos podem ser ajustados manualmente pelo operador, e no i-CAT são fixos, ou seja, a mesma radiação é utilizada em todos os pacientes⁵⁴.

1.2.4 – Construção e superposição de modelos virtuais 3D

A tomografia computadorizada (CT) é um exame de imagem que permite a obtenção de dados 3D de uma região anatômica de interesse. Inicialmente as ferramentas se limitavam a visualização dos cortes trans-axiais obtidos originalmente^{55, 56} (Figura 3). Posteriormente o desenvolvimento de ferramentas de reformatação multiplanar (MPR, do inglês *multiplanar reformats*) permitiu que o clínico obtivesse planos arbitrários gerados a partir dos cortes trans-axiais (Figura 4). Apesar da CT gerar cortes trans-axiais sequenciais e da ferramenta de MPR permitir a criação de cortes com outras orientações, disponibilizando assim informações de toda a região *scaneada*, a visualização de cada corte é feita isoladamente, o que faz com que estes métodos não possam ser considerados representações "verdadeiramente 3D" da situação clínica⁵⁷.



Figura 3 – Corte trans-axial da região maxilar de um paciente com o elemento 23 incluso, obtido por um aparelho CT convencional.



Figura 4 – Cópia de tela do software ITK-SNAP 1.8 (www.itksnap.org). Ferramenta de reformatação multiplanar (MPR) utilizada para gerar cortes arbitrários a partir dos cortes trans-axiais. Neste exemplo, foi possível gerar a partir da sequência original de 254 cortes trans-axiais, 512 cortes coronais e 512 sagitais.

Estas eram basicamente as ferramentas de pós processamento de imagem que estavam disponíveis na primeira década após a introdução da CT. A demanda e possibilidade de pós processamento realmente 3D ocorreu após a invenção da CT espiral. O aumento do volume coberto e os cortes mais finos gerados pela CT espiral permitiram o desenvolvimento de algoritmos de pós processamento 3D como por exemplo o de projeções de máxima intensidade (MIP, do inglês *maximum intensity projections*) (Figura 5), visualização por superfície sombreada (SSD, do inglês *shaded surface display*) (Figura 6) e da técnica de representação de volume (VRT, do inglês *volume rendering technique*) (Figura 7)⁵⁷.

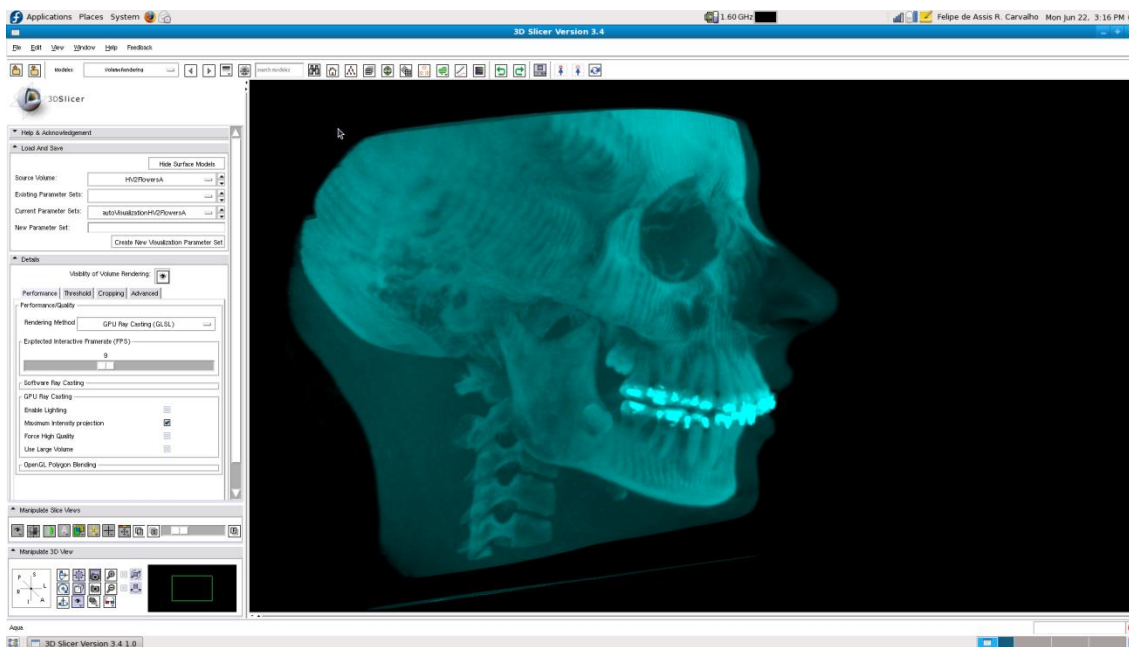


Figura 5 – Cópia de tela do software 3D Slicer 3.4 (www.slicer.org). Reformatação tridimensional gerada pela técnica de MIP. Exame obtido com aparelho de CBCT NewTom 3G.

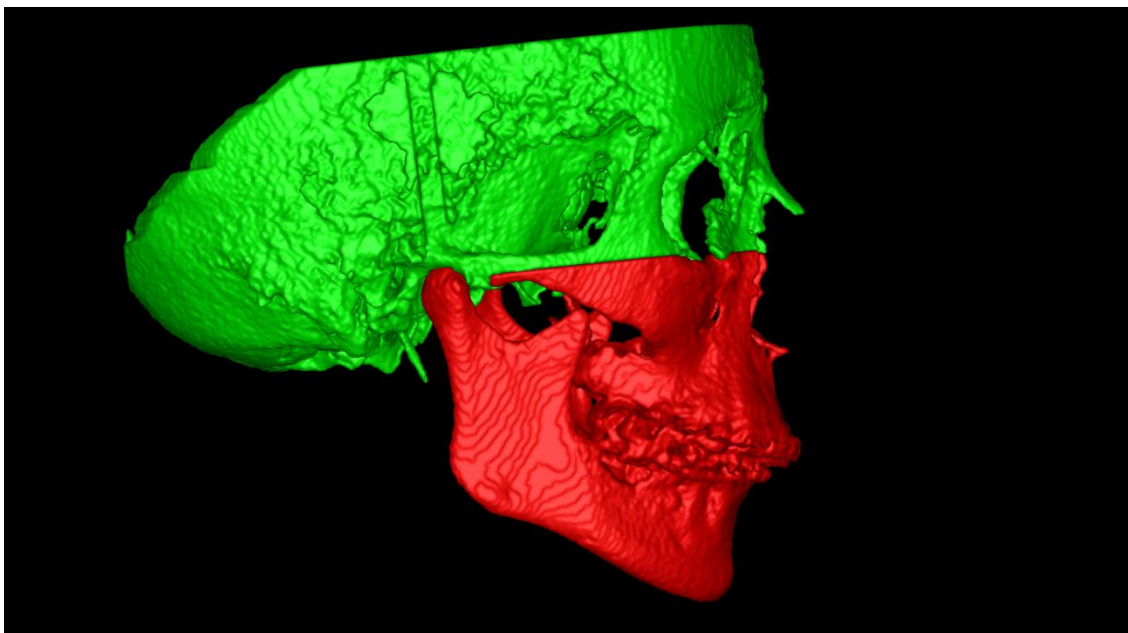


Figura 6 – Reformatação tridimensional gerada pela técnica de SSD. Mesmo exame da Figura 5.

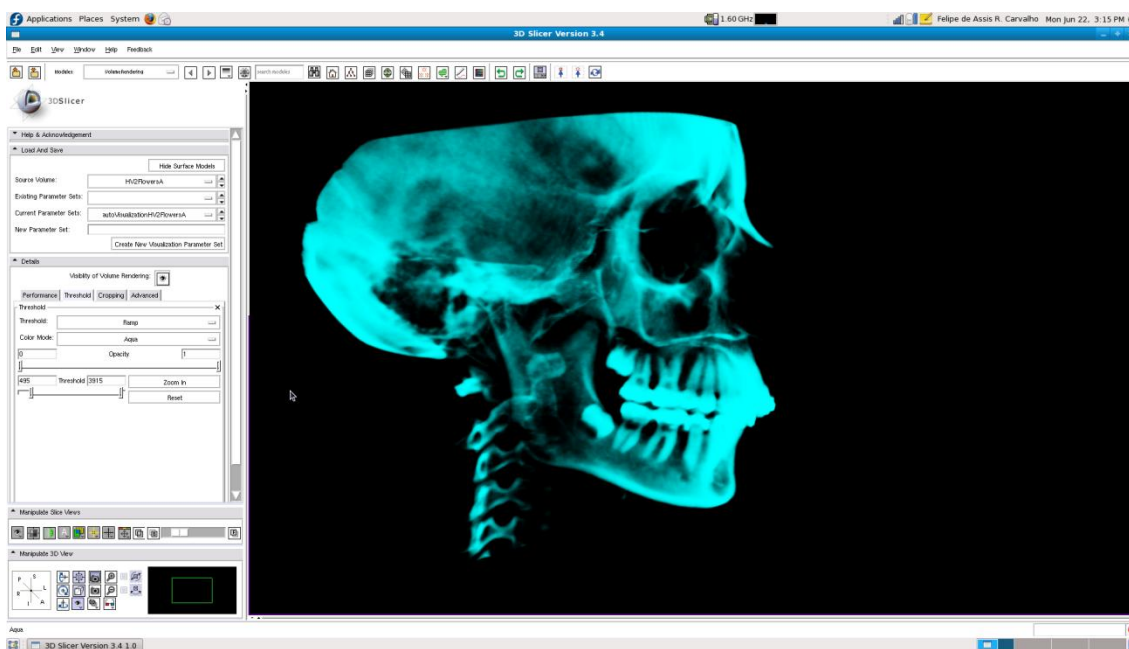


Figura 7 – Cópia de tela do software 3D Slicer 3.4 (www.slicer.org). Reformatação tridimensional gerada pela técnica de VRT. Mesmo exame da Figura 5.

Como os cortes transaxiais das imagens geradas por CT são armazenadas num formato digital, onde a unidade básica que compõe a imagem é o voxel (elemento de volume), tem-se para cada fatia uma matriz composta por diversos voxels. Pode-se calcular o valor dos raios X que atravessaram a matriz em qualquer direção, e possuindo o valor de cada voxel, diferentes reformatações 3D podem ser geradas. As reformatações geradas são plotadas na tela sobre os pixels (unidades básicas de imagens 2D)⁵⁸.

Na técnica de projeção de máxima intensidade o valor máximo encontrado pelo raio em seu trajeto é registrado no pixel correspondente. As reconstruções do tipo MIP preservam as informações dos coeficientes de atenuação dos cortes originais, o que não ocorre na reconstrução do tipo SSD, nas quais cada valor encontrado em qualquer voxel atravessado pelo raio é registrado no pixel correspondente no plano da imagem, desde que seu valor exceda um valor mínimo estabelecido. A imagem então é apresentada como se iluminada por uma fonte de luz imaginária⁵⁸.

Na técnica de representação de volume parte-se de um conjunto de dados tridimensional, onde cada voxel é classificado, recebendo um valor de opacidade. A opacidade é o recíproco da transparência: uma opacidade zero implica em um voxel totalmente transparente. Opacidade 1 significa que o voxel é completamente opaco,

ocultando qualquer coisa atrás dele. Valores intermediários indicam voxels semi-transparentes. Uma função de transferência é utilizada para mapear os dados em valores de opacidade. Escolhe-se uma função de transferência para a classificação, isto é, a cor e a transparência para cada nível. Cada voxel contém uma mistura de materiais diferentes, cada qual com seu valor de cor e reflectância. A cor do voxel é encontrada calculando-se a cor para cada material e combinando a cor na proporção do material no voxel. Utiliza-se uma operação de sombreamento, geralmente com a equação de Phong, que calcula a normal a cada superfície, e a intensidade de cada elemento de acordo com a luz incidente e sua reflectância. Por exemplo, uma certa superfície pode refletir luz verde e vermelha, e luz difusa, mas ter fortes reflexões especulares que mantêm a cor da luz incidente. O terceiro passo é calcular o volume a partir da posição do observador, e o quarto passo consiste em calcular a imagem, compondo a projeção, com perspectiva, combinando como as várias camadas semi-transparentes são adicionadas formando a imagem final⁵⁸.

As visualizações MIP e VRT são uteis em diversas situações, quando se deseja apenas visualizar o modelo 3D do paciente, mas não permitem nenhum tipo de mensuração, seja linear, angular ou volumétrica. Os modelos de superfície por sua vez, permitem a realização de medidas, sendo muito úteis para avaliações quantitativas.

As visualizações SSD são boas para reconstruções de ossos. Pode-se controlar o limiar de intensidade dos voxels que serão incluídos na reformatação (*threshold* em inglês) de maneira a decidir se região anatômica será incluída ou não no modelo gerado. A decisão de controle de intensidade dos voxels é crítica pois muitas vezes o limiar ideal para a visualização de parte da região anatômica de interesse, acaba por excluir outra região de interesse⁵⁷. Para contornar este problema, faz-se necessário o uso de ferramentas de segmentação avançadas que permitam o controle individualizado de regiões menores do volume a ser reconstruído e também a utilização de outros parâmetros que não só a intensidade dos voxels. Com este tipo de ferramenta pode-se criar modelos fidedignos, os quais podem ser mensurados de diversas maneiras⁵⁹.

Várias técnicas para a reconstrução de imagens tomográficas foram utilizadas no diagnóstico, planejamento de tratamento e simulação de cirurgia ortognática^{19, 45, 60-63}. Entretanto, o registro/superposição de imagens tridimensionais impõe desafios operacionais, principalmente pela dificuldade de se estabelecer pontos de referência

anatômicos sobre superfícies reais e que não possuem convenções para localização nos três planos do espaço¹¹.

Cevidanes, Bailey, Tucker, Styner, Mol, Phillips et al⁹ publicaram em 2005 um estudo validando o método de construção, superposição e medição de distâncias entre superfícies em modelos 3D a partir de imagens da CBCT. Compararam o posicionamento dos côndilos e bordo posterior dos ramos em dez pacientes submetidos a cirurgias maxilares, ou seja, sem osteotomias mandibulares, entre exames de uma semana antes e uma semana depois da cirurgia. Além de encontrarem diferenças médias entre superfícies com uma precisão (0,70 a 0,78mm) muito próxima da resolução espacial das tomografias (0,6mm), observaram diferenças inter-observador desprezíveis (média = 0,02mm). Este método pôde identificar claramente a localização, magnitude e direcionamento dos deslocamentos estruturais mandibulares. Além disso, permite a quantificação dos movimentos vertical, transversal e ântero-posterior dos ramos mandibulares e côndilos após a cirurgia¹¹.

2 PROPOSIÇÃO

Avaliar a partir da superposição de modelos virtuais 3D de pacientes submetidos à cirurgia de avanço mandibular:

- A estabilidade e/ou mudanças ocorridas por deslocamento e/ou remodelação óssea nos ramos mandibulares, côndilos e mento entre os tempos pré-cirúrgico, pós-cirúrgico imediato e um ano após a cirurgia
- Correlacionar os deslocamentos das regiões anatômicas de interesse (RAI) entre si e nos diferentes tempos avaliados.

