

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA**

CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE ESTRUTURAS

**Análise Biomecânica do Osso Maxilar durante a Expansão Rápida da
Maxila – Efeitos Ortodônticos e Ortopédicos Gerados pelo uso de Disjuntores
Palatinos.**

2014

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA

Larissa Carvalho Trojan Serpe

**Análise Biomecânica do Osso Maxilar durante a Expansão Rápida da
Maxila – Efeitos Ortodônticos e Ortopédicos Gerados pelo uso de Disjuntores
Palatinos.**

Orientador: *Estevam B. de Las Casas*

Co-orientador: *Ana Cláudia M. Melo Toyofuku*

Trabalho apresentado à Escola de Engenharia de UFMG
para obtenção do título de Mestre em Biomecânica.

Belo Horizonte - 2014

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer, primeiramente a Deus, meus pais e meu marido pelo apoio e carinho em todas as situações.

Ao Professor Estevam pelo conhecimento, suporte e atenção dedicados ao longo de todo o trabalho. E, também, por ter me acolhido tão bem no “mundo da Engenharia”.

À Professora Ana Cláudia, que mesmo à distância, me ajudou a cumprir mais essa etapa de minha formação.

Ao Professor Libardo Andrés por compartilhar seu conhecimento, pela paciência e dedicação.

Ao Professor Ricardo Utsch pela generosidade e disponibilidade de colaborar com o projeto.

Aos amigos do Grupo de Engenharia Biomecânica, principalmente Agnes e Lygia, por me acolherem com tanto carinho nessa cidade. Aos alunos de iniciação científica pela enorme colaboração no desenvolvimento desse projeto.

A todos os professores e funcionários do Departamento de Engenharia de Estruturas.

Muito Obrigada!!!

*“É tempo da travessia: e, se não ousarmos fazê-la,
teremos ficado, para sempre, à margem de nós mesmos.”*

Fernando Pessoa

RESUMO

Expansão Rápida da Maxila (ERM) é a técnica de aumentar a dimensão transversal da maxila com a utilização de forças laterais nos dentes superiores posteriores. Essa expansão é aplicada com o objetivo de alcançar a conformação parabólica normal do arco dentário superior e posicionar externamente a região posterior da arcada superior em relação à inferior quando os dentes estão em contato. Tal resultado ocorre devido, basicamente, à separação da sutura palatina mediana (SPM). No entanto, outras suturas craniais e o posicionamento dos dentes também são afetados. O presente trabalho avaliou o ambiente mecânico na maxila e nos ossos anteriores da face, quando utilizados aparelhos disjuntores convencionais e com suporte ósseo. As simulações foram realizadas em modelos de elementos finitos desenvolvidos com base na Tomografia Computadorizada *Cone Beam* de um paciente de 12 anos de idade. Para algumas análises, a sutura palatina mediana foi considerada com diferentes módulos de elasticidade (1 MPa e 0,01 MPa), outros com comportamento bilinear ou ausente. Os resultados apontaram para um aumento significativo das tensões e deformações no osso maxilar quando utilizados aparelhos disjuntores osseossuportados, principalmente em regiões próximas aos mini-implantes. No entanto, o efeito esquelético da ERM foi aproximadamente três vezes maior para este tipo de disjuntor. Com os resultados obtidos neste trabalho foi possível concluir que a presença e a rigidez da sutura palatina mediana influenciam no afastamento das extremidades ósseas, bem como nas tensões previstas computacionalmente. O aparelho osseossuportado apresentou uma melhor resposta esquelética na ERM, possibilitando um melhor resultado clínico com um menor número de ativações. Porém, como a magnitude das tensões previstas foram consideravelmente maiores, sugere-se um protocolo de ativação mais espaçado ou com ativação reduzida.

Palavras-chave: Expansão Rápida da Maxila; Distribuição de Tensões; Disjuntor Palatino; Biomecânica; Método dos Elementos Finitos.

ABSTRACT

The Rapid Maxillary Expansion (RME) technique is used to increase the maxillary transverse dimension by using lateral forces on the posterior upper teeth and it is applied regardless of the stage of occlusal development. The purpose of this clinical procedure is to achieve a normal parabolic shape of the upper dental arch and to place the posterior part of the upper arch outside the lower teeth when in contact. This result occurs essentially due to median palatal suture (MPS) separation. But, other cranial sutures and teeth positions are also affected. This work evaluated the mechanical environment in the maxillary and anterior facial bones, when using conventional and supporting bone expanders. The computational simulations were performed on finite element models based on cone beam computed tomography images of a 12 years old patient. For some analyzes, the median palatal suture (MPS) was considered with different elastic moduli (1 MPa and 0.01 MPa), others with bilinear behavior or the MPS was removed. The results showed a significant increase in stresses and strains in the maxillary bone when used bone supported expander appliances, especially near the mini-implant regions. However, the skeletal effect of RME was approximately three times greater for this appliance type. With the results obtained in this study could be concluded that the presence and stiffness of the sutures influence, quantitatively, the displacement of the bone ends of the MPS and the stresses provided computationally. The bone supported device has a better response in skeletal RME, enabling better clinical outcome with fewer activations. However, as the stress magnitude was considerably larger set, we suggest a protocol with more spaced activation or reduced activation.

Keywords: Rapid Maxillary Expansion; Stress Distribution; Palatal Expanders; Biomechanics; Finite Element Method.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Imagem do osso maxilar, vista oclusal.....	2
Figura 2 - Imagem ilustrativa para exemplificar a mordida cruzada posterior.....	3
Figura 3 - Foto oclusal da arcada superior com disjuntor tipo Haas cimentado.....	6
Figura 4 - Aparelho distrator de Dresden.....	14
Figura 5 - Aparelhos disjuntores palatinos – Em “A” disjuntor dentossuportado (tipo Hyrax), em “B” disjuntor osseossuportado.....	15
Figura 6 - Aparelhos disjuntores palatinos apoiados em 4 mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento.....	18
Figura 7 - Aparelhos apoiado em mini-implantes testado por Boryor <i>et al.</i> (2013).....	33
Figura 8 - Reconstrução 3D da tomografia computadorizada representando a totalidade do osso da maxila e parcialmente os ossos a ele articulados.....	37
Figura 9 - Modelo Geométrico 1 com aparelho disjuntor dentossuportado fixado aos dentes posteriores.....	38
Figura 10 - Modelo Geométrico 2 com 4 mini-implantes instalados.....	38
Figura 11 - Gráfico com a relação entre métrica da qualidade dos elementos e número de elementos tetraédricos utilizados na discretização do modelo.....	41
Figura 12 - Modelo Bilinear.....	42
Figura 13 - Condições de contorno aplicadas ao modelo de EF.....	43
Figura 14 - Distribuição de tensões máximas principais para os casos 1, 3 e 5, respectivamente.....	47
Figura 15 - Distribuição de tensões mínimas principais para os casos 1, 3 e 5, respectivamente.....	48
Figura 16 - Distribuição de tensões máximas (tração) e mínimas (compressão) nos elementos dentários quando aplicado deslocamento de uma ativação em aparelho dentossuportado (Caso 4).....	49
Figura 17 – Distribuição de tensões máximas (tração) e mínimas (compressão) quando aplicado deslocamento de três ativações em aparelho dentossuportado (Caso 6).....	50
Figura 18 - Distribuição de tensões máximas principais quando aplicado deslocamento de 1 ativação em aparelho dentossuportado (A) e osseossuportado (B), casos 3 e 4 respectivamente.....	52