3 MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo prospectivo observacional avaliou 27 pacientes, sendo 9 do sexo masculino e 18 do sexo feminino com idade média de 30.04 ± 13.08 anos os quais foram submetidos a cirurgia ortognática no Hospital Memorial da UNC (*UNC Memorial Hospital*). Todos os pacientes foram operados por residentes do departamento de cirurgia oral e maxilo-facial.

O consentimento informado sobre a participação no estudo foi obtido de todos os pacientes. O protocolo experimental foi previamente aprovado pelo comitê de ética em pesquisa Biomédica da UNC (Biomedical Institutional Review Board) (ANEXO).

Todos os pacientes apresentavam discrepâncias esqueléticas severas o suficiente para justificar o tratamento orto-cirúrgico. Estes pacientes foram selecionados para tratamento no programa de deformidades dento-faciais da UNC após completa avaliação clínica e planejamento embasados em documentação orto-cirúrgica convencional (fotografias intra e extra-orais, radiografias panorâmicas e cefalométricas além de modelos de gesso).

Utilizou-se como critério de exclusão a presença de mordida aberta anterior e padrão facial vertical, de modo que toda a amostra foi composta de indivíduos que apresentassem uma má oclusão do tipo Classe II de Angle de etiologia esquelética e padrão facial mesocefálico ou braquicefálico (mesodivergente ou hipodivergente). Também foram excluídos indivíduos que apresentassem fissuras lábio-palatais, alterações decorrentes de trauma ou condições degenerativas, como por exemplo artrite reumatóide.

Os participantes desta amostra concordaram em ser submetidos a exames de CBCT nas diferentes fases do tratamento e acompanhamento. Este tópico é descrito no protocolo de pesquisa aprovado pelo comitê de ética (ANEXO).

Todos os pacientes foram submetidos a tratamento ortodôntico e cirurgia de avanço mandibular. A técnica de osteotomia utilizada foi a sagital (BSSO, do inglês *bilateral sagittal split osteotomy*) e o tipo de fixação empregada foi rígida com placas e parafusos. Nove pacientes dos 27 foram submetidos também a mentoplastia como um procedimento auxiliar.

Exames de CBCT foram obtidos para cada indivíduo em 3 tempos distintos: antes da cirurgia (T1); após a remoção da goteira cirúrgica, de 4 a 6 semanas pós-cirurgia (T2) e um ano após a cirurgia (T3). O tomógrafo utilizado foi o NewTom 3G (Aperio Services LLC, Sarasota, FL, 34236). Dois dos 27 pacientes da amostra tiveram pelo menos uma tomada realizada com o tomógrafo NewTom 9000 (Aperio Services LLC, Sarasota, FL, 34236) o qual disponibiliza um menor campo de visão (FOV), e sendo assim a informação referente ao mento foi perdida para estes, sendo apenas avaliadas as demais regiões anatômicas nestes casos.

O protocolo de obtenção das imagens baseou-se em *scaneamentos* de cabeça inteira (36 segundos de exposição para um campo de visão correspondente a um cilindro de 201mm de diâmetro e 305 mm de altura). Os pacientes que foram irradiados com o NewTom 9000 tiveram exames gerados com um FOV de 9 polegadas, ou seja correspondentes a um cilindro de 201mm de diâmetro e 229mm de altura.

Todas as tomografias foram obtidas com os indivíduos em máxima intercuspidação habitual (MIH). Os exames realizados no serviço de radiologia, sendo inicialmente reconstruídos para gerar cortes trans-axiais compostos de voxels isométricos de 0,3 x 0,3 x 0,3mm, imediatamente após a exposição utilizando-se o software que acompanha o NewTom 3G.

Durante a aquisição de imagens em técnicas radiográficas bidimensionais que visem avaliações quantitativas, é imprescindível a padronização da posição de cabeça com o intuito de gerar projeções radiográficas o mais semelhantes possível entre os tempos avaliados. Como o exame de CBCT é obtido a partir de projeções ortogonais e há a correção de ampliações por meio de software, as imagens geradas nos cortes trans-axiais apresentam a proporção de 1:1 com a realidade, não há necessidade de preocupação em relação ao posicionamento da cabeça.

As tomografias dos 27 pacientes nos 3 tempos a serem avaliados (total de 81 exames) foram exportadas para o formato DICOM (do inglês *Digital Imaging and Communication in Medicine*). O padrão DICOM foi criado pela *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) visando facilitar a distribuição e visualização de imagens médicas, como as de tomografia computadorizada, ressonância magnética e ultra-sonografia. As imagens dos cortes obtidas tanto pela tomografia médica quanto pela

CBCT podem ser armazenadas em formatos proprietários ou no formato DICOM. A solicitação ao radiologista do envio das imagens no padrão DICOM permite ao clínico visualizar todas as imagens primariamente obtidas com o exame e a reconstrução de diversas outras, incluindo a tridimensional. O exame pode ser enviado em apenas um arquivo ou em uma seqüência, sendo que além das imagens do exame o formato DICOM disponibiliza informações como: nome do paciente, tipo de exame, dimensões da imagem, fatores de exposição, dentre outros⁵⁸ (Figura 8).

File data		DICOM Table			
		Group	Element	Name	Value
Equipment		0009	1001	Private	CT LIGHTSPEED
Modality	: CT	0009	1002	Private	827605846
Manufacturer	: GE MEDICAL SYSTEMS	0009	1004	Private	LightSpeed VCT
Manufacturer's Model Name	: LightSpeed VCT	0009	1027	Private	1216226908
Software Version	: 07MW18.4	0009	10E3	Private	
Institution Name	: Mattoso.H.Samaritano	0010	0010	Patient's Name	
Station Name	: 829711222	0010	0020	Patient ID	0000680315
Study		0010	0030	Patient Date of Birth	19830509
Study Date	: 16.07.2008	0010	0040	Patient Sex	M
Study Time	: 16:43:17	0010	1010	Patient Age	149658480
Referring Physician's Name	:	0010	21B0	Additional Patient History	
Study Description	: TC SEIOS DA FACE	0018	0022	Scan Options	HELICAL MODE
Patient		0018	0024	Sequence Name	0.625000
Patient's Name		0018	0050	Slice Thickness	0.625000
Patient ID	: 0000680315	0018 0060	KVP [Peak KV]	120	
Patient Date of Birth	: 09.05.1983	0018	0090	Data collection diameter	320.000000
Patient Sex	: M	0018	1020	Software Version	07MW18.4
Image details		0018	1030	Protocol Name	2.1_SEIOS DA FACE - F/M
Rows	: 512	0018	1100	Reconstruction Diameter	194.000000
Columns	: 512	0018	1110	Distance Source to Detector [mm]	949.075012
Bits Allocated	: 16	0018	1111	Distance Source to Patient [mm]	541.000000
Bits Stored	: 16	0018	1120	Gantry/Detector Tilt	0.000000
High Bit	: 15	0018	1130	Table Height	223.500000
Samples Per Pixel	: 1	0018	1140	Rotation Direction	22339
Photometric Interpretation	: MONOCHROME2	0018	1150	Exposure Time [ms]	540028981
Pixel Spacing	: 0.378906 0.378906	0018	1151	X-ray Tube Current [mA]	230
Slice Thickness	: 0.625000	0018	1152	Acquisition Device Processing Descriptio	8243
Window Center	: 100	0018	1160	Filter Type	HEAD FILTER
Window Width	: 2000	0018	1170	Generator Power	27600
		0018	1190	Focal Spot[s]	0.700000
		0018	1210	Convolution Kernel	1162760002
		0018	5100	Patient Position	HFS
		0018	9305	Private
		0018	9306	Private
		0018	9307	Private4
		0018	9309	PrivateC
		0018	9310	Private3
		0018	9311	Private
		0019	0010	Private	GEMS ACQU.01

Figura 8 – Cópia de tela do software Medical Volume Explorer 0.9.1 (www.mve.info). Informações disponibilizadas pelo padrão DICOM (nome do paciente, tipo de exame, dimensões da imagem, fatores de exposição, dentre outros).

A seqüência de arquivos no formato DICOM de cada exame foi então aberta no software de código aberto ITK-SNAP 1.8⁵⁹ e convertida para o formato GIPL, o qual é reconhecido pelos softwares livres desenvolvidos pelo grupo de análise de imagens da UNC.

O software Imagine 1.2.3 (desenvolvido em 2004 pelo Departamento de Ciências da Computação da UNC), permitiu a reformatação dos voxels isométricos de 0,3 para 0,5mm. Essa etapa de reformatação aumenta o tamanho dos voxels, reduzindo o número total destes elementos. Esta etapa reduz significativamente o tamanho dos arquivos em disco e também a demanda por processamento nas próximas etapas de geração das

reconstruções 3D. A diminuição do número de voxels não implica na perda de informações métricas, mantendo o novo arquivo gerado a proporção de 1:1 entre imagem e realidade.

3.1 Construção, superposição e análise dos modelos virtuais 3D

3.1.1 Construção de modelos virtuais 3D

A segmentação das estruturas anatômicas de interesse foi realizada com o auxílio do software ITK-SNAP 1.8⁵⁹, de modo a construir um modelo tridimensional constituído pela base do crânio, maxila e mandíbula, para cada exame.

A segmentação da base do crânio teve como referência vertical, o seu limite anatômico inferior (Basion) e o limite superior da imagem tomográfica. Nos sentidos transversal e ântero-posterior, selecionou-se todo o contorno esquelético disponível. No processo de segmentação podem ser criadas diferentes camadas, uma para cada região anatômica de interesse. Neste estudo, para a base do crânio convencionou-se o uso da camada 2 (verde), enquanto as demais estruturas segmentadas utilizaram a camada 1 (vermelho) (Figura 9). As diferentes camadas têm como função diferenciar as estruturas para os procedimentos de superposição e quantificação dos deslocamentos cirúrgicos.

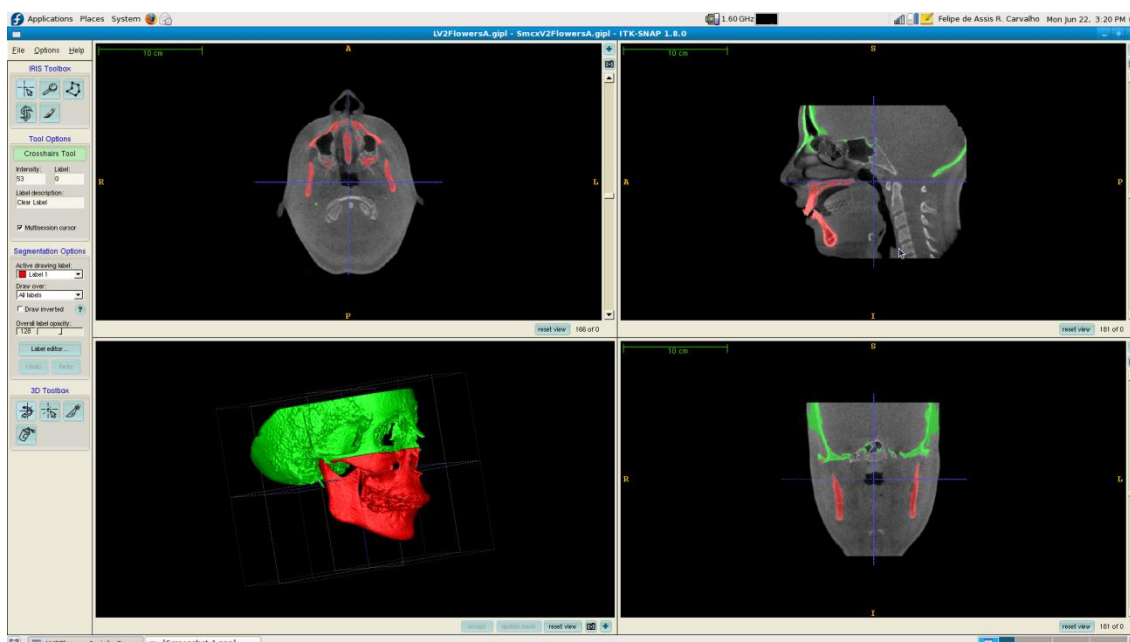


Figura 9 – Cópia de tela do software ITK-SNAP 1.8 (www.itksnap.org). Cortes tomográficos superpostos as camadas segmentadas, no sentido horário: cortes axiais, sagital, coronal e por fim a reconstrução 3D. A camada 1 (vermelho) utilizada para identificar o complexo maxilo-mandibular e a camada 2 (verde) para a base do crânio.

A segmentação do complexo maxilo-mandibular foi realizada de uma só vez, já que não foi necessário diferenciar maxila e mandíbula pois os pacientes desta amostra foram submetidos a avanço de mandíbula isolado. Os côndilos e as porções internas do ramo e corpo mandibular por serem cobertos por uma cortical mais fina do que o restante da mandíbula demandam controle específico durante o processo de segmentação para que não sejam excluídos do modelo virtual de superfície 3D gerado⁵⁹ (Figura 10).

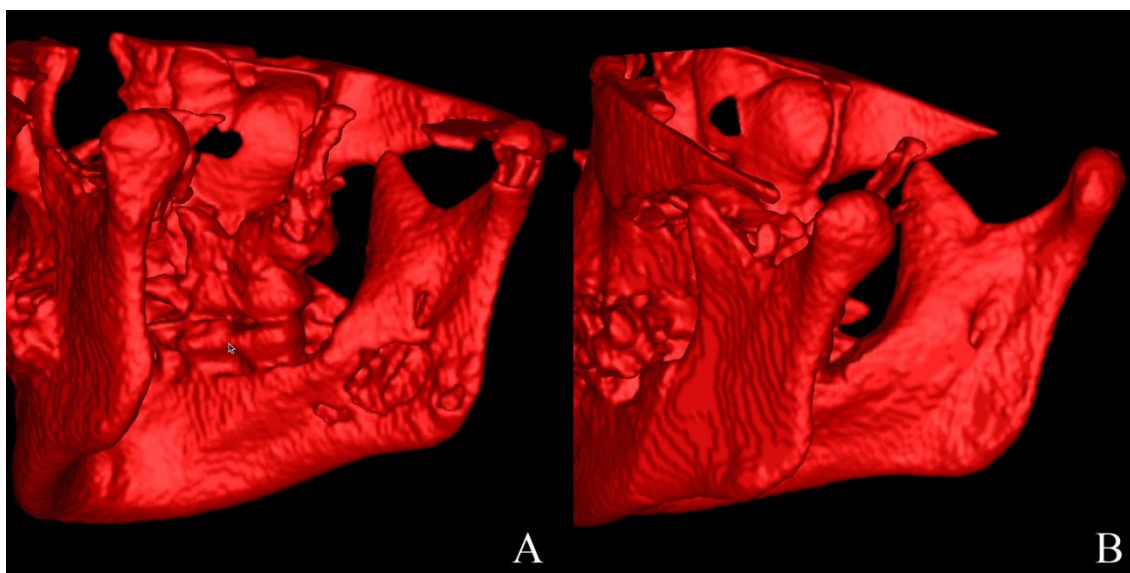


Figura 10 – Exemplos de côndilo e as porção interna do ramo e corpo mandibular que por serem cobertos por uma cortical mais fina do que o restante da mandíbula demandam controle específico durante o processo de segmentação para que não sejam excluídos do modelo virtual de superfície 3D gerado. A - Segmentação gerada por simples controle do limiar de intensidade dos voxels (método similar ao utilizado nos softwares comercialmente disponíveis) e B - Segmentação com controle de parâmetros diversos para melhor controle das regiões a serem incluídas no modelo⁵⁹.

Os softwares de reformatação 3D comercialmente disponíveis como por exemplo o Dolphin 3D (Dolphin Imaging, Chatsworth, CA, 91311) e o InVivo Dental (Anatomage Inc., San Jose, CA, 95113) geram modelos pela técnica SSD através do simples controle do limiar de intensidade dos voxels e por não possuírem ferramentas mais específicas de controle e segmentação, não se prestam a geração de modelos fidedignos de todo o complexo maxilo-mandibular (Figura 10 A).

Após a geração dos modelos de forma fidedigna⁹, houve a necessidade de se preencher todos os espaços medulares na mandíbula. Esta etapa é necessária para que apenas o deslocamento das corticais externas seja computado, comparando-se assim o movimento relativo das superfícies externas das regiões anatômicas de um tempo para o outro (Figura 11).

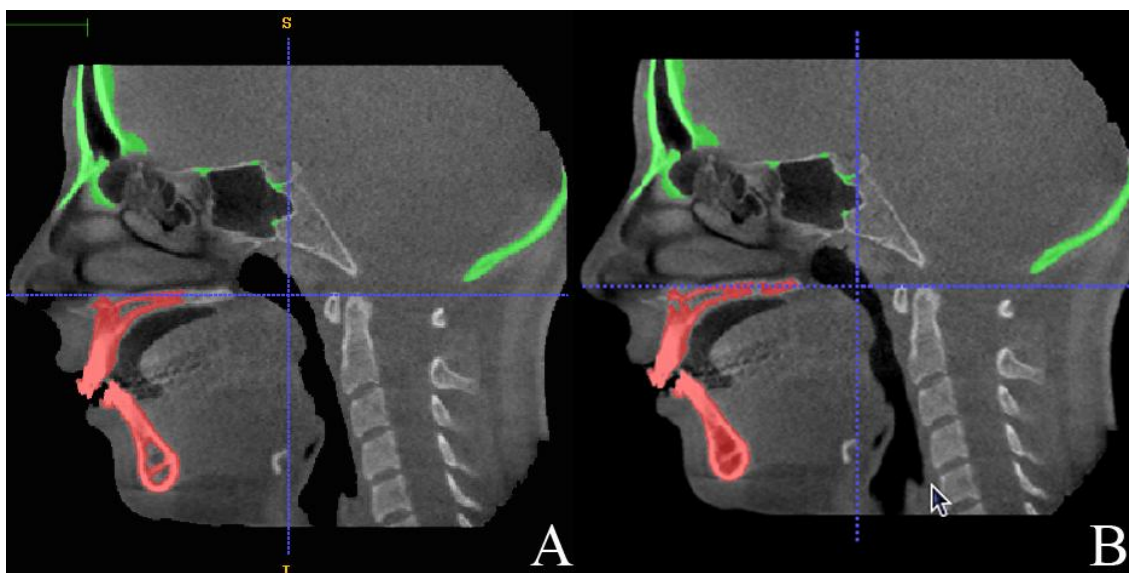


Figura 11 – Preenchimento dos espaços medulares na mandíbula para que apenas o deslocamento das corticais externas seja computado. A - Espaço medular da região do mento antes do preenchimento e B - Após o preenchimento.

3.1.2 Registro dos modelos com referência na base do crânio (Superposição)

Os modelos pré e pós-cirúrgicos foram superpostos tendo-se como referência a base do crânio, uma vez que os pacientes avaliados eram todos adultos, não apresentando mais crescimento e por esta estrutura não ser afetada pela cirurgia, podendo então, ser considerada como referência estável para a reorientação dos modelos virtuais 3D⁹. A base do crânio é amplamente utilizada como referência para a superposição e avaliação longitudinal de cefalogramas que visam identificar e quantificar o crescimento facial e/ou efeitos do tratamento^{9, 10, 64-70}.

Um método totalmente automático de superposição dos modelos desenvolvido por Cevidanes, Bailey, Tucker, Styner, Mol, Phillips et al em 2005⁹ foi utilizado com o auxílio do software Imagine 1.2.3. Este método compara os valores dos tons de cinza dos voxels que foram segmentados pela camada 2 (verde) entre as imagens tomográficas de 2 tempos e faz com que os modelos pós-cirúrgicos sejam reorientados para que a base do crânio destes corresponda espacialmente a base do crânio do momento pré-cirúrgico. Desta forma, a base do crânio pré-cirúrgica (T1) foi utilizada como referência para a

superposição com T2 e T3, separadamente. Este método dispensa a necessidade de se localizar pontos e não depende da precisão dos modelos virtuais 3D da base do crânio, uma vez que estes são apenas utilizados para delimitar os voxels que serão comparados pelos seus tons de cinza (Figura 12 e 13). Desta forma evita-se que erros intrínsecos ao operador ou a mudanças das estruturas de referência influam nas futuras etapas de quantificação dos deslocamentos^{71, 72}.

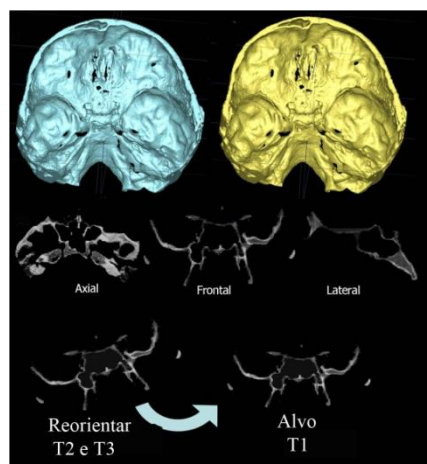


Figura 12 – Registro dos modelos virtuais 3D utilizando a base do crânio de T1 como referência (alvo) para a realocação dos modelos pós-cirúrgicos (T2 e T3) por meio de um método completamente automatizado que compara os valores dos tons de cinza das regiões segmentadas pela camada 2 (modelos virtuais 3D da base do crânio coloridos de azul e amarelo apenas para ilustração dos diferentes tempos).

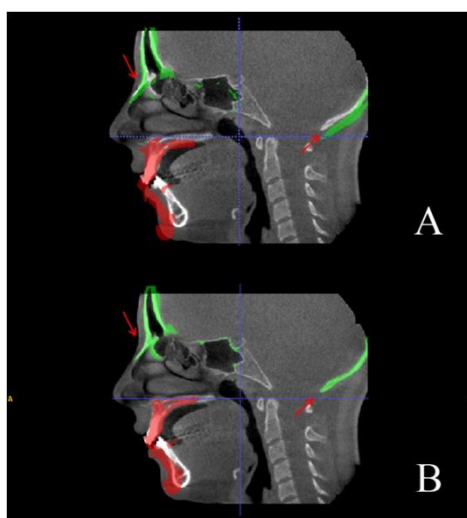


Figura 13 – A - Segmentação de T2 aberta sobre corte sagital de T1 mostrando a não coincidência das bases do crânio. B - Segmentação de T2 após o registro e superposição tendo-se como referência a base do crânio de T1. Notar a perfeita coincidência da camada verde desta com o corte sagital de T1.

3.1.3 Quantificação dos deslocamentos

Após a etapa de registro, todos os arquivos gerados até então no formato GIPL foram convertidos para o formato "open inventor da SGL" (IV) utilizando-se o software Vol2Surf. Tendo-se estes arquivos no formato IV foi possível importá-los no software CMF Application (Maurice Müller Institute, Bern, Switzerland) que permitiu a quantificação dos deslocamentos entre os tempos para cada região anatômica de interesse⁷³.

Registrou-se os máximos deslocamentos dos côndilos (direito e esquerdo); bordo posterior dos ramos (direito e esquerdo); porção superior dos ramos (direito e esquerdo); porção inferior dos ramos (direito e esquerdo); e mento, entre T1-T2 (deslocamentos causados pela cirurgia), T1-T3 (resultado mantido após um ano) e T2-T3 (deslocamentos ocorridos no período pós-cirúrgico (Figura 14).

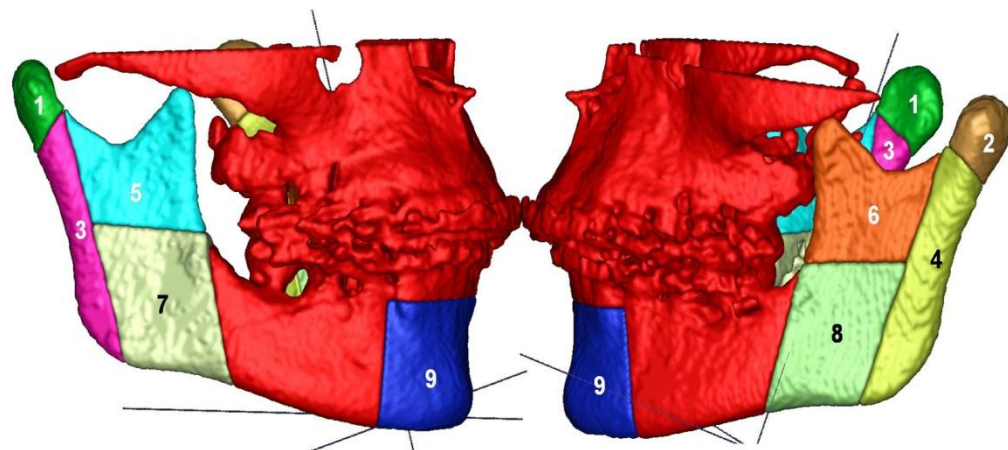


Figura 14 - Regiões anatômicas de interesse: (1) Côndilo direito; (2) Côndilo esquerdo; (3) Bordo posterior direito; (4) Bordo posterior esquerdo (5) Porção superior do ramo direito; (6) Porção superior do ramo esquerdo; (7) Porção inferior do ramo direito; (8) Porção inferior do ramo esquerdo e (9) Mento.

Referências anatômicas foram utilizadas para determinar os limites das regiões de interesse: uma tangente passando pelo contorno anterior dos côndilos e paralela ao a face mais posterior do bordo posterior do ramo serviu de base para a delimitação dos bordos posteriores dos ramos (3 e 4); uma linha descendente cortando o colo do côndilo a partir da interface com o corte do bordo posterior foi a referência utilizada para a seleção dos

côndilos (1 e 2). Linhas imaginárias tangentes a porção anterior do ramo cortadas por linhas que acompanham o plano oclusal foram utilizadas na delimitação das porções superior (5 e 6) e inferior dos ramos (7 e 8). Por fim o longo eixo dos caninos inferiores serviu de referência para a seleção do mento (9) (Figura 14).

Gerig, Jomier, Chakos e Valmet⁷⁴ propuseram o uso de mapas de codificação coloridos gerados a partir do cálculo das distâncias entre os pontos mais próximos de duas superfícies (representantes de tempos distintos), para todos os pontos que as compõem como forma de identificar e quantificar os deslocamentos entre estruturas anatômicas.

O software CMF Application⁷³ utiliza este princípio e calcula em mm os deslocamentos sofridos por cada triângulo componente da superfície dos modelos virtuais 3D permitindo a quantificação da diferença entre as duas superfícies (cada uma representando um tempo específico) em qualquer lugar. A ferramenta de linha de contorno (ISOLINE) foi utilizada para identificar o maior deslocamento sofrido por uma região de interesse (Figura 15).

As mudanças quantitativas foram visualizadas nos mapas de codificação coloridos, os quais podem diferenciar entre movimento para dentro de uma superfície em relação a outra (codificação azul) ou para fora (codificação vermelha). A ausência de deslocamento é codificada pela cor verde. Como exemplo, podemos citar a representação do resultado de um avanço mandibular, o movimento do mento para frente e para baixo será mostrado nos mapas com a codificação vermelha, pois a superfície de T2 se deslocou "para fora" da superfície de T1. Já o resultado de um recuo de mandíbula seria representado na região do mento pela codificação azul pois a superfície desta região em T2 se deslocou "para dentro" da superfície de T1. Avaliando as mudanças pós-cirúrgicas se houver uma recidiva de um avanço de mandíbula esta será representada na região do mento pela codificação azul pois a superfície de T3 se deslocou para dentro da superfície de T2, se houver uma melhora do resultado no período pós-cirúrgico, o inverso será notado. Pode-se controlar a escala da intensidade do vermelho e azul, dependendo da magnitude de deslocamentos que se queira observar. No entanto é importante citar que tal manipulação não interfere nas medidas realizadas pelas ISOLINES. Este método de

representação de mudanças quantitativas em diferentes regiões de uma área de interesse foi validado e vem sendo utilizado desde 2005⁷³.

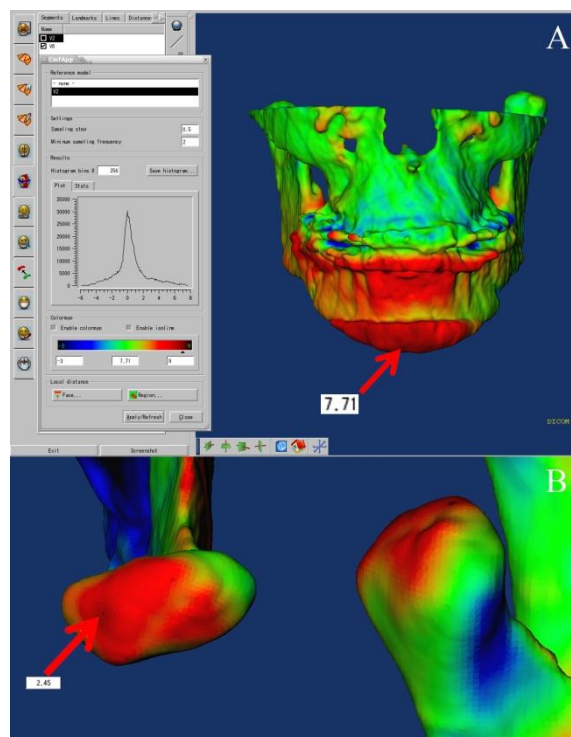


Figura 15 - Cópia de tela do software CMF Application⁷³. A ferramenta de linha de contorno (ISOLINE) permitiu a quantificação dos maiores deslocamentos entre os tempos avaliados para cada região anatômica de interesse. A- Avanço do mento pós-cirurgia, foi verificado por meio de ISOLINES que o maior deslocamento nesta região entre T1 e T2 foi de 7,71mm. B-Côndilo direito mostrando de 2,45mm no sentido postero-superior com a cirurgia.

Sendo assim, valores positivos indicam um deslocamento ântero-inferior para o mento enquanto valores negativos indicam um deslocamento postero-superior. Para os côndilos, valores positivos representam um deslocamento postero-superior e valores negativos indicam um movimento ântero-inferior. Para os bordos posteriores dos ramos mandibulares, valores positivos representam deslocamentos posteriores e valores negativos indicam um movimento anterior destes.