Figura 19 - Distribuição de tensões mínimas principais quando aplicado deslocamento de 1 ativação em aparelho dentossuportado (A) e osseossuportado (B), casos 3 e 4 respectivamente.....	53
Figura 20 - Distribuição de tensões principais máximas e mínimas quando aplicado deslocamento de 1 ativação em aparelho osseossuportado (casos 4).....	54
Figura 21 - Distribuição de deformações máximas principais quando aplicado deslocamento de uma ativação em aparelho dentossuportado (primeira linha) e osseossuportado (segunda linha), casos 3 e 4 respectivamente.....	55
Figura 22 - Distribuição de deformações máximas principais quando aplicado deslocamento de uma ativação em aparelho osseossuportado.....	56
Figura 23 - Distribuição de tensões de Von Mises quando aplicado deslocamento de uma ativação em aparelho osseossuportado.....	56
Figura 24 - Distribuição de tensões máximas principais quando aplicado deslocamento de 1 e de 3 ativações em aparelho osseossuportado (Casos 4 e 6).....	58
Figura 25 - Distribuição de tensões mínimas principais quando aplicado deslocamento de 1 e de 3 ativações em aparelho osseossuportado (Casos 4 e 6).....	59
Figura 26 - Distribuição de tensões principais máximas e mínimas quando aplicado deslocamento total no aparelho dentossuportado. Modelo bilinear para SPM.....	61
Figura 27 - Distribuição de tensões principais máximas e mínimas quando aplicado deslocamento total no aparelho osseossuportado. Modelo bilinear para SPM.....	62
Figura 28 - Regiões utilizadas como referência para medir o afastamento da sutura.....	63
Figura 29 - Deslocamentos quando aplicado o deslocamento lateral total (7,5 mm) em aparelho dentossuportado (Caso 7) e osseossuportado (Caso 8). SPM com comportamento elástico bilinear.....	64
Figura 30 - Deslocamentos quando aplicado o deslocamento lateral total (7,5 mm) em aparelho dentossuportado (Caso 9) e osseossuportado (Caso 10). SPM com $E = 0,01$ MPa.....	65
Figura 31 - Deslocamentos quando aplicado deslocamento lateral total (7,5 mm) em aparelho dentossuportado (Caso 11) e osseossuportado (Caso 12) quando desconsiderada a SPM.....	66
Figura 32 – Tensões principais para um mesmo afastamento/abertura da SPM. Em A, modelo bilinear com disjuntor osseossuportado e, em B, modelo bilinear com disjuntor dentossuportado.....	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades mecânicas.....	41
Tabela 2 - Casos simulados.....	44
Tabela 3 - Deslocamento transversal obtido nos casos 7 a 12.....	63
Tabela 4 - Deslocamento transversal esquelético e dentário obtido nos casos 7 e 8.....	67
Tabela 5 – Deslocamento versus tensões principais na região da SPM.....	68

LISTA DE ABREVIATURAS

CAD - programa desenho assistido por computador

CAE - programa engenharia assistida por computador

EF – Elementos Finitos

ENA - Espinha nasal anterior

ENP - Espinha nasal posterior

ERM - Expansão rápida da maxila

MEF - Método de elementos finitos

mm – Milímetros (Unidade de medida)

MPa - Unidade de tensão (N/mm²)

N – Newtons (Unidade de força)

Ponto A – É o ponto mais profundo do perfil alveolar anterior da maxila, entre a espinha nasal anterior e o alvéolo dentário, visualizado em exame de telerradiografia de perfil.

SN - plano cefalométrico criado pelos pontos Sela Túrca e Násio.

SN-ENP – distância entre o plano cefalométrico SN e a ENP

SN-ENA – distância entre o plano cefalométrico SN e a ENA

SPM - Sutura palatina mediana

TC - Tomografia computadorizada

μE – Unidade adimensional de deformação (10⁻⁶ mm/mm)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Considerações Iniciais.....	1
1.2 Objetivos.....	3
1.3 Descrição do Trabalho.....	4
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	5
2.1 Expansão Rápida da Maxila e Disjuntores Ortopédicos	5
2.2 Disjuntor Osseossuportado.....	12
2.3 Sutura Palatina Mediana.....	18
2.4 Aplicação do Método dos Elementos Finitos à ERM.....	24
2.5 Biomecânica aplicada à ortodontia e ortopedia.	26
3 METODOLOGIA	35
3.1 Modelos Geométricos.....	36
3.2 Discretização e Análise Computacional	39
3.2.1 Condições de Contorno.....	42
4 RESULTADOS	45
5 DISCUSSÃO	70
6 CONCLUSÃO	80
7 TRABALHOS FUTUROS	82
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	83
ANEXO A - Resultados obtidos em estudo clínico realizado por Isaacson <i>et al.</i>	91
ANEXO B - Imagem ilustrativa com pontos anatômicos de interesse.....	94
ANEXO C - Aprovação do comitê de ética e pesquisa.....	96

1

INTRODUÇÃO

1.1 Considerações Iniciais

Estudos biomecânicos em estruturas dentárias utilizando o método dos elementos finitos (MEF) são frequentes na área da Ortodontia (HOLBERG e RUDZKI-JANSON, 2006; ARAUGIO, 2009; BRAGA, 2011; MARUO, 2011). O MEF envolve a discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do sistema original. O seu emprego tem por finalidade encontrar uma solução aproximada de problemas complexos, expressos por meio de equações diferenciais, que são resolvidas por métodos numéricos em uma análise computacional. A solução aproximada encontrada por esse método, geralmente está em função da tensão, deslocamento, ou ambos, em cada elemento (LOGAN, 2011).

O MEF apresenta-se como uma ferramenta importante para análise das tensões e deformações que são geradas no complexo craniofacial, como por exemplo, em função da Expansão Rápida da Maxila (ERM) (PROVATIDIS *et al.*, 2008). Este tratamento ortodôntico consiste basicamente na separação das extremidades ósseas da sutura palatina mediana (SPM) com finalidade ortopédica.

A SPM, assim como as demais suturas craniofaciais, é uma articulação de tecido conjuntivo entre ossos mineralizados. Neste caso, a articulação une as duas maxilas (maxila direita e maxila

esquerda), e estende-se ao longo de todo o palato duro (Fig. 1). A distância entre uma extremidade óssea e outra é de 161- 211 μm (KNAUP *et al.*, 2004).

Seu processo de ossificação ocorre tardiamente, e morfologicamente apresenta um aspecto sinuoso, imbricado, em suas margens ósseas e preenchido por um tecido conjuntivo fibroso denso, organizado em várias camadas celulares (CONSOLARO e CONSOLARO, 2008). A ERM é aplicada independentemente do estágio do desenvolvimento oclusal – limitada à maturação esquelética da SPM (HAAS, 1970; HAAS, 1973; WERTZ, 1970).

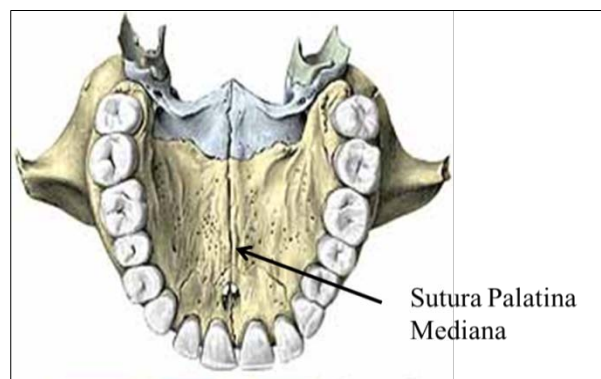


Figura 1 - Imagem do osso maxilar, vista oclusal (SOBOTTA, 2000).

Na clínica odontológica, expandir a SPM se faz necessário, por exemplo, na correção do formato de palato atrésico. Esta alteração de forma do palato culmina em mordida cruzada posterior (dentes posteriores superiores se posicionam internamente em relação aos dentes inferiores quando estão em contato) (Fig. 2).

A técnica utilizada para este fim - Expansão Rápida da Maxila - consiste no uso do aparelho denominado disjuntor palatino, um dispositivo fixado aos dentes posteriores que pode ter, ou não, um relativo apoio na mucosa do palato. Este aparelho gera forças elevadas, aplicadas na face lingual dos dentes em sentido vestibular - do palato para a bochecha (WERTZ, 1970). A força aplicada promove abertura e alargamento gradual da sutura palatina. Estes aparelhos disjuntores convencionais também causam flexão dos processos alveolares e inclinação dentária da região posterior no sentido vestibular (HAAS, 1970, CIAMBOTTI *et al.*, 2001, SUN *et al.*, 2011). Além disso, alguns estudos revelaram que esta mecânica resulta em movimentação esquelética limitada (SHAPIRO e KOKICH, 1988),

falta de ancoragem para manter a expansão sutural em longo prazo (PARR *et al.*, 1997) e é passível de gerar reabsorção radicular (ERVERDI *et al.*, 1994).



Figura 2 - Imagem ilustrativa para exemplificar a mordida cruzada posterior (LOCKS, 2008).

Embora o efeito ortopédico da ERM possa também mostrar algum grau de recidiva (SÄRNAS *et al.*, 1992), o efeito dentário representa a alteração mais instável após a expansão (HAAS, 1973; TIMMS, 1968). Por isso, quanto maior o efeito esquelético e menor a movimentação dentária, melhor é o prognóstico em termos de estabilidade.

Baseado nesses dados observa-se a necessidade de aprofundar o estudo da técnica para seu aperfeiçoamento e para sua melhor compreensão. Tendo em conta que os principais tecidos afetados durante a ERM são o osso maxilar, as suturas craniais e os dentes (CONSOLARO e CONSOLARO, 2008), um estudo completo desta técnica deve considerar as mudanças que neles ocorrem. É importante destacar que, no osso e nos tecidos que possuem uma função estrutural importante, como os afetados pela ERM, tem-se observado a importância de fatores mecânicos em sua estrutura, desempenho e manutenção (ROBLING *et al.*, 2006; MAO, 2002).

1.2 Objetivos

O presente trabalho pretende utilizar técnicas numéricas consistentes de simulação computacional e análise de tensões para (1) analisar o comportamento mecânico do complexo maxilar, quando submetida ao tratamento com disjuntor palatino dentossuportado e osseossuportado; e, (2) estudar a

influência do comportamento da SPM na simulação da ERM. O objetivo dessas análises é contribuir para a compreensão da técnica ortopédica e para a otimização dos tratamentos usados na atualidade.

Para atingir tal propósito, os seguintes objetivos específicos serão necessários:

- (i) avaliar distribuição de tensão e deslocamento para diferentes propriedades mecânicas atribuídas à SPM;
- (ii) verificar a distribuição de tensões gerada no tecidos ósseo e nas estruturas de apoio para ambos os aparelhos disjuntores;
- (iii) avaliar o efeito esquelético e dentário da ERM em diferentes disjuntores;
- (iv) buscar parâmetros clínicos que justifiquem o uso de disjuntores osseossuportados.

1.3 Descrição do trabalho

O presente estudo de análise computacional realizado no laboratório de Biomecânica da UFMG foi dividido em oito capítulos. No Capítulo 1 é realizada a introdução ao tema da ERM e quais os objetivos avaliados neste trabalho. No segundo capítulo, a revisão de literatura visa fundamentar o tema e expor dados que possam ser utilizados para validar o modelo tridimensional utilizado. A forma como a análise computacional foi realmente conduzida está descrita no Capítulo 3 e seus resultados foram apresentados no capítulo seguinte. No Capítulo 5 são comparados as informações obtidas na literatura e os resultados atingidos. As conclusões estão expostas no Capítulo 6 e as sugestões de trabalhos futuros que dão continuidade ao tema, no Capítulo 7.

2

REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Expansão Rápida da Maxila e Disjuntores Ortopédicos

O aparelho disjuntor para ERM comumente adotado na clínica foi proposto por Haas (1961) e baseia-se em um protótipo com ancoragem mucodentossuportada (Fig. 3). É constituído por uma estrutura metálica rígida, construída com fio de 1,2 mm de diâmetro, soldada de forma independente a duas bandas de cada hemiarco, e com um apoio de resina acrílica justaposta à mucosa palatina, estendendo-se nas paredes laterais dos processos alveolares até a altura cervical (região da coroa dos dentes próxima à gengiva). O parafuso expensor, elemento ativo e que conecta as duas metades do aparelho, localiza-se no centro da parte metálica, imerso na resina acrílica, exatamente sobre a rafe palatina (sutura palatina mediana).

O protocolo da ERM proposto por Haas (1961) tem início logo após a cimentação do aparelho, com ativação de uma volta completa do parafuso, com intervalo de 5 minutos para cada $\frac{1}{4}$ de volta, o que equivale a 1 mm de expansão. Para os dias subsequentes, o aparelho deve ser ativado $\frac{1}{4}$ de volta a cada 12 horas. De acordo com estudos clínicos (ISAACSON e INGRAM, 1964; ISAACSON *et al.*, 1964; ZIMRING e ISAACSON, 1965), as forças geradas pelo aparelho por uma única ativação do

expansor (1/4 de volta) foram estimadas entre 3 a 10lbs (13,3 a 44,5 N) e com ativação de várias voltas, acima de 20lbs (aproximadamente 89 N). Essas forças são atingidas logo após a ativação e atenuam-se rapidamente, como pode ser observado nos resultados desses estudos dispostos no Anexo A. Além disso, o afastamento dos incisivos centrais (sinal clínico da abertura da SPM) ocorreu entre 5 e 8 dias de ativação nos pacientes estudados e constataram que a força de expansão chegou a 22,5 lbs (100,13 N) de magnitude. Os picos de força não coincidiram em todos os casos com o momento em que foi observado o afastamento dos incisivos. Ainda segundo os autores, forças inferiores foram produzidas em pacientes mais jovens e, uma vez que essas forças produzidas representam a baixa resistência esquelética à expansão, foi sugerida a correlação do aumento da resistência à expansão com o aumento da idade.



Figura 3 - Foto oclusal da arcada superior com disjuntor tipo Haas cimentado.

Em 1970, Haas discutiu as diferenças e vantagens dos aparelhos dentomucossuportados sobre os dentossuportados. Para ele, a presença da massa acrílica no palato permite a aplicação de forças pesadas sobre a base maxilar durante a ativação, tendendo a comprimir as artérias palatinas. Isso estimula as células do tecido conjuntivo ao redor desses vasos à diferenciação em osteoclastos (células que removem o tecido ósseo) protegendo as artérias de injúrias, permitindo a verdadeira expansão de base apical maxilar. Porém, o bloco de acrílico do disjuntor tipo Haas deve ser devidamente recortado, evitando que o contato do mesmo com os tecidos vascularizados situados lingualmente aos segundos molares, como a papila gengival de todos os dentes e as rugosidades palatinas (HAAS, 2001). Além de efeitos ortopédicos potencialmente maiores, o expansor

dentomucossuportado interage com a forma da maxila, principalmente durante e imediatamente após a expansão, quando forças residuais comprimem a mucosa palatina e torna ainda mais íntima a relação entre aparelho e estrutura maxilar (CAPELOZZA FILHO *et al.*, 2002).

Erverdi *et al.* (1994) comparou dois tipos de aparelhos disjuntores em relação às reabsorções radiculares, sendo um deles o disjuntor tipo Haas dentomucossuportado original e, o outro, ancorado diretamente nos dentes por meio de um “splint” metálico de cada lado do primeiro molar até o canino. Para o estudo foram avaliados 10 meninas e 9 meninos, com idade média de 15,4 anos e 14,8 anos, respectivamente. Verificou-se que todos os dentes examinados mostraram áreas de reabsorções (em cemento e dentina). As regiões mais afetadas foram a face vestibular das raízes dos pré-molares e a região do ápice radicular. O autor encontrou ainda, áreas de reabsorções e de reparação concomitantes e ressaltou que a quantidade de reabsorção radicular foi semelhante para as duas técnicas utilizadas.