A porção lateral dos ramos mandibulares foi dividida em duas partes (superior e inferior) com o intuito de se identificar os complexos movimentos desta região, que pode sofrer torque ou translação lateral/medial. Sendo assim valores positivos representam um movimento do ramo para lateral, e valores negativos significam que houve o

deslocamento do ramo para medial. Quando ambas as porções de um ramo (superior e inferior) mostram deslocamentos em direções opostas isto significa que estes sofreram um movimento de torque.

Os maiores deslocamentos entre T1-T2 (resultado cirúrgico), T1-T3 (resultado mantido após um ano) e T2-T3 (mudanças/adaptações pós-cirúrgicas) de todas as regiões anatômicas de interesse foram calculados.

3.2 Análise estatística

Com o intuito de verificar a reprodutibilidade das mensurações feitas com o auxílio das ISOLINES, 10 superposições aleatoriamente selecionadas foram medidas e re-medidas com um intervalo de duas semanas. Estas medidas foram comparadas através do coeficiente de correlação intra-classe ($P < 0,001$). A concordância entre as mensurações foi alta para todas as regiões anatômicas avaliadas: mento (CCI=0,98); côndilo (CCI=0,92); bordo posterior do ramo (CCI=0,97); porção superior do ramo (CCI=0,97); e porção inferior do ramo (CCI=0,95).

Tabelas contendo informações pertinentes a estatística descritiva, consistindo de média, desvio padrão, valores máximos e mínimos dos deslocamentos de cada região anatômica de interesse foram confeccionadas para as superposições de T1-T2 (pré-cirúrgico/pós-cirúrgico imediato) e T1-T3 (pré-cirúrgico/um ano pós-cirúrgico. (Tabelas 1 e 2)

Para checar se houve diferença estatisticamente significativa entre os deslocamentos de T1-T2 e T1-T3, todas as nove regiões anatômicas de interesse foram comparadas através de um teste t pareado estabelecendo-se o nível de significância em 95%. (Tabela 3 e Gráfico 1)

Como mudanças maiores que 2mm são consideradas clinicamente significativas¹⁻³, as mudanças causadas pela cirurgia (Tabela 4) e no período pós-cirúrgico (Tabela 5 e Gráfico 2) foram categorizadas em grupos de deslocamentos maiores que 2mm; entre 2mm e -2mm e menores que -2mm. Esta categorização é importante para permitir a

visualização da variabilidade da resposta dos pacientes no período pós-cirúrgico, pois alguns pacientes mostram mudanças adaptativas no sentido de melhora e outros no sentido de piora (recidiva). Se a estatística descritiva focar apenas nas médias, sem categorização, os deslocamentos positivos de alguns pacientes seriam ocultados pelos negativos de outros, não mostrando ao leitor a importante variação na resposta individual que pode ocorrer.¹⁻³

Para testar se os deslocamentos de uma região anatômica foram relacionadas a outras, por exemplo, se mudanças no mento foram associadas a mudanças nos côndilos e/ou ramos, utilizou-se o coeficiente de correlação de Pearson ($P < 0,05$) (Tabela 6) para as seguintes situações: (1) correlações entre os deslocamentos causados pela cirurgia nas RAI (T1-T2); (2) correlações entre os deslocamentos ocorridos no período pós-cirúrgico nas RAI (T2-T3) e (3) testar se os deslocamentos causados pela cirurgia se correlacionaram aos deslocamentos ocorridos no período pós-cirúrgico (T1-T2 x T2-T3), com o intuito de verificar se maiores deslocamentos cirúrgicos poderiam levar a maiores mudanças no período pós-cirúrgico.

4 RESULTADOS

4.1 Descrição e estabilidade dos deslocamentos

O avanço mandibular médio, medido através dos máximos deslocamentos entre as superfícies do mento foi de $6,8 \pm 3,2$ mm no pós-cirúrgico imediato e de $6,4 \pm 3,4$ mm após um ano de acompanhamento, deslocamentos estes que não se mostraram estatisticamente diferentes ($P=0,13$). (Tabelas 1, 2 e 3)

Todas as demais regiões anatômicas de interesse (RAI) mostraram deslocamentos médios menores do que 2mm com a cirurgia, a exceção da porção inferior dos ramos mandibulares que sofreram um deslocamento médio de $2,3 \pm 2,4$ mm do lado direito e $3,0 \pm 2,7$ mm do lado esquerdo com a cirurgia. Valores de deslocamento positivo nesta região indicam um movimento lateral que provavelmente ocorreu pois a osteotomia sagital é realizada nesta área (Figura 16 f. 48). No acompanhamento de um ano, este deslocamento lateral dos ramos foi mantido ($2,1 \pm 2,2$ mm; $P=0,27$ do lado direito e $2,8 \pm 2,8$ mm; $P=0,46$ do lado esquerdo), bem como todos os demais deslocamentos observados nas outras RAI ($P>0,05$). (Tabelas 2, 3 e 4)

Tabela 1 - Estatística descritiva (n - número de indivíduos avaliados; média; DP - desvio padrão; min - valor mínimo ; e max - valor máximo) para os deslocamentos de cada RAI entre o momento pré-cirúrgico e pós-cirúrgico imediato.

RAI	N	Média(mm)	DP(mm)	Min / Max (mm)
Mento	25	6,81	3,20	2,5/15,8
Porção inferior do ramo (Direito)	27	2,34	2,35	-3,0/5,8
Porção inferior do ramo (Esquerdo)	27	2,97	2,71	-2,5/7,0
Porção superior do ramo (Direito)	27	0,62	1,94	-2,9/3,5
Porção superior do ramo (Esquerdo)	27	1,57	1,92	-1,9/5,7
Porção posterior do ramo (Direito)	27	-0,09	1,84	-2,8/4,1
Porção posterior do ramo (Esquerdo)	27	0,08	2,32	-3,2/6,1
Côndilo (Direito)	27	0,81	1,40	-2,4/2,9
Côndilo (Esquerdo)	27	0,98	1,46	-3,7/3,2

Tabela 2 - Estatística descritiva (n - número de indivíduos avaliados; média; DP - desvio padrão; min - valor mínimo ; e max - valor máximo) para os deslocamentos de cada RAI entre o momento pré-cirúrgico e um ano após a cirurgia.

RAI	N	Média(mm)	DP(mm)	Min / Max (mm)
Mento	25	6,36	3,41	1,9/15,6
Porção inferior do ramo (Direito)	27	2,10	2,15	-3,6/6,0
Porção inferior do ramo (Esquerdo)	27	2,76	2,80	-2,9/8,4
Porção superior do ramo (Direito)	27	0,45	2,08	-2,9/5,2
Porção superior do ramo (Esquerdo)	27	1,33	2,05	-2,3/5,3
Porção posterior do ramo (Direito)	27	-0,03	1,69	-2,6/3,7
Porção posterior do ramo (Esquerdo)	27	0,17	2,55	-3,3/5,7
Côndilo (Direito)	27	0,85	1,59	-2,2/4,2
Côndilo (Esquerdo)	27	1,15	1,54	-1,7/4,0

Tabela 3 - Teste t pareado comparando os deslocamentos causados pela cirurgia (T1-T2) com os resultados mantidos após um ano de acompanhamento (T1-T3). Média da diferença (MD), intervalo de confiança da média (IC-95%), desvio padrão (DP), valor de t (t) e valor de p (p).

RAI	MD	IC - 95%		DP	t	p
Mento	0,46	-0,14	1,05	1,44	1,58	0,13
Porção inferior do ramo (Direito)	0,24	-0,20	0,69	1,11	1,14	0,26
Porção inferior do ramo (Esquerdo)	0,21	-0,36	0,78	1,44	0,75	0,46
Porção superior do ramo (Direito)	0,17	-0,36	0,71	1,35	0,67	0,51
Porção superior do ramo (Esquerdo)	0,24	-0,41	0,90	1,66	0,75	0,46
Porção posterior do ramo (Direito)	-0,06	-0,44	0,31	0,95	-0,34	0,73
Porção posterior do ramo (Esquerdo)	-0,09	-0,55	0,37	1,17	-0,4	0,70
Côndilo (Direito)	-0,04	-0,65	0,57	1,54	-0,14	0,89
Côndilo (Esquerdo)	-0,17	-0,92	0,59	1,91	-0,45	0,65

Tabela 4 - Estatística descritiva categorizada em grupos de deslocamentos maiores que 2mm; entre 2mm e -2mm e menores que -2mm sofridos pelas RAI com a cirurgia (T1-T2). Número de regiões avaliadas (n), valores médios (média), desvio padrão (DP) e valores máximos e mínimos (Max/Min).

	n	Média	DP	Min	Max
Mento (n=25)					
$x < -2$	0	-	-	-	-
$-2 \leq x \leq 2$	0	-	-	-	-
$x > 2$	25	6,81	3,20	2,50	15,80
Porção inferior do ramo - Direito (n=27)					
$x < -2$	2	-2,65	0,49	-3,00	-2,30
$-2 \leq x \leq 2$	9	0,70	1,38	-1,80	2,00
$x > 2$	16	3,89	1,01	2,60	5,80
Porção inferior do ramo - Esquerdo (n=27)					
$x < -2$	1	-2,50	-	-2,50	-2,50
$-2 \leq x \leq 2$	7	-0,30	1,44	-1,30	1,90
$x > 2$	19	4,46	1,33	2,30	7,00
Porção superior do ramo - Direito (n=27)					
$x < -2$	3	-2,57	0,31	-2,90	-2,30
$-2 \leq x \leq 2$	17	0,26	1,35	-1,90	2,00
$x > 2$	7	2,86	0,34	2,60	3,50
Porção superior do ramo - Esquerdo (n=27)					
$x < -2$	0	-	-	-	-
$-2 \leq x \leq 2$	19	0,65	1,40	-1,90	2,00
$x > 2$	8	3,76	0,97	3,00	5,70
Porção posterior do ramo - Direito (n=27)					
$x < -2$	4	-2,40	0,32	-2,80	-2,10
$-2 \leq x \leq 2$	20	-0,13	1,27	-2,00	1,40
$x > 2$	3	3,23	1,03	2,10	4,10
Porção posterior do ramo - Esquerdo (n=27)					
$x < -2$	4	-3,00	0,22	-3,20	-2,70
$-2 \leq x \leq 2$	20	-0,05	1,15	-2,00	1,60
$x > 2$	3	5,03	1,29	3,60	6,10
Côndilo - Direito (n=27)					
$x < -2$	1	-2,40	-	-2,40	-2,40
$-2 \leq x \leq 2$	21	0,56	1,10	-1,80	1,80
$x > 2$	5	2,50	0,26	2,20	2,90
Côndilo - Esquerdo (n=27)					
$x < -2$	1	-3,70	-	-3,70	-3,70
$-2 \leq x \leq 2$	20	0,78	1,00	-1,40	1,90
$x > 2$	6	2,45	0,40	2,10	3,20

Superposições pela técnica das semi-transparências foram utilizadas apenas para propósito de visualização, permitindo a identificação visual da localização e direção dos deslocamentos esqueléticos, o que facilita a interpretação dos mapas coloridos, principalmente para avaliadores que ainda não estejam familiarizados com estes. Na visualização pela técnica das semi-transparências um modelo é mantido opaco enquanto

outro e mostrado com um certo grau de transparência, permitindo ao usuário a verificação da relação espacial entre os dois⁷³.

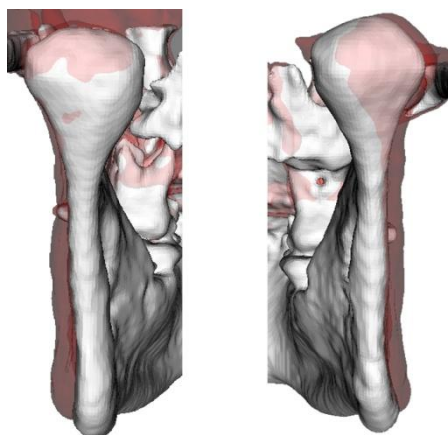


Figura 16 - Visualização pela técnica das semi-transparências⁷³ mostrando um exemplo do deslocamento do segmento proximal após a cirurgia de avanço mandibular. A osteotomia sagital, devido a sua arquitetura, provavelmente age como uma cunha e os côndilos como fulcro, justificando o maior deslocamento da porção inferior do ramo quando comparado as demais RAI a exceção do mento.

Comparando-se os deslocamentos de todas as RAI entre os momentos pré-cirúrgico e pós-cirúrgico imediato com pré-cirúrgico e um ano pós-cirúrgico (T1-T2 x T1-T3), é possível verificar uma tendência de acomodação pós-cirúrgica suave, com os deslocamentos conseguidos pela cirurgia sendo ligeiramente alterados na média após um ano. (Gráfico 1)

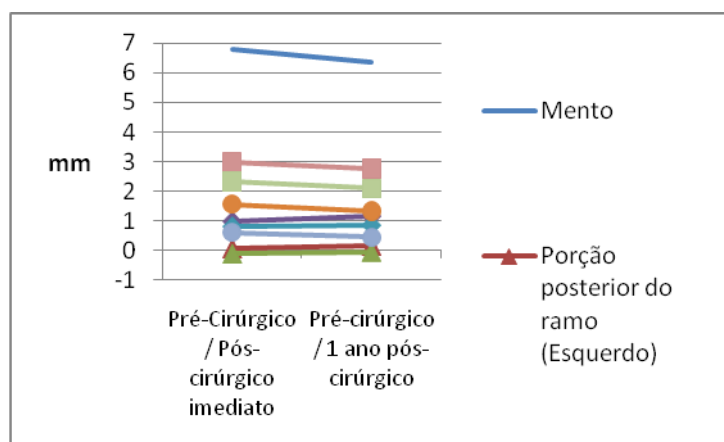


Gráfico 1 - Gráfico mostrando as mudanças dos deslocamentos em cada RAI em relação a T1 logo após a cirurgia e após um ano de acompanhamento.

As mudanças no período pós-cirúrgico foram bastante variáveis entre os indivíduos da amostra (Figura 17, Gráfico 2 e Tabela 5). Entre o período pós-cirúrgico imediato (T2) e um ano após a cirurgia (T3), a posição do mento variou positivamente em 2mm ou mais em 5 casos e recidivou (deslocamento <-2 mm) em 7 casos (n=25).

Os bordos posteriores do ramo foram deslocados posteriormente em 2mm ou mais em 6 regiões e anteriormente em 2 (n=54). Os côndilos foram deslocados ântero-inferiormente em mais de 2mm em 3 situações e postero-superiormente em 6 (n=54). Avaliando-se as porções superiores e inferiores dos ramos pode-se verificar que no período pós-cirúrgico estes sofreram acomodações além do limite de 2mm em direção medial em uma porção superior do ramo e em 7 porções inferiores, além de deslocamentos maiores do que 2mm para lateral em uma porção superior do ramo e em 4 porções inferiores.