De acordo com Starnbach *et al.* (1966), durante as fases iniciais da ERM, as suturas frontonasal, zigomaticotemporal e zigomaticomaxilar mostraram sinais de aumento da atividade celular. Porém, a ERM, por utilizar dentes posteriores como ancoragem, produz efeitos indesejáveis. De acordo com estudo clínico realizado por Garib *et al.* (2006), a ERM provocou aumento da placa de osso lingual em 0,8 a 1,3 mm, redução de 0,6 a 0,9 mm na espessura da placa vestibular do osso dos dentes de suporte, e induziu a fenestração óssea na região vestibular desses dentes ($7,1 \pm 4,6$ mm nos primeiros pré-molares e $3,8 \pm 4,4$ mm na região mesiovestibular dos primeiros molares), especialmente nos indivíduos com placa óssea vestibular menos espessa. Também foi observado que o expansor dentossuportado produziu maior redução do nível da crista óssea alveolar do primeiro pré-molar que o expansor dentomucossuportado.

Baydas *et al.* (2006) avaliaram os efeitos esqueléticos da ERM nas estruturas craniofaciais próximas da SPM de adultos jovens do sexo feminino por meio de cintilografia óssea - modalidade de imagem que tem a sensibilidade para refletir a atividade metabólica do esqueleto. Trinta e um pacientes portadores de mordida cruzada posterior bilateral, deficiência transversal da maxila, palato profundo e apinhamento no início do tratamento foram avaliados antes da ERM (T1), durante a separação da sutura palatina (T2), e após o final do período ativo de alargamento (T3). A faixa etária dos pacientes foi de 16,1 a 18,8 anos, e com surto de crescimento puberal completo. A análise de variância de medidas repetidas foi utilizada para avaliar as diferenças entre os períodos. A ativação do aparelho expansor foi realizada duas vezes por dia (0,5 mm/dia), uma de manhã e uma à noite.

Esta fase ativa durou em média 20 dias, porém o aparelho foi mantido por cerca de 6 meses após a expansão ativa. As regiões de interesse avaliadas foram: sutura esfenoscamosa (direita e esquerda), sutura zigomaticomaxilar (direita e esquerda), sincondrose eseno-ocipital, sutura palatina mediana, crista nasal, sutura vômero-esfenoidal, sutura nasofrontal e região maxilar direita e esquerda (vide anexo B). Todas as regiões avaliadas mostraram aumentos significativos da atividade metabólica até a separação da sutura palatina, ao passo que a atividade metabólica exibiu diminuição notável após a sutura palatina aberta. Os maiores aumentos de atividade metabólica foram observados na sutura palatina e na região maxilar direita e esquerda, o que é consistente com um aumento do metabolismo ósseo. Os resultados deste estudo indicaram que a ERM tem efeitos esqueléticos e dentários em pacientes adultos jovens. Portanto, o tratamento não cirúrgico de ERM pode ser usado como uma modalidade de tratamento alternativo para esta faixa etária.

Ballanti *et al.* (2010) avaliaram os efeitos da expansão rápida da maxila nos incisivos centrais superiores, sutura palatina mediana e na cavidade nasal utilizando TC *Cone Beam* de pacientes com idade entre 8 e 14 anos. A expansão foi realizada com o aparelho tipo Haas, com duas ativações ao dia por 14 dias, totalizando 7 mm de abertura do aparelho. Após a expansão foi observado aumento significativos nas dimensões transversais por meio de medições realizadas em três cortes, passando pela espinha nasal anterior (ENA), pela espinha nasal posterior (ENP) e pelo ponto médio entre ENA e ENP. A distância coronária inter-incisivos aumentou 2,54 mm, 36% da expansão do parafuso. A sutura palatina mediana foi aberta em todos os pacientes e mostrou valores estatisticamente significativos em todas as três varreduras coronais. Todos os aumentos nos níveis sutural e nasal pré e pós-expansão decresceram de anterior para posterior. A expansão na ENP foi aproximadamente de 65% do que na ENA. O aumento médio da largura da região anterior e palatal da sutura, nasal anterior da sutura, posterior e palatal da sutura, posterior e nasal da sutura foram, respectivamente, de 2,42 mm, 2,42 mm, 0,84 mm e 0,92 mm. As raízes dos incisivos centrais superiores encontravam-se mais divergentes que a coroa mesmo 6 meses após a expansão. De acordo com a análise, a separação da sutura ocorre de modo paralelo em vista frontal e não triangular. Seis meses após a expansão, a sutura apresenta-se reorganizada e a expansão ocorrida na cavidade nasal estável.

As alterações dimensionais das estruturas esqueléticas e dentárias em um grupo de pacientes em crescimentos tratados por ERM, também, foram estudadas por Kartalian *et al.* (2010). Vinte e cinco pacientes portadores de mordida cruzada posterior foram tratados com aparelho Hyrax fixado nos primeiros pré-molares superiores e nos primeiros molares. Os resultados foram comparados com 25

pacientes-controle, pareados por sexo e idade. O aparelho foi ativado segundo o protocolo de 1 ou 2 ativações/dia (0,25 mm/ativação) até que ligeira sobrecorreção da mordida cruzada fosse obtida (tempo médio de 4 a 6 semanas). Após este processo foi estabilizada e um arco transpalatino foi utilizado para a retenção por pelo menos 3 meses após a expansão. Foram realizadas TCs no início do tratamento e após 17 meses, em média. Os resultados apontaram para um aumento significativo em todas as dimensões transversais medidas, com angulação do osso alveolar aumentada bucalmente por quase 5,6° na região de molares (medidos a partir de uma referência horizontal, a base do palato duro) enquanto, a angulação da dentição manteve-se constante, antes e após o tratamento (alteração inferior a 1°) em ambos os grupos. A ERM aumentou a base da maxila em 2,08 mm na largura do assoalho nasal e 2,25 mm na largura do palato duro. A distância entre coroas dentárias teve um aumento de 5,4 mm. Este padrão de aumento de largura ascendente desde a base até as cúspides dentárias está de acordo com a configuração de pirâmide, de abertura sutural descrita na literatura.

Sun *et al.* (2011) caracterizaram a deformação mecânica durante a expansão rápida da maxila com base em estudos realizados em crânios de suínos com expansores tipo Hyrax (dentossuportados). Foram utilizados medidores de deformação no osso alveolar dos dentes de ancoragem, nos adjacentes, nas suturas pré-maxilar, zigomaticomaxilar e zigomaticotemporal durante a expansão. Foi observado que a largura intermolar aumentou menos que a ativação do expansor, e que a sutura palatina abriu discretamente. A deformação óssea alveolar aumentou linearmente com a ativação do expansor e decaiu em 20% a 30% durante os intervalos pós-ativação. Deformações por compressão no osso alveolar dos dentes de ancoragem foram direcionadas oclusal e apicalmente, relacionada com inclinação do dente, e significativamente maiores do que no osso alveolar dos dentes adjacentes. Com a ativação do expansor, a deformação na sutura aumentou monotonicamente e com tendência de estabilizar. A magnitude da deformação na sutura foi geralmente semelhante às fisiológicas (mastigatórias) descritas na literatura. A deformação era de compressão nas suturas zigomaticomaxilar e zigomaticotemporal, mas havia tração na sutura entre a maxila e a pré-maxilar. Em porcos, a expansão palatina causou compressão ocluso-apical significativa no osso alveolar vestibular e nível fisiológico de deformação nas suturas circum-maxilares.

Ghoneima *et al.* (2011) avaliaram se as forças ortopédicas utilizadas na expansão rápida da maxila podem causar alterações quantitativas significativas no crânio e nas suturas circum-maxilares. Vinte pacientes (idade média, 12,3 anos \pm 1,9) que necessitavam de expansão rápida da maxila, como parte de seu tratamento ortodôntico foram submetidos à TC pré e pós-expansão. Dez suturas

cranianas e circum-maxilares foram localizadas e mensuradas sobre uma das secções axiais, coronais ou sagitais de cada paciente. O maior aumento de largura foi registrado na sutura intermaxilar ($1,7 \pm 0,9$ mm), seguido da sutura internasal ($0,6 \pm 0,3$ mm), e o fio de sutura nasomaxilar ($0,4 \pm 0,2$ mm). A sutura palatina mostrou o maior aumento em largura ao nível dos incisivos centrais ($1,6 \pm 0,8$ mm) seguida por aumentos na largura no nível canino ($1,5 \pm 0,8$ mm) e o nível do primeiro molar ($1,2 \pm 0,6$ mm). Com esses dados, foi possível concluir que as forças provocadas pela expansão rápida da maxila afetam principalmente as suturas anteriores (intermaxilares e maxilar frontais de interfaces nasais) em comparação com as estruturas posteriores (interface zigomática) craniofaciais.

Leonardi *et al.* (2011) avaliaram quantitativamente os efeitos ósseos da ERM na face média com o uso de TC em relação às desarticulações das suturas em pacientes jovens. Oito pacientes em crescimento (dois do sexo masculino e seis do feminino) com mordida cruzada posterior bilateral, deficiência maxilar transversal, palato profundo e Classe I de Angle foram tratados com expansor palatino Hyrax. O protocolo de ativação adotado foi três ativações/dia (0,25 mm por volta) para uma média de 18 dias para todos os indivíduos. O exame tomográfico foi realizado antes (tempo T0) e depois da fase ativa (T1), sem retirar o expansor. As medições foram realizadas diretamente na imagem tomográfica usando o *software* OsiriX Imaging (fonte livre, OsiriX Imaging software, www.osirix-viewer.com) e os dados obtidos foram analisados estatisticamente. Todas as medições lineares mostraram um aumento entre T0 e T1 e a ERM determinou um alargamento da sutura, porém as suturas longe da maxila apresentaram menor grau de desarticulação. O deslocamento médio observado foi de 0,460 mm na sutura nasomaxilar; 0,387 mm na internasal; 0,343 mm para a sutura zigomático-maxilar; 0,309 mm para frontomaxilar; 0,289 mm para a frontonasal; 0,287 mm para a zigomático-frontal, 0,213 mm para zigomático-temporal. A ERM produziu um deslocamento ósseo significativo por abertura da sutura circum-maxilares. A quantidade de alterações de sutura depende de diferentes fatores relacionados aos pacientes e varia entre suturas diferentes, mostrando que as suturas que se articulam diretamente com a maxila são mais influenciadas pela mecânica comparadas com aquelas mais distantes.

Weissheimer *et al.* (2011) avaliaram os efeitos imediatos da ERM no plano transversal com expansores do tipo Haas e Hyrax usando TC *Cone Beam*. A amostra de 33 indivíduos (variando de 7,2 a 14,5 anos de idade) com deficiência transversal da maxila foi dividida aleatoriamente em dois grupos: Haas (n = 18) e Hyrax (n = 15). Todos os pacientes tiveram ERM com uma ativação inicial de 1 volta, seguido por 2 quartos de volta por dia até que a expansão tivesse atingido 8 mm. As

imagens tomográficas foram obtidas antes e após a expansão (intervalo de 10 dias) e as medições transversais foram comparadas usando análise de modelo misto de variância (ANOVA) e o método de Tukey-Kramer. A ERM alcançada com ambos os aparelhos aumentou todas as dimensões superiores transversais, porém com menor expansão esquelética do que dentária. O grupo Hyrax teve maiores efeitos ortopédicos significativos estatisticamente e menor tendência de inclinação dos primeiros molares superiores em comparação ao grupo Haas. O ganho esquelético no grupo Hyrax representou 38,5% a 39,2% (região posterior) e de 37,5% a 54,7% (região anterior) da expansão total (8 mm). No grupo Haas, os aumentos foram menores, variando de 27,2% a 32,7% na região posterior e 32,7% a 45,2% na região anterior. Apesar do expansor do tipo Hyrax ter produzido maiores efeitos ortopédicos do que do tipo Haas, este efeito foi menor do que 0,5 mm de cada lado e pode não ser clinicamente significativo. A expansão sutural mostrou uma forma de cunha com a base larga na maxila anterior, representando 50% do total de expansão (8 mm) na região anterior e de 36% na região posterior.

Lione *et al.* (2013) avaliaram as evidências científicas em relação aos efeitos promovidos pela ERM sobre a sutura palatina mediana, dimensão vertical, estruturas dentárias e periodontais em indivíduos em crescimento. Foram identificados 30 artigos relevantes. A quantidade de abertura da sutura palatina variou entre 1,6 e 4,3 mm na região anterior e de 1,2 a 4,4 mm na região posterior. Ao final da fase ativa, obteve-se movimento ligeiramente inferior da maxila (distância entre SN-ENP aumentou em 0,9 mm; e a SN-ENA aumentou em 1,6 mm), o aumento da inclinação dos dentes de suporte entre 3,4° e 9,2° e de flexão do osso alveolar, de 5,1° a 11,3°. Embora estes valores sejam estatisticamente significantes, não houve modificação nos padrões de crescimento facial. Em longo prazo, foi observado verticalização dos dentes de suporte. As alterações vasculares após ERM foram reversíveis e a reabsorção radicular ativa apresentou-se com aumento de preenchido de cemento celular após 3 meses. Em todos os casos de indivíduos em crescimento, a ERM abriu a sutura palatina mediana, comprovando ser uma opção viável para a correção de um maxilar atrésico, independentemente de problemas verticais do paciente ou padrão facial.

2.2 Disjuntor Osseossuportado

Bernhart *et al.* (2000) avaliaram, por meio de TC, o volume ósseo na região do anterior palato para uma instalação planejada de implantes. Os resultados das medições foram utilizados como base para a abordagem cirúrgica e foram comparados com os resultados clínicos obtidos durante a inserção de implantes ortodônticos. Foram incluídos nesse estudo 22 pacientes (4 homens e 18 mulheres) entre 13 e 48 anos com necessidade de ancoragem máxima para tratamento ortodôntico. As medições foram realizadas em pontos distantes a 3, 6 e 9 mm do plano sagital mediano em 3 diferentes planos anteroposteriores localizados a 3, 6, 9 e 12 mm da margem distal do forame incisivo. O maior valor médio na região paramediana (7,88 mm), foi encontrado 3 mm posterior ao forame incisivo e a uma distância de 3 mm a partir da linha média. O menor valor médio (3,15 mm) foi encontrado a 12 mm do forame incisivo e 6 mm distante da linha média. O risco relativo, determinado pela presença uma raiz dentária limita o volume ósseo vertical, diminui nos planos posteriores. O maior risco de danificar uma raiz durante a instalação do implante foi determinado em locais distantes 9 mm da linha média e a 3 mm do forame incisivo. Os resultados deste estudo demonstram que quando considerando o volume ósseo disponível, a colocação de implantes na região paramediana é possível em locais distantes de 6 mm e 9 mm do forame incisivo e a uma distância de 3 e 6 mm da linha média. Como não existe uma associação entre a idade e o volume ósseo e, também devido à ampla variação de quantidade de osso na região, uma avaliação pré-operatória por meio de TC é recomendada para cada paciente.