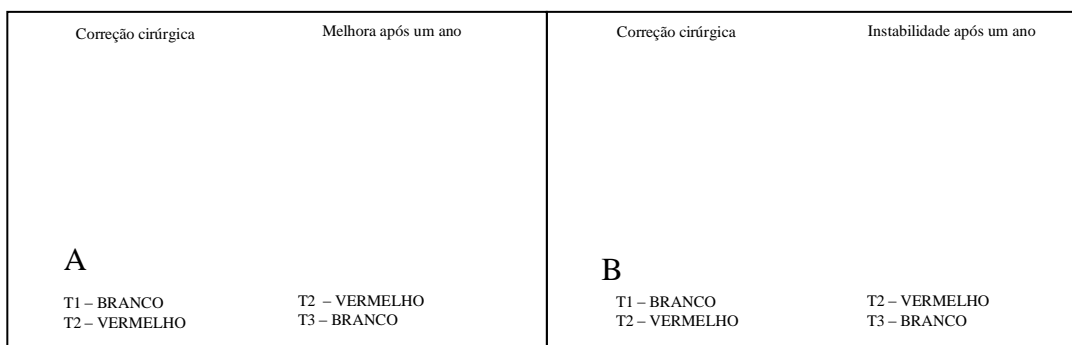


Figura 17 - Visualização pelo método das semi-transparências⁷³ de dois casos exemplificando a considerável variação individual sofrida pelos pacientes no período pós-cirúrgico: A – Melhora do resultado do avanço mandibular um ano após a cirurgia devido a rotação da mandíbula no sentido anti-horário. B – Recidiva quase que completa do avanço mandibular no acompanhamento de um ano, comprometendo sobremaneira o resultado obtido em T2.

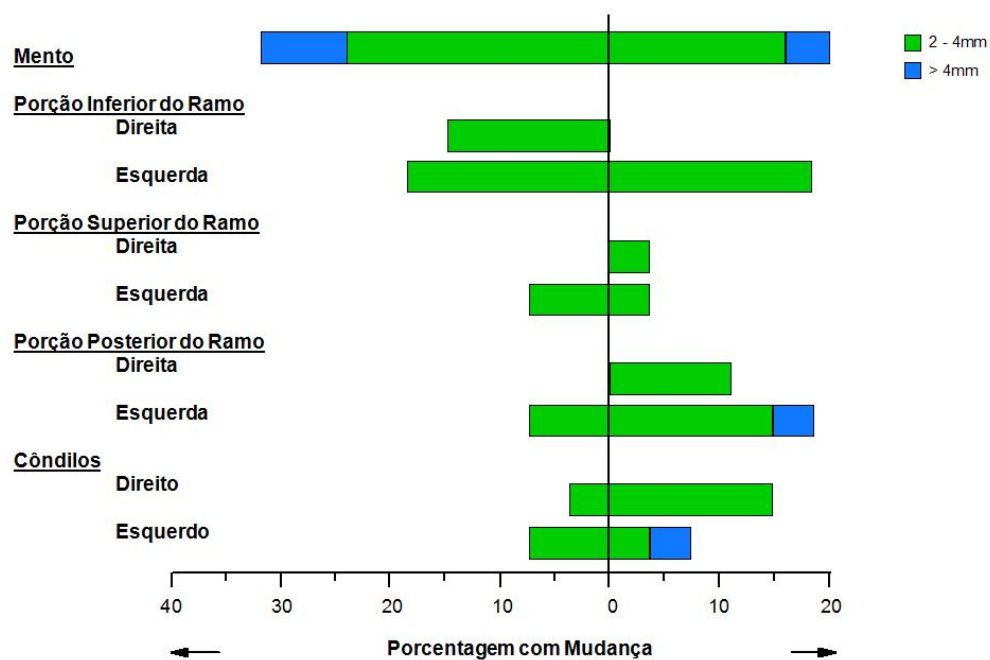


Gráfico 2 - Porcentagem de pacientes com mudanças maiores do que 2mm (verde) e 4mm (azul) e menores do que -2mm (verde) e -4mm (azul).

Tabela 5 - Estatística descritiva categorizada em grupos de deslocamentos maiores que 2mm; entre 2mm e -2mm e menores que -2mm sofridos pelas RAI no período pós-cirúrgico (T2-T3). Número de regiões avaliadas (n), valores médios (média), desvio padrão (DP) e valores máximos e mínimos (Max/Min).

	n	Média	DP	Min	Max
Mento (n=25)					
$x < -2$	7	-3,56	0,80	-4,50	-2,50
$-2 \leq x \leq 2$	13	0,09	1,32	-2,00	1,80
$x > 2$	5	2,76	0,85	2,10	4,20
Porção inferior do ramo - Direito (n=27)					
$x < -2$	4	-2,70	0,43	-3,10	-2,10
$-2 \leq x \leq 2$	23	-0,07	1,32	-1,90	1,90
$x > 2$	0	-	-	-	-
Porção inferior do ramo - Esquerdo (n=27)					
$x < -2$	3	-2,47	0,38	-2,90	-2,20
$-2 \leq x \leq 2$	20	-0,52	1,36	-2,00	2,00
$x > 2$	4	2,65	0,57	2,30	3,50
Porção superior do ramo - Direito (n=27)					
$x < -2$	0	-	-	-	-
$-2 \leq x \leq 2$	26	-0,41	1,24	-1,90	1,70
$x > 2$	1	2,10	-	2,10	2,10
Porção superior do ramo - Esquerdo (n=27)					
$x < -2$	1	-2,10	-	-2,10	-2,10
$-2 \leq x \leq 2$	26	-0,05	1,32	-2,00	2,00
$x > 2$	0	-	-	-	-
Porção posterior do ramo - Direito (n=27)					
$x < -2$	0	-	-	-	-
$-2 \leq x \leq 2$	24	0,26	0,99	-1,20	1,90
$x > 2$	3	2,63	0,12	2,50	2,70
Porção posterior do ramo - Esquerdo (n=27)					
$x < -2$	2	-2,50	0,28	-2,70	-2,30
$-2 \leq x \leq 2$	22	0,03	1,24	-1,80	2,00
$x > 2$	3	3,07	1,25	2,20	4,50
Côndilo - Direito (n=27)					
$x < -2$	1	-2,30	-	-2,30	-2,30
$-2 \leq x \leq 2$	22	-0,17	1,14	-1,60	1,90
$x > 2$	4	2,63	0,29	2,30	3,00
Côndilo - Esquerdo (n=27)					
$x < -2$	2	-2,30	0,14	-2,40	-2,20
$-2 \leq x \leq 2$	23	-0,04	1,13	-1,80	1,80
$x > 2$	2	3,45	1,48	2,40	4,50

4.2 Correlação entre os deslocamentos

4.2.1 Correlações entre os deslocamentos causados pela cirurgia

Avaliando-se as correlações (coeficiente de correlação de Pearson) entre os deslocamentos causados pela cirurgia (T1-T2) nas RAI pode-se verificar que todas as correlações estatisticamente significativas foram moderadas e positivas (Tabela 6 - quadrante superior esquerdo). O deslocamento anterior do mento foi correlacionado ao movimento lateral da porção superior do ramo mandibular direito ($r=0,46$; $p=0,02$).

O deslocamento posterior das porções posteriores dos ramos mandibulares foi correlacionado entre o lado direito e esquerdo ($r=0,69$; $p<0,0001$). Já o deslocamento posterior do bordo posterior do ramo esquerdo correlacionou-se ao movimento lateral da porção superior do ramo no mesmo lado ($r=0,42$; $p=0,03$).

Os deslocamentos no sentido postero-superior dos côndilos foram correlacionados entre os lados ($r=0,66$; $p=0,0002$). Ainda considerando estruturas simétricas, as porções superiores dos ramos mandibulares sofreram deslocamentos, os quais foram correlacionados entre o lado direito e esquerdo ($r=0,46$; $p=0,01$).

Em ambos os lados, verificou-se a correlação entre os deslocamentos laterais das porções superior e inferior dos ramos (lado direito - $r=0,58$; $p=0,0016$ e lado esquerdo - $r=0,66$; $p=0,0002$).

4.2.2 Correlações entre os deslocamentos ocorridos no período pós-cirúrgico

As correlações entre os deslocamentos ocorridos nas RAI no período pós-cirúrgico são mostradas no quadrante inferior direito da tabela 6. Os deslocamentos ocorridos no mento após a cirurgia foram correlacionados a mudanças nos bordos posteriores dos ramos (lado esquerdo - $r=-0,73$; $p<0,0001$ e lado direito - $r=-0,68$; $p=0,0002$); côndilos (lado esquerdo - $r=-0,53$; $p=0,01$ e lado direito - $r=-0,46$, $p=0,02$) e porção superior dos ramos ($r=0,43$; $p=0,03$) (Figura 18 a seguir).

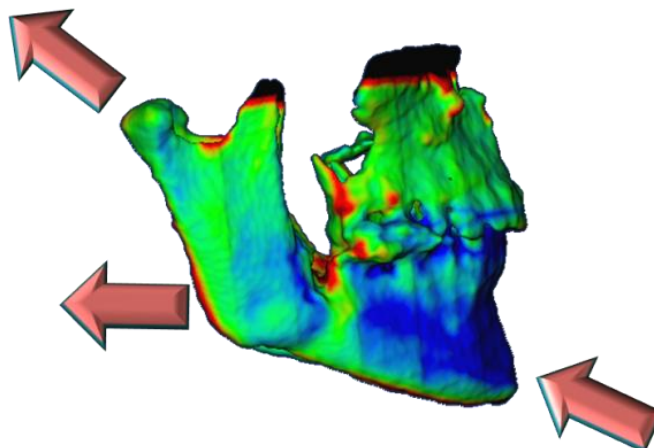


Figura 18 - Ilustração da correlação negativa entre os deslocamentos pós-cirúrgicos do mento com os deslocamentos dos bordos posteriores e côndilos. É possível identificar uma tendência de acomodação pós-cirúrgica com o mento movendo-se postero-superiormente bem como os côndilos e os bordos posteriores dos ramos movendo-se posteriormente.

Comparando-se estruturas simétricas, os bordos posteriores dos ramos ($r=0,74$; $p<0,0001$) e os côndilos ($r=0,45$; $p=0,02$) mostraram correlações estatisticamente significativas de um lado para outro.

Estruturas ipsi-laterais foram correlacionadas aos bordos posteriores, a exceção das porções superiores dos ramos (esquerdo e direito) e a porção inferior do ramo direito. As porções superior e inferior dos ramos mostraram correlação estatisticamente significativa, quando comparadas em um mesmo lado (lado direito - $r=0,67$; $p=0,0001$ e lado esquerdo - $r=0,74$; $p<0,0001$).

Comparando-se estruturas em lados opostos os côndilos foram correlacionados aos bordos posteriores do lado oposto (côndilo esquerdo com bordo posterior direito - $r=0,43$; $p=0,002$ e côndilo direito com bordo posterior esquerdo - $r=0,40$; $p=0,04$); além do côndilo esquerdo ter se relacionado negativamente com a porção inferior do ramo direito ($r=-0,40$; $p=0,04$).

4.2.3 Correlações entre os deslocamentos causados pela cirurgia com os ocorridos no período pós-cirúrgico

Avaliando-se as correlações entre os deslocamentos causados pela cirurgia com os ocorridos no período pós-cirúrgico foi possível verificar que: (1) o deslocamento sofrido pelos côndilos esquerdos com a cirurgia se correlacionaram negativamente com os deslocamentos adaptativos sofridos por estes no período pós-cirúrgico ($r=-0,51$; $p=0,01$); (2) o deslocamento causado pela cirurgia na porção superior do ramo esquerdo mostrou correlação com a adaptação pós-cirúrgica ocorrida no bordo posterior do ramo esquerdo ($r=0,39$; $p=0,04$); e (3) o deslocamento causado pela cirurgia na porção superior do ramo esquerdo se correlacionou com a adaptação pós-cirúrgica sofrida pelo côndilo esquerdo ($r=0,39$; $p=0,05$).

Tabela 6 - Coeficientes de correlação de Pearson dos deslocamentos sofridos nas RAI. Valores de r na porção acima da diagonal maior da tabela e de p abaixo desta. Correlações entre os deslocamentos causados pela cirurgia mostrados no quadrante superior esquerdo, sendo que os valores significativos encontram-se em negrito e na cor vermelha. Correlações entre os deslocamentos ocorridos no período pós-cirúrgico registrados no quadrante inferior direito, sendo que os valores significativos encontram-se em negrito e na cor verde. Correlações entre os deslocamentos causados pela cirurgia com os ocorridos no período pós-cirúrgico mostrados nos quadrantes superior direito e inferior esquerdo, sendo que os valores significativos encontram-se em negrito e na cor azul.

		T1-T2									T2-T3								
		Mento	Bordo Post. Esq.	Bordo Post. Dir.	Côndilo Esq.	Côndilo Dir.	Ramo Sup. Dir.	Ramo Inf. Dir.	Ramo Sup. Esq.	Ramo Inf. Esq.	Mento	Bordo Post. Esq.	Bordo Post. Dir.	Côndilo Esq.	Côndilo Dir.	Ramo Sup. Dir.	Ramo Inf. Dir.	Ramo Sup. Esq.	Ramo Inf. Esq.
T1-T2	Mento		-0,26	-0,18	-0,34	-0,28	0,46	0,22	0,08	0,09	-0,09	0,03	-0,14	-0,04	0,04	-0,04	0,01	0,02	-0,10
	Bordo Post. Esq.	0,21		0,69	-0,06	-0,07	-0,05	0,12	0,42	0,22	-0,16	0,08	0,22	0,10	0,12	-0,14	0,01	-0,03	-0,01
	Bordo Post. Dir.	0,40	<,0001		-0,14	0,18	-0,12	0,06	0,12	0,24	0,17	-0,12	0,02	0,15	-0,03	0,11	-0,10	0,11	0,17
	Côndilo Esq.	0,10	0,75	0,49		0,66	-0,33	-0,14	-0,21	-0,31	0,24	-0,29	-0,13	-0,51	-0,17	0,13	0,32	0,02	-0,14
	Côndilo Dir.	0,17	0,73	0,37	0,0002		-0,22	0,04	-0,30	-0,21	0,16	-0,14	-0,09	-0,28	-0,33	0,06	-0,05	0,17	-0,01
	Ramo Sup. Dir.	0,02	0,79	0,56	0,10	0,28		0,58	0,46	0,09	-0,20	0,20	-0,04	0,20	0,10	-0,21	-0,18	0,14	-0,02
	Ramo Inf. Dir.	0,30	0,56	0,76	0,49	0,86	0,0016		0,21	-0,18	-0,30	0,20	0,14	0,16	0,27	-0,15	-0,19	-0,20	-0,34
	Ramo Sup. Esq.	0,71	0,03	0,56	0,30	0,14	0,01	0,30		0,66	-0,39	0,39	0,23	0,39	0,15	-0,17	-0,17	-0,06	-0,06
	Ramo Inf. Esq.	0,67	0,27	0,24	0,11	0,28	0,65	0,36	0,0002		-0,11	0,21	0,08	0,30	-0,08	-0,02	-0,17	0,08	0,13
T2-T3	Mento	0,68	0,46	0,42	0,25	0,45	0,33	0,15	0,06	0,60		-0,73	-0,68	-0,53	-0,46	0,43	0,35	0,14	0,25
	Bordo Post. Esq.	0,88	0,69	0,56	0,15	0,48	0,31	0,31	0,04	0,28	<,0001		0,74	0,54	0,40	-0,26	-0,24	-0,24	-0,41
	Bordo Post. Dir.	0,51	0,27	0,91	0,53	0,65	0,84	0,49	0,25	0,69	0,0002	<,0001		0,43	0,52	-0,33	-0,19	-0,25	-0,32
	Côndilo Esq.	0,83	0,61	0,46	0,01	0,16	0,33	0,42	0,05	0,13	0,01	0,0040	0,02		0,45	-0,32	-0,40	-0,01	0,14
	Côndilo Dir.	0,86	0,55	0,87	0,38	0,10	0,63	0,17	0,44	0,71	0,02	0,04	0,01	0,02		-0,08	0,21	-0,28	-0,32
	Ramo Sup. Dir.	0,85	0,50	0,60	0,52	0,77	0,30	0,46	0,39	0,90	0,03	0,20	0,10	0,11	0,70		0,67	-0,20	0,06
	Ramo Inf. Dir.	0,98	0,97	0,61	0,11	0,81	0,36	0,34	0,39	0,39	0,09	0,22	0,33	0,04	0,29	0,0001		-0,34	-0,18
	Ramo Sup. Esq.	0,93	0,88	0,58	0,94	0,41	0,50	0,31	0,76	0,69	0,50	0,22	0,21	0,95	0,15	0,31	0,09		0,74
	Ramo Inf. Esq.	0,64	0,97	0,40	0,48	0,97	0,93	0,08	0,75	0,52	0,23	0,03	0,11	0,49	0,11	0,76	0,36	<,0001	

5 DISCUSSÃO

A cefalometria é uma ferramenta que faz parte da rotina diagnóstica em ortodontia e em cirurgia ortognática, sendo aplicada não só em âmbito clínico, mas também nos acompanhamentos longitudinais que visam a comprovação da efetividade e estabilidade de diversas terapias. Geralmente, os estudos que utilizam superposições cefalométricas para a comparação dos tempos pré e pós-tratamento, consideram a base do crânio como referência para a superposição dos cefalogramas, uma vez que esta estrutura sofre mudanças mínimas após o final do crescimento neural⁹.