Harzer *et al.* (2004) relataram casos de ERM com o aparelho disjuntor fixado diretamente no palato duro de dois pacientes do sexo feminino com 21 e 23 anos de idade. Ambas as pacientes foram submetidas à osteotomia bilateral e separação da sutura palatina mediana, previamente à instalação do aparelho disjuntor fixo em uma das extremidades por um implante (4,0 mm de comprimento X 3,5 mm de diâmetro X 5,0 mm de diâmetro do pilar), e no outro lado com um mini-implante entre as raízes do segundo pré-molar e do primeiro molar. A ativação do aparelho foi realizada várias vezes por dia até a expansão adequada de 8,0 mm e correção da posição vestibulo-lingual dos dentes, após 21 dias e 45 dias, respectivamente. O disjuntor e o mini-implante foram removidos e o implante permaneceu para servir como ancoragem ortodôntica da barra transpalatina utilizada para contenção. O aparelho expensor com apenas dois pontos de fixação não forneceria estabilidade e orientação suficiente para as duas metades da maxila durante a expansão neste caso. Por esta razão, foi instalado

aparelho fixo em sistema deslizante entre incisivos e caninos. A fixação óssea do parafuso de expansão permite que sejam realizados movimentos dentários concomitantemente à expansão. Além de se mostrar uma alternativa eficaz para os aparelhos dentossuportados, evitando a reabsorção radicular, aumento da mobilidade dentária e fenestração óssea alveolar.

Garib *et al.* (2007) apresentaram um método para expansão ortopédica da maxila na dentadura permanente utilizando implantes e dentes como ancoragem. O aparelho disjuntor ancora-se posteriormente aos primeiros molares superiores e anteriormente a dois implantes inseridos no palato, entre as raízes do primeiro e do segundo pré-molar, bilateralmente. O experimento laboratorial foi realizado em crânio seco e mostrou que o procedimento é anatômica e operacionalmente viável. Os implantes suportaram a força gerada pela ativação do parafuso expensor, resultando na separação transversal das hemimaxilas. A ancoragem óssea poderá potencializar a eficiência da expansão ortopédica, assim como reduzir o custo periodontal dos procedimentos convencionais de expansão. Após idealização deste novo sistema de ancoragem, foi proposto pelos autores realizar estudos experimentais com a finalidade de atestar sua aplicabilidade clínica e de elucidar melhor as questões como velocidade da ativação do parafuso, estabilidade dos implantes diante de forças ortopédicas expansoras e o protocolo para adequada inserção dos parafusos.

Tausche *et al.* (2007) avaliaram alterações tridimensionais ocorridas nas estruturas dentais, alveolar e esquelética causadas por um dispositivo de expansão rápida da maxila implantossuportado (distrator Dresden). O disjuntor é fixado em osso alveolar palatino com um implante em um lado, e um parafuso ósseo de autoperfurante do outro, como mostra a Fig. 4. Foram realizadas TC de 10 pacientes (idade média de 25,3 anos) tratados com a distração Dresden. Exames foram realizados antes e 9 meses após a expansão. As medidas foram feitas de acordo com 38 marcos esqueléticos, alveolares e dentários com relação ao ponto de referência ELSA (ponto equidistante entre os dois forames espinhosos). A ativação do parafuso expensor foi realizada 4 vezes por dia (duas vezes ao dia, duas vezes à noite) durante 8 dias (± 2) com um total de 29 quartos de volta (24 a 36) de 0,25 mm cada, causando uma expansão média de rosca de 7,25 mm. Na dimensão transversal, uma abertura em forma de V da sutura foi observada, com expansão média de 3,91 mm (1,42 mm – 6,4 mm) na região da ENA, 54% da expansão do parafuso, e 1.42 mm (-0,61 mm – 3,45 mm) na ENP. Na visão frontal, a expansão causou uma abertura em forma de cunha com a sua base nos incisivos centrais e do centro de rotação estimado ao lado da sutura frontonasal. Os processos alveolares foram inclinados para vestibular ($9,9^\circ$ a $13,3^\circ$), assim como os molares ($2,5^\circ$ a $3,5^\circ$) e pré-molares ($3,0^\circ$ a

3,9°). O distrator de Dresden é um aparelho de expansão minimamente invasiva que protege os dentes, impedindo reabsorção radicular e deiscência óssea. É também adequado para pacientes com problemas periodontais, ausência de elementos dentários ou edêntulos. Após a remoção do aparelho, os implantes podem ser utilizados para a ancoragem para suportar uma barra transpalatina.

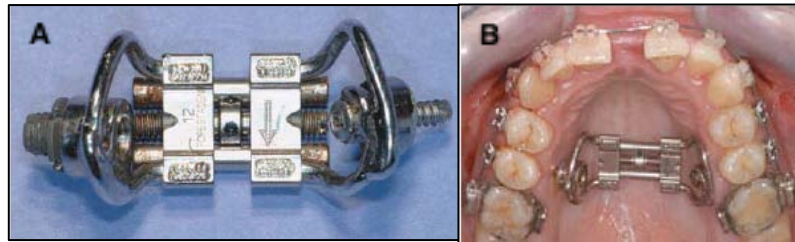


Figura 4 - Aparelho distrator de Dresden. Em “A” foto do distrator com implante para fixação do lado esquerdo e parafuso ósseo do lado direito; em “B” foto do distrator instalado (TAUSCHE *et al.*, 2007).

Lagravère *et al.* (2010) avaliaram alterações transversais, verticais e anteroposteriores - dentárias e esqueléticas – de sessenta e dois pacientes que necessitavam de expansão maxilar por meio de TC *Cone Beam*. As imagens foram tomadas imediatamente após a expansão, após a remoção do aparelho (6 meses), e imediatamente antes de colagem do aparelho fixo (12 meses). Os tipos de disjuntores utilizados foram: expansor tradicional (tipo Hyrax) dentossuportado, expansor osseossuportado (Fig. 5) e grupo controle. Imediatamente após a expansão, o grupo que fez uso do expansor dentossuportado teve expansão significativamente maior no nível da coroa dos primeiros pré-molares superiores ($P = 0,003$). A expansão em nível de coroa dentária foi maior que em região apical (ápice radicular) e esquelética para ambos os aparelhos. Os dois grupos obtiveram expansão significativa em longo prazo em nível de coroa e ápice radicular do primeiro molar superior, coroa e raiz de primeiro pré-molar, alvéolos nas regiões primeiros molares e pré-molares e raiz incisivo central. A expansão dentossuportada resultou em expansão significativamente maior em longo prazo na coroa e raiz dos pré-molares superiores do que com expansores osseossuportados. Com base nesses resultados, pode-se concluir que os expansores mostraram resultados semelhantes, visto que a expansão dentária foi

maior do que a expansão esquelética. Alterações em dimensões verticais e anteroposteriores foram insignificantes.

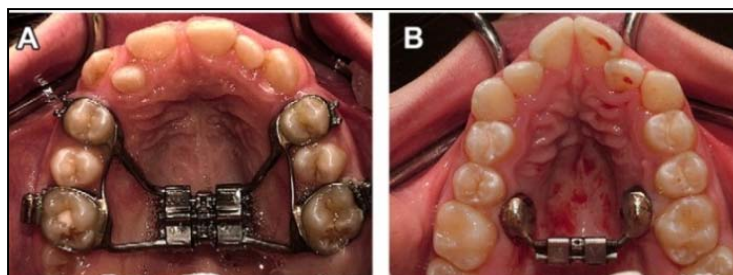


Figura 5 - Aparelhos disjuntores palatinos – Em “A” disjuntor dentossuportado (tipo Hyrax), em “B” disjuntor osseossuportado (LAGRAVÈRE *et al.*, 2010).

Lee *et al.* (2010) utilizaram um aparelho disjuntor com apoio ósseo e dentário para correção de atresia maxilar em um paciente com 20 anos de idade, com a finalidade de maximizar o efeito esquelético e evitar a disjunção maxilar assistida cirurgicamente. O aparelho disjuntor foi fabricado com algumas modificações no expansor Hyrax convencional. Quatro conectores rígidos de fio de aço inoxidável com ganchos helicoidais foram soldados na base do aparelho. Os dois ganchos anteriores foram posicionados na região de pregas palatinas, e os outros dois ganchos posteriores foram colocados na área para sagital, ambos ajustados para contato passivo com os tecidos subjacentes. O disjuntor foi então colocado e cimentado nos primeiros pré-molares e primeiros molares. Para a fixação óssea foram instalados mini-implantes ortodônticos (Orlus, Ortholution, Seul, Coreia) com um diâmetro de colo de 1,8 mm e 7 mm de comprimento sob anestesia por infiltração local. Os fios foram ajustados para manter o contato passivo com o colo dos mini-implantes. A ativação do aparelho foi realizada uma vez ao dia por 6 semanas, o que resultou em um aumento de 8,3 mm na largura intermolar. Após a expansão ativa, o aparelho foi mantido por 3 meses, para formação óssea na sutura palatina. A inclinação molar no sentido vestibulolingual não foi alterada após a expansão e alinhamento. Foi observada inflamação tecidual em torno dos mini-implantes posteriores durante a expansão, mas regrediu após a remoção do aparelho. Os aumentos transversais foram de 2,4 mm de largura de osso maxilar basal e 2,5 mm de largura nasal, respectivamente. Este relato propõe a

incorporação eficaz de mini-implantes ortodônticos para correção transversal, o que pode eliminar a necessidade de múltiplas cirurgias em pacientes com complexas discrepâncias craniofaciais e garantir a segurança e a estabilidade da correção transversal.

Liu *et al.* (2011) realizaram análises histomorfométricas e biométricas em coelhos brancos com o objetivo de avaliar como a sutura responderia a diferentes quantidades de força aplicada. A amostra de 37 coelhos brancos, 6 semanas de idade e sexo masculino, foi dividida em quatro grupos de acordo com a força de expansão aplicada (50 gf, 100 gf, 200 gf e grupo controle). As forças foram aplicadas durante 42 dias por meio de molas abertas de níquel-titânio ancoradas em 2 mini-implantes (3,0 mm x 1,7 mm) instalados aproximadamente a 4 mm de cada lado da sutura palatina mediana. Marcadores ósseos foram instalados para quantificar radiograficamente a separação sutural e movimento dos mini-implantes. Na região anterior, a distância entre os marcadores ósseos aumentou em 0,6 mm para o grupo de controle, 3,2 mm, 5,5 mm e 6,5 mm para os grupos 50 gf, 100 gf e 200 gf, respectivamente. Para os marcadores posteriores o aumento foi de 0,5 mm, 3,1 mm, 4,7 mm e 5,9 mm, respectivamente. Contudo, as diferenças entre as regiões anteriores e posteriores não foram estatisticamente significantes. Foi observado deslocamento lateral dos mini-implantes nos grupos experimentais com valores médios de 1,9 a 3,0 mm. Em relação à formação óssea, observou-se relação direta entre a mesma com o aumento das forças até 100 gf. Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes na formação de osso entre os grupos de 100 gf e 200 gf. A formação óssea diminuiu significativamente ao longo do tempo em cada grupo, exceto para o grupo de 200 gf. As análises mostraram formação óssea de 360 µm para cada milímetro de separação sutural entre os dias 18 e 28, e de 376 µm por cada milímetro de separação sutural entre os dias 28 e 38. Com base nos resultados obtidos, podem-se estabelecer correlações como: (1) o aumento não proporcional da quantidade de separação sutural com o aumento dos níveis de forças, (2) aumento da formação óssea com aumento da força, limitado aos altos níveis de força e (3) relação direta entre a formação óssea e a quantidade de separação sutural alcançada.

Farhangfar *et al.* (2012) avaliaram o efeito do expansor maxilar osseossuportado no osso cortical palatino em pacientes adolescentes. Para tal foram obtidas TC *Cone Beam* de 42 pacientes pré e pós-expansão (12 meses). Marcadores foram colocados entre o segundo pré-molar e primeiro molar superior seguindo a placa palatina de ambos os lados. A média das distâncias entre 6 marcadores e suas contrapartes no grupo controle e no grupo submetido à expansão mostraram que o perímetro palatal aumentou após 12 meses no grupo expandido, mas não no grupo de controle. Foi observada a

presença de reentrâncias muito suaves na área onde os *onplants* foram localizados em ambos os grupos. Estas reentrâncias não foram consideradas clinicamente significativas. Portanto, o tratamento com o disjuntor osseossuportado não causou reabsorção óssea significativa do palato.

Helmkamp (2012) utilizou TC *Cone Beam* para avaliar e comparar as alterações esqueléticas e dentárias após a expansão rápida da maxila entre diferentes aparelhos expansores. Ao todo, 11 pacientes (13,2 - 34,8 anos) foram tratados com diferentes expansores apoiado em implante, e 18 pacientes (entre 8,3 - 17,8 anos) que foram tratados com expansor Hyrax dentossuportado. Exames tomográficos realizados antes do tratamento (T1) e imediatamente após a ativação completa dos aparelhos de expansão (T2) revelaram um aumento em todas as dimensões transversas do maxilar, (esqueléticas, alveolares e dentárias) para ambos os grupos. O aparelho expansor apoiado em implantes consistiu de 2 a 4 mini parafusos que fixam o expansor diretamente no palato com ou sem extensões até a face lingual dos dentes posteriores. Dos 11 pacientes deste grupo, apenas um teve a ERM apoiada somente em implante, como mostra a Fig. 6. O protocolo de ativação seguido para este grupo foi de 1 a 2 ativações/dia até que a expansão adequada fosse obtida. Para o grupo com expansor Hyrax, as ativações ocorreram 2 vezes ao dia. A abertura sutural para o grupo de ERM apoiada em implantes foi em média de 2,30 mm no molar e 1,93 mm no pré-molar, o que representou 66,09% (região de molar) e 48,49% (região dos pré-molares) da expansão total. Para o grupo que fez uso do Hyrax, a abertura sutural média foi de 2,07 mm no molar e 2,56 mm no pré-molar, representando 49,52% e 55,05% da expansão total. No entanto, para ambos os grupos de tratamento, a expansão esquelética foi menor que a observada no osso alveolar e nas coroas dentárias. Com base nos resultados, o autor concluiu que a ERM implantossuportada pode servir como uma alternativa não cirúrgica para a ERM convencional quando a ancoragem dentária não é possível ou indesejável.

Ryu *et al.* (2012) compararam a espessura óssea do palato de 118 pacientes em diferentes estágios de desenvolvimento oclusal. O primeiro grupo consistia de 38 indivíduos com 8,03 anos de idade (\pm 0,93 anos) com dentições mistas em estágios iniciais, o segundo grupo de 40 indivíduos com 11,51 anos de idade (\pm 0,92 anos) portadores de dentição mista em estágios tardios, e o terceiro grupo, com dentição permanente, composto de 40 indivíduos com 20,92 anos de idade (\pm 1,17 anos). As medições foram realizadas usando *software* InVivoDental 5.0 (Anatomage, San Jose, Calif, EUA) em 49 locais determinados pelos pontos de intersecção de linhas a 0, 2, 4 e 6 mm lateral da sutura palatina no plano coronal e de 0 até 24 mm, em intervalos de 4 mm de anterior para posterior a partir da margem posterior do forame incisivo no plano sagital. Após análise estatística, foi observado que

a espessura óssea no grupo com dentição mista em estágio inicial foi inferior aos demais grupos. No entanto, não foram encontradas diferenças significativas entre o grupo de em estágio final da dentadura mista e o grupo com dentição permanente. Também não foi observada diferença entre os sexos. Em todos os grupos a maior espessura de osso foi encontrada na região anterior, crescente de medial para lateral, de 4,4 - 7,4 mm para o grupo 1; 4,9 - 9,5 mm para o grupo 2 e 4,7 - 9,2 mm para o grupo 3. Na região média e posterior do palato, a espessura óssea vai diminuindo lateralmente, variando de aproximadamente 6 mm para 3 mm nos 3 grupos. Segundo os autores, estes resultados podem ser úteis para os clínicos aumentarem o sucesso do uso de dispositivos temporários de ancoragem no palato, especialmente em pacientes adolescentes.