Após a introdução da CBCT na odontologia em 1998 por Mozzo, Procacci, Tacconi, Martini e Andreis⁴³, tornou-se eticamente aplicável a utilização das tomografias computadorizadas para o acompanhamento seriado de pacientes, uma vez que a dose de radiação destes aparelhos é comparável a exames radiográficos previamente utilizados em odontologia^{44, 54}.

A tomografia computadorizada adquire o volume da região a ser avaliada, armazenando estas informações normalmente em seqüências de cortes trans-axiais, que permitem a reconstrução das estruturas anatômicas na forma de modelos virtuais 3D. Kawamata, Fujishita, Nagahara, Kanematu, Niwa e Langlais⁴⁵ foram pioneiros na avaliação 3D de deslocamentos condilares após cirurgia ortognática. Desde então, o uso de modelos 3D vem crescendo tanto na prática clínica quanto na área acadêmica. O método de superposição descrito por Cevidanes, Bailey, Tucker, Styner, Mol e Phillips⁹, o qual foi utilizado neste estudo de forma adaptada representou um avanço àquele descrito por Kawamata, Fujishita, Nagahara, Kanematu, Niwa e Langlais⁴⁵, já que o primeiro baseia-se em um registro totalmente automático que reconhece a escala de cinza dos voxels da base do crânio, não dependendo do operador, enquanto o segundo depende do observador para superpor e girar a tomografia pós-cirúrgica até que referências anatômicas sejam posicionadas sobre as referências correspondentes no modelo pré-cirúrgico.

A avaliação de imagens 3D, impõe desafios metodológicos tanto na fase de o registro e re-orientação (superposição) dos modelos virtuais dos diferentes tempos a

serem avaliados, quanto na etapa de obtenção de informações quantitativas^{9-12, 66, 73, 74}. As superposições dependem da escolha e comparação da morfologia de estruturas estáveis ou da marcação de pontos cefalométricos ou craniométricos que sejam comuns aos tempos avaliados e que se localizem em estruturas que não foram alteradas pelo tratamento. A marcação de pontos em cefalogramas bi-dimensionais é relativamente simples, pois se baseia na identificação de imagens características que se formam devido às projeções de tecidos moles e duros em uma radiografia, já a localização de pontos de em modelos de superfície 3D é uma tarefa consideravelmente difícil, já que estas normalmente apresentam uma anatomia bastante complexa, o que dificulta a reprodutibilidade da localização destas referências⁹. Pode-se exemplificar esta dificuldade ou até inviabilidade na determinação do ponto Sella, que se localiza na porção central da cavidade que acomoda a hipófise. Este ponto não pode ser localizado no modelo virtual 3D, pois só é possível determinar um ponto sobre a superfície, não sendo viável a criação de um ponto “flutuante”.

Segundo Bookstein, Schafer, Prossinger, Seidler, Fieder, Stringer et al⁷¹, e Bookstein⁷², não há pontos de referência que sejam operacionalmente aplicáveis para orientação do complexo crânio-facial nos três planos do espaço (coronal, sagital, e axial). Neste contexto, as mudanças do complexo crânio-facial não devem ser avaliadas através de superposições que dependam da identificação de pontos de referência pelo operador nem em técnicas que se baseiem na melhor adaptação de duas superfícies em tempos diferentes, as quais podem ter mudado no período entre a obtenção de dois ou mais exames de imagem.

A grande vantagem do método utilizado no presente estudo é que o registro não depende da identificação de pontos de referência pelo operador nem da precisão dos modelos de superfície da base do crânio. Os modelos gerados correspondentes a base do crânio são utilizados apenas para delimitar na tomografia as estruturas que não mudam com o tratamento. O procedimento de registro baseia-se na comparação dos valores de tons de cinza de cada voxel desta região estável, permitindo ao computador calcular os parâmetros de rotação e translação entre dois tempos distintos de forma a orientar espacialmente o conjunto de voxels de mesma intensidade da mesma maneira.

Sabe-se também que as superposições que utilizam a base do crânio como referência não são capazes de permitir a definição exata do real movimento da mandíbula em relação a maxila^{9, 10, 64, 66-68}. Os estudos de Baumrind, Ben-Bassat, Bravo, Curry e Korn⁶⁴, Bjork e Skieller⁶⁵, Ghafari, Baumrind e Efstratiadis⁶⁸, Halazonetis⁶⁹ e Johnston⁷⁰ mostraram que a interpretação dos deslocamentos relativos entre mandíbula, maxila e dentição é crítica, pois estas estruturas não mudam somente em relação a base do crânio, mas também apresentam remodelações internas durante toda a vida, dificultando a interpretação e identificação dos reais deslocamentos causados apenas pelo tratamento.

Este é o primeiro trabalho a comparar, em três dimensões, as alterações cirúrgicas em casos de avanço mandibular imediatamente após a cirurgia e após um ano de acompanhamento. Embora a CT venha sendo utilizada há alguns anos para avaliação de discrepâncias esqueléticas complexas e casos cirúrgicos, vários são os desafios da aplicabilidade clínica de tais avaliações. O presente estudo representa uma resposta a alguns destes desafios, ao utilizar: (1) baixa dose de radiação, característica da CBCT, e mais especificamente do tomógrafo NewTom, com dosagem comparável ao exame radiográfico periapical completo^{44, 54}; (2) baixo custo relativo, quando comparado a exames de CT, e comparável aos novos equipamentos de radiografia digital; (3) avançados métodos de análise de imagem, calculando milhares de distâncias entre as superfícies para medir alterações com o tratamento, não dependendo da localização de pontos anatômicos em 3D, que são mais susceptíveis a erros; (4) modelos de superfície ao invés de VRT, que é uma projeção de imagem utilizada pelos *softwares* comerciais, como o Dolphin Imaging e o InVivo. Enquanto a técnica de VRT permite apenas a visualização de estruturas 3D, medições de alterações estruturais não são possíveis por se tratar apenas de uma projeção de imagem. Além disto, todos os softwares utilizados neste estudo são gratuitos e de domínio público.

Além do inegável valor deste método para estudos científicos, este é também bastante útil para aplicações clínicas. É possível realizar a análise individual de casos orto-cirúrgicos de rotina ou mesmo os mais complexos, sendo também uma ferramenta interessante para o ensino da ortodontia e cirurgia buco-maxilo-facial. Uma das maiores limitações para o uso clínico deste método seria o tempo e a experiência necessários para se trabalhar com modelos 3D. A geração das imagens tridimensionais, superposição e

comparação das superfícies demanda tempo operacional e computadores com adequada capacidade de processamento. Todos os softwares utilizados possuem código aberto (do inglês *open source*), o que facilita a constante atualização e melhora destes. As ferramentas são normalmente desenvolvidas de acordo com a demanda e por isso há um grande número de softwares envolvidos na metodologia. No entanto com o passar do tempo estas ferramentas tendem a ser agrupadas em softwares mais completos que desempenhem diferentes funções, e funcionem de maneira mais intuitiva, o que associado ao aumento constante da capacidade de processamento dos computadores irá reduzir o tempo de trabalho. Um exemplo disto é o software CMF Application, que incorpora funções de visualização, avaliação quantitativa, planejamento e simulação cirúrgica que antes eram executadas por softwares distintos.

As avaliações quantitativas dos deslocamentos entre as superfícies utilizadas neste estudo e em softwares comercialmente disponíveis como por exemplo o Geomagic Studio (Geomagic U.S. Corp, Research Triangle Park, NC, 27709) e o Vultus (3dMD, Atlanta, GA, 30339), são baseadas no cálculo das menores distâncias possíveis para cada ponto de uma superfície de um tempo em relação a outro. No entanto esta distância nem sempre corresponde a distância real "percorrida" por um ponto que foi deslocado pelo tratamento^{73, 74}.

Seria intuitivo pensar que a subtração dos deslocamentos sofridos entre T1-T2 dos deslocamentos ocorridos entre T1-T3 pudesse representar as adaptações pós-cirúrgicas. No entanto esta subtração não pode ser realizada pois o método empregado neste trabalho não quantifica magnitudes vetoriais que representem os deslocamentos 3D. A quantificação através das ISOLINES na verdade determina valores absolutos de deslocamento (positivos ou negativos) que auxiliam na avaliação e inferência da direção de deslocamento. Por exemplo, valores de deslocamentos positivos na região do mento indicam um movimento ântero-inferior, no entanto não é possível distinguir quanto anterior e quanto inferior é este deslocamento. Um método de quantificação de deslocamentos vetoriais está sendo desenvolvido na UNC, tendo sido nomeado método de correspondência de forma (em inglês *shape correspondence method*) e no futuro irá melhorar a avaliação, quantificação e interpretação das direções de deslocamento. Para contornar esta limitação, o presente estudo avaliou as mudanças do período pós-cirúrgico

através da superposição dos modelos do pós-cirúrgico imediato (T2) com os modelos do acompanhamento de um ano (T3).

Neste estudo, a média de deslocamento dos côndilos com a cirurgia foi suave ($0,98 \pm 1,46$ mm do lado esquerdo e $0,81 \pm 1,40$ mm do lado direito), no entanto alguns pacientes sofreram deslocamentos importantes de até 3,7mm ântero-inferiormente e 3,2mm postero-superiormente. Como deslocamentos superiores a 2mm podem ser considerados clinicamente relevantes³ e sabendo-se que um preciso posicionamento dos côndilos durante a cirurgia pode garantir a estabilidade da correção, reduzir os efeitos nocivos na articulação têmporo-mandibular, além da possibilidade de melhora da função mastigatória pós-operatória^{5, 38}, deve-se evitar deslocamentos expressivos destas estruturas, no entanto a magnitude de deslocamento que seria compatível com uma função normal após a cirurgia ainda é desconhecida.

A amostra avaliada neste trabalho mostrou que na média os côndilos se deslocaram postero-superiormente após a cirurgia (côndilo direito - $0,81 \pm 1,40$ mm entre T1-T2 e $0,85 \pm 1,59$ mm entre T1-T3; côndilo esquerdo - $0,98 \pm 1,46$ mm entre T1-T2 e $1,15 \pm 1,54$ mm entre T1-T3). Os deslocamentos avaliados por este método, são resultado de movimentos cirúrgicos somados a remodelação, no entanto não há como se distinguir entre os dois.

A remodelação condilar é um evento importante que ocorre após a cirurgia ortognática. Os côndilos podem girar transversalmente com o avanço ou recuo mandibular após o reposicionamento e fixação dos fragmentos proximais e distais. Estudos que utilizaram radiografias axiais mostraram que as rotações nestes casos podem variar de 5-10°, sem mostrar nenhum comprometimento funcional, tendendo aparentemente a serem reduzidas com o tempo devido ao processo de remodelação, no entanto, deslocamentos ântero-posteriores e medio-laterais podem levar a dor e em alguns casos a restrição da cinemática mandibular^{1, 21}. Deve-se atentar que os deslocamentos condilares encontrados neste estudo foram ântero-superiores, o que chama atenção quanto a possíveis problemas pós-operatórios como os descritos por Bailey, Cevdanes e Proffit¹ e Proffit, Bailey, Phillips e Turvey²¹ e citados acima.

A amostra avaliada neste trabalho mostrou deslocamentos da porção superior do ramo mandibular, que variaram de 2,9mm medialmente até 5,7mm lateralmente.

Considerando-se que a porção superior dos ramos esta próxima e intimamente relacionada aos côndilos, pode-se presumir que pelo menos parte deste movimento lateral ou medial foi refletido nestas estruturas. Estes achados também chamam a atenção e geram preocupação por serem de importante magnitude e no sentido medio-lateral.

A rotação e deslocamento transversos dos côndilos após a cirurgia de avanço mandibular é inexorável⁷, até mesmo se o centro do côndilo for mantido em sua posição original. Estes deslocamentos podem ser assintomáticos e fisiologicamente compensados através de remodelação óssea, dependendo-se de sua magnitude^{5,38}.

Trabalhos baseados em avaliações radiográficas pré e pós-tratamento, mostram resultados contraditórios, provavelmente devido a diferenças metodológicas (2D ou 3D)^{5,45}. Segundo Tuinzing³⁸, “seria clinicamente relevante poder prever em que situações as alterações no posicionamento dos côndilos levam a uma adaptação sem consequências ou à recidiva”. O método desenvolvido por Cevitanes, Franco, Gerig, Proffit, Slice, Enlow et al¹⁰ e modificado neste trabalho permite uma precisa avaliação dos deslocamentos condilares, no entanto para que se tenham evidências fortes o suficiente para uma segura predição dos resultados como sugerido por Tuinzing³⁸ há a necessidade de aplicá-lo a diferentes situações clínicas e a amostras maiores.

No tratamento cirúrgico das deformidades dento-faciais há frequentemente a necessidade de se alterar o comprimento do ramo mais em um lado do que no outro, mesmo em pacientes onde a assimetria não é o principal problema. Isto não pode ser precisamente mensurado em radiografias cefalométricas laterais, pois os côndilos são superpostos a outras estruturas, de forma que se torna difícil determinar seu posicionamento médio, representado pelo ponto Condílio na cefalometria convencional. Da mesma forma, não é possível medir os dois lados separadamente. Uma avaliação quantitativa de rotações e deslocamentos condilares e alterações unilaterais do comprimento do ramo, inviáveis anteriormente com as técnicas tradicionais, pode agora ser realizada através seguramente com o auxílio dos modelos virtuais de superfície 3D.

O uso de instrumentos para a preservação da posição condilar pré-operatória durante procedimentos que envolvam osteotomia sagital bilateral tem sido proposto. Em um artigo de revisão, Costa, Robiony, Toro, Sembronio, Polini e Politi³⁶ concluíram que não há ainda evidência científica suficiente para embasar o uso rotineiro destes

instrumentos em cirurgia ortognática, permanecendo ainda o posicionamento condilar como um dos pontos mais críticos a ser manejado pelo cirurgião.

Bettega, Cinquin, Lebeau e Raphael³³ ressaltaram que o reposicionamento do fragmento condilar nas osteotomias mandibulares continua sendo considerado tecnicamente difícil. Além disso, o relaxamento muscular e a liberdade articular causados pela anestesia geral são dois fatores que complicam a manobra cirúrgica. Epker e Wylie³⁴ sugeriram três principais razões que justificam a tentativa de um reposicionamento preciso do côndilo após a osteotomia mandibular. A primeira e principal razão seria garantir uma boa estabilidade do resultado cirúrgico a longo prazo. A segunda seria reduzir os efeitos deletérios sobre a ATM, consequentemente reduzindo uma possível incidência de DTM. Finalmente, um bom posicionamento condilar poderia melhorar a função mastigatória pós-cirúrgica.

O método empírico, o mais utilizado neste procedimento, foi o utilizado no tratamento da amostra do presente trabalho e consiste em tentar acomodar manualmente o côndilo em uma posição mais superior e anterior dentro da cavidade glenóide, de forma que a qualidade deste procedimento é fortemente relacionada à experiência do cirurgião.

Com o aumento do uso da fixação rígida, houve uma redução significativa de recidivas, mas um aumento da força transmitida aos côndilos após a fixação dos fragmentos proximais e distais. O avanço gradual da mandíbula por distração osteogênica distende os tecidos moles que a circundam de forma paulatina, e haveria a hipótese de diminuição da magnitude de força transmitida aos côndilos com este tipo de procedimento quando comparado às tradicionais osteotomias sagitais bilaterais. Através de um modelo de experimentação animal desenvolvido para medir a magnitude da pressão intra-capsular associada ao avanço mandibular imediato comparado ao gradual, Herford, Hoffman, Demirdji, Boyne, Caruso, Leggitt et al⁶ provaram que a pressão de fluido no espaço articular superior aumentou e permaneceu elevada durante um período de 5 semanas após o avanço mandibular imediato. Resultados contrastantes foram encontrados para o avanço gradual, que aumentou também a pressão intra-capsular, mas mostrando uma redução deste quase que completa no dia seguinte a ativação do distrator. Baseando-se nestes achados os autores puderam concluir que é provável que o avanço mandibular gradual por distração osteogênica produza menos força e cause menos

reabsorções condilares quando comparados ao avanço mandibular por osteotomia sagital e fixação rígida, no entanto mais estudos seriam necessários para se comprovar a diferença entre os métodos, especialmente utilizando-se modelos clínicos⁶.

Neste estudo, a exceção do mento, a porção inferior dos ramos mandibulares foi a região que sofreu os deslocamentos mais importantes com a cirurgia, com deslocamentos menores que -2mm em 3 casos (n=54) e maiores que 2mm em 35 (lados direito e esquerdo juntos, n=54). O deslocamento médio das porções inferiores dos ramos mandibulares se deu no sentido lateral e foi de 2,97mm±2,71mm no lado esquerdo e 2,34±2,35mm do lado direito. Estes resultados concordam com os resultados de Becktor, Rebellato, Sollenius, Vedtofte e Isaksson²⁰ que encontraram um aumento transversal médio (medida da distância inter-gônios) de 5,0 mm em pacientes que sofreram osteotomia sagital bilateral e utilizaram mini-placas para fixação. Somando-se os deslocamentos médios do lado direito com o esquerdo das porções inferiores dos ramos mandibulares tem-se um aumento médio da distância inter-gônios de 5,28mm nos pacientes avaliados neste trabalho, média esta bastante próxima ao encontrado no estudo supracitado²⁰, mesmo este tendo utilizado radiografias frontais e não modelos virtuais 3D.

Este aumento importante da distância inter-gônios, provavelmente ocorre pois os côndilos representam a porção superior do segmento proximal, estando ligados a fossa mandibular, e as porções inferiores dos ramos ficam livres após a osteotomia sagital que é realizada nesta região e acaba agindo como uma cunha enquanto o côndilo funciona como fulcro, o que explicaria o maior deslocamento da porção inferior quando comparada a superior.(Tabela 1 f. 45 e Figura 16 f. 48).

Além do mento e das porções inferiores dos ramos mandibulares, todas as outras RAI mostraram deslocamentos médios com a cirurgia menores do que 2mm, no entanto, os valores máximos também variaram além do limite de aceitação clínica³ (2mm) em todas estas regiões.

Deslocamentos relevantes do fragmento proximal da mandíbula e deslocamentos dos côndilos para posterior parecem ser importantes fatores de risco para as reabsorções condilares pós-operatórias. No entanto o controle e predição destes deslocamentos

durante a cirurgia é bastante difícil, sendo este um fator preocupante especialmente no tratamento de pacientes que apresentam alto risco de reabsorções condilares³¹.

Comparando-se os deslocamentos das RAI causados pela cirurgia (T1-T2) aos resultados mantidos após um ano de acompanhamento (T1-T3) através de um teste t pareado, não foi possível verificar diferença estatisticamente significativa para nenhuma das nove regiões observadas quando considerado um nível de significância de 95%. Sendo assim, não há evidência suficiente para afirmar que as mudanças ocorridas entre T1-T2 e T1-T3 sejam diferentes, e apesar do pequeno tamanho amostral (n=27), é possível inferir-se que os resultados obtidos com a cirurgia foram no geral mantidos após um ano de acompanhamento, o que sugere estabilidade da terapia.

Avaliando-se as mudanças pós-cirúrgicas ocorridas na região do mento um ano após a cirurgia, pode-se verificar que 28% dos pacientes apresentaram mudanças desfavoráveis de 2mm ou mais. A recidiva quando avaliada para cada indivíduo deste grupo, variou entre 30,21% de perda do resultado a 88,89%. Mudanças maiores que 4mm estão normalmente além das possibilidades de compensação ortodôntica e por isso são consideradas clinicamente como altamente significativas³. Nesta amostra, 12% dos pacientes sofreram recidivas maiores do que 4mm. Por outro lado, 20% dos indivíduos avaliados mostraram uma considerável melhora dos resultados da cirurgia no período de acompanhamento.

Os trabalhos de Proffit, Turvey e Phillips² em 1996, atualizado pelas publicações de Bailey, Cevdanes e Proffit¹ em 2004 e Proffit, Turvey e Phillips³ em 2007 estabeleceram a hierarquia da estabilidade para os procedimentos orto-cirúrgicos. O banco de dados utilizado nestes trabalhos conta com informações de mais de dois mil pacientes, os quais foram submetidos a cirurgia ortognática, sendo que, destes, quase mil e quinhentos foram acompanhados por mais de um ano (dados de fevereiro de 2007). O avanço mandibular cirúrgico de até 10mm foi considerado por estes trabalhos um procedimento altamente estável em pacientes com faces normais ou curtas, apresentando estes menos que 10% de chance de sofrerem mudanças pós-tratamento de 2mm ou mais em um ano de acompanhamento.

Embora os resultados do presente trabalho não sejam concordantes com os que embasaram a criação da hierarquia da estabilidade dos procedimentos orto-cirúrgicos,

não se deve compará-los de maneira direta, pois os métodos de mensuração e os exames de imagem utilizados foram diferentes, além dos trabalhos de Proffit, Turvey e Phillips^{2,3} e Bailey, Cevidanes e Proffit¹ terem utilizado amostras muito maiores.

Este estudo foi pioneiro no mapeamento dos deslocamentos de diversas regiões do segmento proximal causados pela cirurgia e suas alterações em um horizonte de um ano. Foram calculadas correlações entre estes deslocamentos das RAI objetivando-se uma melhor compreensão da dinâmica da cirurgia de avanço mandibular. No entanto a amostra disponível foi relativamente pequena, e para que se consiga extrapolar os resultados encontrados para a realidade seria propícia a avaliação de amostras maiores, o que acaba sendo difícil em curto prazo devido ao custo envolvido neste tipo de pesquisa e a grande demanda por tempo do operador.

Dentre as situações avaliadas mostrou-se interessante a correlação negativa entre as mudanças ocorridas no período pós-cirúrgico na região do mento com os movimentos sofridos neste período pelos bordos posteriores dos ramos e côndilos. Foi possível identificar uma tendência de acomodação pós-cirúrgica com o mento movendo-se postero-superiormente bem como os côndilos e os bordos posteriores dos ramos movendo-se posteriormente (Figura 18). A correlação negativa explica acomodações destas estruturas em um mesmo sentido, pois para RAI que se localizam anteriormente, como o mento, valores de deslocamento positivo representam um movimento (para fora de uma superfície em relação à outra) ântero-inferior enquanto valores negativos representam o oposto. Para as RAI localizadas posteriormente, como por exemplo, os côndilos e os bordos posteriores, valores de deslocamento positivo representam um movimento (para fora de uma superfície em relação à outra) postero-superior.

Quando correlacionados os deslocamentos causados pela cirurgia com as adaptações ocorridas no período pós-cirúrgico, poucas correlações estatisticamente significativas puderam ser identificadas, sendo que estas foram todas relacionadas a estruturas do lado esquerdo. Sabe-se que a ocorrência de assimetrias é de 28% nos pacientes com deficiência mandibular, e que freqüentemente o lado direito da face é ligeiramente maior e, quando se observa uma mandíbula assimétrica em casos de excesso ou deficiência mandibular, existe uma chance maior que 80% do mento estar desviado para a esquerda²⁴.

Mesmo sendo os pacientes deste estudo considerados clinicamente simétricos, assimetrias sub-clínicas podem ocorrer e devido aos deslocamentos ligeiramente maiores de todas as estruturas do lado esquerdo com a cirurgia, pode-se supor que para esta amostra no geral, os pacientes apresentavam uma deficiência mandibular um pouco mais acentuada do lado esquerdo. A avaliação das correlações entre T1-T2 com T2-T3 mostrou que:

- (1) O deslocamento sofrido pelos côndilos esquerdos com a cirurgia se correlacionou negativamente ao deslocamento adaptativo sofrido por estes no período pós-cirúrgico ($r=-0,51$; $p=0,01$), logo pode-se dizer que como a média de deslocamento destes côndilos esquerdos foi de 0,98mm entre T1-T2 e a correlação foi negativa quando comparado ao deslocamento ocorrido entre T2-T3, haveria uma maior tendência a remodelação no côndilo esquerdo, do que no direito que foi menos deslocado (0,81mm) e não mostrou correlação significativa entre as superposições da correção cirúrgica e do acompanhamento de um ano. Este achado é interessante pois, concorda com o de Severt e Proffit²⁴, mostrando que o lado esquerdo que tende a ser ligeiramente menor, com a cirurgia tende a haver uma correção um pouco mais acentuada deste lado, o que pode explicar este achado.
- (2) O deslocamento causado pela cirurgia na porção superior do ramo esquerdo mostrou correlação com a adaptação pós-cirúrgica ocorrida no bordo posterior do ramo esquerdo ($r=0,39$; $p=0,04$); como entre T1-T2 o ramo superior esquerdo movimentou em média 1,57mm e se correlacionou positivamente com o deslocamento sofrido pelo bordo posterior esquerdo entre T2-T3, mostrou-se que o deslocamento do ramo superior esquerdo para lateral com a cirurgia parece estar associado a um movimento posterior do bordo posterior do mesmo lado no período pós-cirúrgico. Este achado novamente corrobora o de Severt e Proffit²⁴ mostrando maiores deslocamentos cirúrgicos e maiores adaptações do lado esquerdo .
- (3) O deslocamento causado pela cirurgia na porção superior do ramo esquerdo se correlacionou com a adaptação pós-cirúrgica sofrida pelo

côndilo esquerdo ($r=0,39$; $p=0,05$). Como entre T1-T2 o ramo superior esquerdo movimentou para lateral e se correlacionou positivamente com o movimento de adaptação pós-cirúrgica no côndilo esquerdo, poderia se afirmar que para esta amostra um deslocamento lateral da porção superior do ramo esquerdo poderia estar ligado a um maior deslocamento postero-superior do côndilo do mesmo lado no período pós-cirúrgico.

Apesar de todo o esforço empenhado neste trabalho, muito ainda se faz necessário para que se tenham evidências científicas fortes o suficiente para isolar os fatores que influenciam na estabilidade e sucesso dos procedimentos orto-cirúrgicos, permitindo assim uma alta previsibilidade dos resultados. As implementações tecnológicas como o método de correspondência de forma, que permitirá uma avaliação de deslocamentos 3D de forma vetorial, além da distinção entre deslocamento e remodelação ocorridos no período pós-cirúrgico associados ao desenvolvimento dos softwares que se tornarão mais intuitivos e eficientes permitirão a realização de futuros trabalhos com metodologias e amostras mais consistentes.

6 CONCLUSÕES

Através das evidências coletadas pelo modelo experimental que orientou este estudo, pode-se concluir que:

- a) As mudanças esqueléticas decorrentes da cirurgia de avanço mandibular tanto no segmento proximal quanto no distal da mandíbula, mostraram em geral estabilidade da correção em um período de acompanhamento de um ano. No entanto observou-se uma considerável variação individual, com alguns pacientes mostrando melhora, e outros, piora dos resultados obtidos após a cirurgia
- b) A quantidade, localização e direção das adaptações pós-cirúrgicas dos côndilos e bordos posteriores dos ramos mandibulares parecem estar correlacionados à estabilidade da cirurgia de avanço mandibular, medida na região do mento; e os deslocamentos cirúrgicos ligeiramente maiores nas estruturas do lado esquerdo correlacionaram-se a um maior grau de adaptações pós-cirúrgicas no segmento proximal deste lado.

REFERÊNCIAS

1. Bailey LJ, Cevidanes LH, Proffit WR. Stability and predictability of orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004 Sep;126(3):273-7.
2. Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. Orthognathic surgery: a hierarchy of stability. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1996;11(3):191-204.
3. Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension. *Head & face medicine*. 2007;3:21.
4. De Clercq CA, Neyt LF, Mommaerts MY, Abeloos JV, De Mot BM. Condylar resorption in orthognathic surgery: a retrospective study. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1994;9(3):233-40.
5. Harris MD, Van Sickels JE, Alder M. Factors influencing condylar position after the bilateral sagittal split osteotomy fixed with bicortical screws. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999 Jun;57(6):650-4; discussion 4-5.
6. Herford AS, Hoffman R, Demirdji S, Boyne PJ, Caruso JM, Leggitt VL, et al. A comparison of synovial fluid pressure after immediate versus gradual mandibular advancement in the miniature pig. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005 Jun;63(6):775-85.
7. Becktor JP, Rebellato J, Becktor KB, Isaksson S, Vickers PD, Keller EE. Transverse displacement of the proximal segment after bilateral sagittal osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002 Apr;60(4):395-403.
8. Bastir M, Rosas A, O'Higgins P. Craniofacial levels and the morphological maturation of the human skull. *Journal of anatomy*. 2006 Nov;209(5):637-54.
9. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker GR, Jr., Styner MA, Mol A, Phillips CL, et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dento maxillo facial radiology*. 2005 Nov;34(6):369-75.

10. Cevidanes LH, Franco AA, Gerig G, Proffit WR, Slice DE, Enlow DH, et al. Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005 Jul;128(1):16-26.
11. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker SF, Styner MA, Mol A, Phillips CL, et al. Three-dimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular changes after orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Jan;131(1):44-50.
12. Cevidanes LH, Oliveira A, Phillips C, Motta ATS, Styner MA, Tyndall D. Three dimensional short-term mandibular displacements following class III surgery. *J Dent Res; (Spec Iss A)*:1827. (www.dentalresearch.org)2007.
13. Grauer D, Cevidanes LH, Phillips C, Mol A, Styner MA, Proffit WR. 3D CBCT Assessment of Maxillary Surgical Outcomes 1 year Post-Surgery. *J Dent Res; (Spec Iss A)*:0813. (www.dentalresearch.org).2006.
14. Lee B, Cevidanes LH, Phillips C, Mol A, Styner MA, Proffit WR. 3D assessment of mandibular changes one year after orthognathic surgery. . *J Dent Res; (Spec Iss A)*:1610. (www.dentalresearch.org)2006.
15. Proffit WR, White RP, Sarver DM. Contemporary treatment of dentofacial deformity. St. Louis, Mo.: Mosby; 2003.
16. Bailey LJ, Duong HL, Proffit WR. Surgical Class III treatment: long-term stability and patient perceptions of treatment outcome. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1998;13(1):35-44.
17. Busby BR, Bailey LJ, Proffit WR, Phillips C, White RP, Jr. Long-term stability of surgical class III treatment: a study of 5-year postsurgical results. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 2002 Fall;17(3):159-70.

18. Schubert P, Bailey LJ, White RP, Jr., Proffit WR. Long-term cephalometric changes in untreated adults compared to those treated with orthognathic surgery. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1999;14(2):91-9.
19. Harrell WE, Jr., Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002 Sep;122(3):325-30.
20. Becktor JP, Rebellato J, Sollenius O, Vedtofte P, Isaksson S. Transverse displacement of the proximal segment after bilateral sagittal osteotomy: a comparison of lag screw fixation versus miniplates with monocortical screw technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Jan;66(1):104-11.
21. Proffit WR, Bailey LJ, Phillips C, Turvey TA. Long-term stability of surgical open-bite correction by Le Fort I osteotomy. *The Angle orthodontist*. 2000 Apr;70(2):112-7.
22. Mihalik CA, Proffit WR, Phillips C. Long-term follow-up of Class II adults treated with orthodontic camouflage: a comparison with orthognathic surgery outcomes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003 Mar;123(3):266-78.
23. Schardt-Sacco D, Turvey T. Minimizing relapse after sagittal osteotomy for correction of mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997;55(supp 3):85.
24. Severt TR, Proffit WR. The prevalence of facial asymmetry in the dentofacial deformities population at the University of North Carolina. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1997;12(3):171-6.
25. Martinez JT, Turvey TA, Proffitt WR. Osseous remodeling after inferior border osteotomy for chin augmentation: an indication for early surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999 Oct;57(10):1175-80; discussion 81.
26. Bailey LJ, White RP, Jr., Proffit WR, Turvey TA. Segmental LeFort I osteotomy for management of transverse maxillary deficiency. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997 Jul;55(7):728-31.

27. Alder ME, Deahl ST, Matteson SR, Van Sickels JE, Tiner BD, Rugh JD. Short-term changes of condylar position after sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 1999 Feb;87(2):159-65.
28. Gassmann CJ, Van Sickels JE, Thrash WJ. Causes, location, and timing of relapse following rigid fixation after mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg*. 1990 May;48(5):450-4.
29. Rebellato J, Lindauer SJ, Sheats RD, Isaacson RJ. Condylar positional changes after mandibular advancement surgery with rigid internal fixation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999 Jul;116(1):93-100.
30. Van Sickels JE, Larsen AJ, Thrash WJ. Relapse after rigid fixation of mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg*. 1986 Sep;44(9):698-702.
31. Hwang SJ, Haers PE, Zimmermann A, Oechslin C, Seifert B, Sailer HF. Surgical risk factors for condylar resorption after orthognathic surgery. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2000 May;89(5):542-52.
32. Van Sickels JE, Larsen AJ, Thrash WJ. A retrospective study of relapse in rigidly fixated sagittal split osteotomies: contributing factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988 May;93(5):413-8.
33. Bettega G, Cinquin P, Lebeau J, Raphael B. Computer-assisted orthognathic surgery: clinical evaluation of a mandibular condyle repositioning system. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002 Jan;60(1):27-34; discussion -5.
34. Epker BN, Wylie GA. Control of the condylar-proximal mandibular segments after sagittal split osteotomies to advance the mandible. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1986 Dec;62(6):613-7.
35. Schendel SA, Epker BN. Results after mandibular advancement surgery: an analysis of 87 cases. *J Oral Surg*. 1980 Apr;38(4):265-82.

36. Costa F, Robiony M, Toro C, Sembronio S, Polini F, Politi M. Condylar positioning devices for orthognathic surgery: a literature review. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2008 Aug;106(2):179-90.
37. Simmons KE, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Surgical-orthodontic correction of mandibular deficiency: five-year follow-up. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1992;7(2):67-79.
38. Tuinzing DB. Discussion of Harris et al. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999;57:654-5.
39. White CS, Dolwick MF. Prevalence and variance of temporomandibular dysfunction in orthognathic surgery patients. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1992;7(1):7-14.
40. Kerstens HC, Tuinzing DB, van der Kwast WA. Temporomandibular joint symptoms in orthognathic surgery. *J Craniomaxillofac Surg*. 1989 Jul;17(5):215-8.
41. Bouwman JP, Kerstens HC, Tuinzing DB. Condylar resorption in orthognathic surgery. The role of intermaxillary fixation. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1994 Aug;78(2):138-41.
42. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2003 Oct;96(4):508-13.
43. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology*. 1998;8(9):1558-64.
44. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dento maxillo facial radiology*. 2003 Jul;32(4):229-34.

45. Kawamata A, Fujishita M, Nagahara K, Kanematu N, Niwa K, Langlais RP. Three-dimensional computed tomography evaluation of postsurgical condylar displacement after mandibular osteotomy. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 1998 Apr;85(4):371-6.
46. Baumrind S. Commentary. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002 Apr;121(4):342-8.
47. Mah J, Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004 Sep;126(3):308-9.
48. McNamara JA, Ribbens KA, University of Michigan. Dept. of Orthodontics and Pediatric Dentistry., University of Michigan. Center for Human Growth and Development. Digital radiography and three-dimensional imaging. Ann Arbor: Department of Orthodontics and Pediatric Dentistry, School of Dentistry; and Center for Human Growth and Development, the University of Michigan; 2006; 252 p.].
49. Avendanio B, Frederiksen NL, Benson BW, Sokolowski TW. Effective dose and risk assessment from detailed narrow beam radiography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 1996 Dec;82(6):713-9.
50. White SC. 1992 assessment of radiation risk from dental radiography. *Dento maxillo facial radiology*. 1992 Aug;21(3):118-26.
51. Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R, Debaveye D, Verlinden S, Sanderink G. Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: Patient exposure. *Dento maxillo facial radiology*. 2005 May;34(3):145-9.
52. Gijbels F, Sanderink G, Wyatt J, Van Dam J, Nowak B, Jacobs R. Radiation doses of indirect and direct digital cephalometric radiography. *British dental journal*. 2004 Aug 14;197(3):149-52; discussion 0.
53. Visser H, Rodig T, Hermann KP. Dose reduction by direct-digital cephalometric radiography. *The Angle orthodontist*. 2001 Jun;71(3):159-63.

54. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dento maxillo facial radiology*. 2006 Jul;35(4):219-26.
55. Costello P, Dupuy DE, Ecker CP, Tello R. Spiral CT of the thorax with reduced volume of contrast material: a comparative study. *Radiology*. 1992 Jun;183(3):663-6.
56. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*. 1990 Jul;176(1):181-3.
57. Kirchgeorg MA, Prokop M. Increasing spiral CT benefits with postprocessing applications. *European journal of radiology*. 1998 Aug;28(1):39-54.
58. Cho ZH, Jones JP, Singh M. *Foundations of medical imaging*. New York: Wiley; 1993.
59. Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *NeuroImage*. 2006 Jul 1;31(3):1116-28.
60. Miller AJ, Maki K, Hatcher DC. New diagnostic tools in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004 Oct;126(4):395-6.
61. Nkenke E, Zachow S, Benz M, Maier T, Veit K, Kramer M, et al. Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. *Dento maxillo facial radiology*. 2004 Jul;33(4):226-32.
62. Ono I, Ohura T, Narumi E, Kawashima K, Matsuno I, Nakamura S, et al. Three-dimensional analysis of craniofacial bones using three-dimensional computer tomography. *J Craniomaxillofac Surg*. 1992 Feb-Mar;20(2):49-60.
63. Xia J, Samman N, Yeung RW, Shen SG, Wang D, Ip HH, et al. Three-dimensional virtual reality surgical planning and simulation workbench for

- orthognathic surgery. The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery. 2000 Winter;15(4):265-82.
64. Baumrind S, Ben-Bassat Y, Bravo LA, Curry S, Korn EL. Partitioning the components of maxillary tooth displacement by the comparison of data from three cephalometric superimpositions. The Angle orthodontist. 1996;66(2):111-24.
 65. Bjork A, Skieller V. Normal and abnormal growth of the mandible. A synthesis of longitudinal cephalometric implant studies over a period of 25 years. European journal of orthodontics. 1983 Feb;5(1):1-46.
 66. Cevidane LH, Styner MA, Proffit WR. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 May;129(5):611-8.
 67. Efstratiadis S, Baumrind S, Shofer F, Jacobsson-Hunt U, Laster L, Ghafari J. Evaluation of Class II treatment by cephalometric regional superpositions versus conventional measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005 Nov;128(5):607-18.
 68. Ghafari J, Baumrind S, Efstratiadis SS. Misinterpreting growth and treatment outcome from serial cephalographs. Clinical orthodontics and research. 1998 Nov;1(2):102-6.
 69. Halazonetis DJ. Computer-assisted cephalometric analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994 May;105(5):517-21.
 70. Johnston LE, Jr. Balancing the books on orthodontic treatment: an integrated analysis of change. British journal of orthodontics. 1996 May;23(2):93-102.
 71. Bookstein F, Schafer K, Prossinger H, Seidler H, Fieder M, Stringer C, et al. Comparing frontal cranial profiles in archaic and modern homo by morphometric analysis. The Anatomical record. 1999 Dec 15;257(6):217-24.
 72. Bookstein FL. Morphometric tools for landmark data : geometry and biology. Cambridge [England] ; New York: Cambridge University Press; 1991.

73. Chapius J, Schramm A, Pappas I, Hallermann W, Schwenzer-Zimmerer K, Langlotz F, et al. A new system for computer-aided preoperative planning and intraoperative navigation during corrective jaw surgery. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2007;11(3):274-87.
74. Guerig G, Jomier M, Chakos M. Valmet: a new validation tool for assessing and improving 3D object segmentation. *Med Image Computer Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv.* 2001;2208:516-28.

ANEXO – Aprovação do projeto pelo comitê de ética em pesquisa.



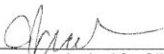
THE UNIVERSITY
of NORTH CAROLINA
at CHAPEL HILL

OFFICE OF HUMAN RESEARCH ETHICS
Medical School Building 52
Mason Farm Road
CB #7097
Chapel Hill, NC 27599-7097
(919) 966-3113
Web site: ohre.unc.edu
<https://my.research.unc.edu> for IRB status
Federalwide Assurance (FWA) #4801

To: Ceib Phillips

CB:7450

From: Biomedical IRB


Authorized signature on behalf of IRB

Approval Date: 2/09/2009

Expiration Date of Approval: 2/08/2010

RE: Notice of IRB Approval by Full Board Review

Submission Type: Renewal

Study #: 03-1642 (Former IRB Number DENT-2046)

Study Title: Influence on Stability Following Orthognathic Surgery

Sponsors: NIH

This submission has been approved by the above IRB for the period indicated.

Study Description:

The purpose of this study is to learn 1. what happens to facial bones and jaw joints after jaw surgery; 2. how subjects feel and what they experience during recovery; 3. how surgery affects the way subjects feel about themselves and they way they look; 4. to document what happens during the clinical treatment.

Submission Description:

This amendment, dated January 14, 2009, contains a modification requesting an increase in number of subjects from 300 to 500. The consent form has also been modified to clarify how and when questionnaires are completed by subjects.

Regulatory and other findings:

This approval includes a limited waiver of HIPAA authorization to identify potential subjects for recruitment into this research study, as allowed under 45 CFR 164.512. This temporary waiver provides access to protected health information (PHI) to confirm eligibility and facilitate initial contact, after which consent and HIPAA authorization will be sought. Access and use is limited to the minimum amount of PHI necessary to review eligibility criteria and to contact potential subjects.

This research, which involves children, meets criteria at 45 CFR 46.404 (research involving no greater than minimal risk). Permission of one parent or guardian is sufficient.

Social security numbers (SSN) may be collected for this study for tax identification purposes. The subject is required to disclose his/her SSN in order to receive the incentive payment(s).

**Investigator's Responsibilities:**

Federal regulations require that all research be reviewed at least annually. It is the Principal Investigator's responsibility to submit for renewal and obtain approval before the expiration date. You may not continue any research activity beyond the expiration date without IRB approval. Failure to receive approval for continuation before the expiration date will result in automatic termination of the approval for this study on the expiration date.

When applicable, enclosed are stamped copies of approved consent documents and other recruitment materials. You must copy the stamped consent forms for use with subjects unless you have approval to do otherwise.

You are required to obtain IRB approval for any changes to any aspect of this study before they can be implemented (use the modification form at ohre.unc.edu/forms). Should any adverse event or unanticipated problem involving risks to subjects or others occur it must be reported immediately to the IRB using the adverse event form at the same web site.

This study was reviewed in accordance with federal regulations governing human subjects research, including those found at 45 CFR 46 (Common Rule), 45 CFR 164 (HIPAA), 21 CFR 50 & 56 (FDA), and 40 CFR 26 (EPA), where applicable.

CC:

Atousa Safavi, Orthodontics