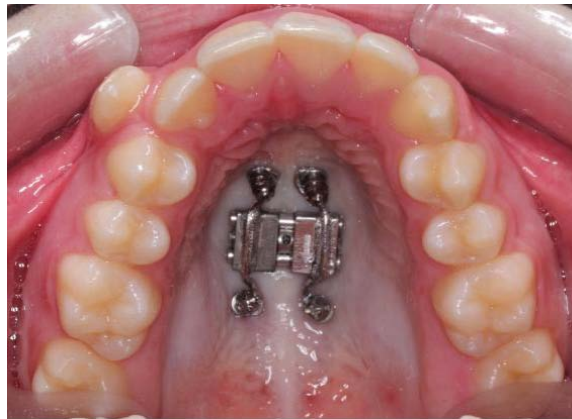


Figura 6 - Aparelhos disjuntivos palatinos apoiados em 4 mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento (HELMKAMP, 2012).

2.3 Sutura Palatina Mediana

Em estudo histológico (CLEALL *et al.*, 1965) comprovou-se a ruptura da SPM durante experimento de disjunção intermaxilar e mostrou-se a neoformação óssea progressiva subsequente em macacos. No momento da ruptura, observou-se a área do defeito ósseo preenchida com tecido conjuntivo fibroso desorganizado, bem vascularizado, sugestivo de resposta inflamatória crônica suave. Depois de três meses, a sutura apresentou um aspecto histológico similar aos macacos do grupo controle, mas o osso adjacente era irregular e muito celularizado, não obedecendo ao padrão

lamelar usual do osso mais distante da área sutural, indicando haver uma formação óssea rápida. O aspecto histológico sugeria remodelação da sutura recém-reparada. Somente no animal sacrificado com 9 meses a região sutural mostrou-se com grau de mineralização semelhante aos animais do grupo controle.

Segundo Melsen (1975), que avaliou o desenvolvimento pós-natal do palato humano por meio de exames histológicos e radiomicrográficos de 60 indivíduos entre 0 e 18 anos de idade, o crescimento do palato duro até 13-15 anos de idade foi devido ao crescimento da sutura transversa e à aposição na margem posterior do palato. Após esta idade o crescimento sutural foi dado como terminado, porém a aposição pareceu continuar por alguns anos. À medida que o crescimento diminui, estas superfícies se tornaram interdigitadas e serrilhadas, aumentando a resistência da articulação à disjunção.

Para Ten Cate *et al.* (1977) sutura é “um complexo de tecidos celulares e fibrosos localizados entre e ao redor das margens ósseas”. Durante o período de crescimento os ossos são separados por uma membrana com atividade osteogênica, ocorrendo aposição óssea nesse período. A morte celular ocorre especialmente nas áreas centrais relativamente avasculares, geralmente associadas a discretos pontos de ossificação, sendo esta uma característica importante no desenvolvimento da sutura. Em relação à morfologia microscópica, Wangemans *et al.* (1988) observaram que os principais elementos que compõem as suturas são: populações celulares osteocíticas e fibrocíticas, fibras e vasos sanguíneos.

Chang *et al.* (1997) avaliaram a angiogênese e a subsequente resposta osteogênica durante um período de 96 horas após a expansão ortopédica da sutura maxilar anterior em ratos. Os resultados obtidos mostraram que a suplementação com o fator recombinante de crescimento humano de células endoteliais aumentou a angiogênese em suturas expandidas. Os dados também sugerem que células chamadas de pericitos são fontes de osteoblastos em uma sutura ortopédica expandida. Durante a angiogênese em sutura expandida, os pericitos são ativados e separam-se gradualmente da parede capilar para juntar-se às populações de células osteoprogenitoras. No processo de diferenciação em osteoblastos maduros, os pericitos têm tendência a migrar para longe a partir do vaso sanguíneo e os osteoblastos expressam marcadores fenotípicos. Este processo é ainda melhorado por fatores quimiotáticos ósseos, tais como as proteínas da matriz óssea e os fatores de crescimento ósseo. Por fim, estas células anexam-se à superfície do osso, segregam proteínas da matriz óssea rapidamente e assim incorporam-se, formando novo osso ao longo extremidade óssea da sutura. A utilização de suplemento angiogênico (capaz de promover a proliferação de vasos sanguíneos) pode ser uma

ferramenta poderosa para melhorar a taxa de formação de osso novo na sutura. Produzir osso denso mais rapidamente pode ser eficaz para a melhoria da estabilidade do resultado final.

Wehrbein e Yildzhan (2001) avaliaram histologicamente a morfologia da SPM em 30 regiões radiográficas de interesse, de 10 amostras de blocos de osso de indivíduos entre 18 e 38 anos de idade. As amostras foram divididas, primeiramente, em SPM radiograficamente aberta (grupo 1) ou fechada (grupo 2). A largura média da sutura foi de 231 μm no grupo 1 e 201 μm no grupo 2. O grau de obliteração em relação ao total do comprimento da sutura oronasal foi de 0,45% no grupo 1 e 1,20% no grupo 2. Não houve diferença significativa entre os grupos para esses padrões avaliados. Em onze de 20 regiões em que a sutura não estava visível, não foi observada obliteração morfometricamente. De acordo com os dados observados, pode-se concluir que uma SPM radiograficamente visível corresponde, histologicamente, a uma sutura oronasal retilínea, em que somente pequenas áreas de interdigitação podem ser esperadas e com o percentual de obliteração baixo. A sutura radiograficamente invisível corresponde histologicamente a uma área relativamente longa de interdigitação, uma sutura com curso oblíquo ao dos raios-X ou sobreposição de estruturas ósseas, porém com percentual de obliteração esperado também baixo. Uma sutura radiograficamente invisível não é equivalente a uma sutura fechada ou fusionada histologicamente, por isso o termo sutura obliterada ou fusionada deve ser evitado.

Ennes (2002) analisou de forma macroscópica, estereomicroscópica, radiográfica e microscópica a SPM em ratos, coelhos, macacos e homens em diferentes fases do desenvolvimento cronológico. As pontes de ossificação foram identificadas nos exemplares dos grupos de adultos jovens, adultos e idoso, e com maior frequência no terço posterior da sutura. Foram observadas semelhanças entre a ossificação na SPM em macaco e no homem. A mesma ocorre no sentido póstero-anterior, especialmente na fase adulta e são propiciadas pelas áreas hialinas do tecido conjuntivo de preenchimento da SPM. Em ratos, não foi observada ossificação nas diferentes fases do desenvolvimento cronológico e apresentou cartilagem como um dos seus componentes. De acordo com os resultados obtidos concluiu-se que a SPM no macaco é o que mais se assemelha ao homem quanto à sua composição, presença e sentido de ossificação, sendo então o modelo mais adequado para extrapolar resultados experimentais. Além disso, com base neste estudo pode-se afirmar que quanto maior a idade do indivíduo, maior a probabilidade da SPM apresentar maior número de pontes de ossificação. Mas devido à delicadeza das pontes de ossificação no seu início, provavelmente não é possível responsabilizá-las pelo insucesso em algumas disjunções intermaxilares. Sugere-se que essa

impossibilidade possa estar relacionada ao fato de que outras suturas com ossos adjacentes à maxila estejam mais ossificadas.

Kopher e Mao (2002) observaram que o crescimento sutural foi acelerado mediante pequenas doses de tensões oscilatórias (600 ciclos distribuídos em 10 min./dia por 12 dias). Para Mao (2002) a tensão oscilatória geralmente ativa mecanicamente genes e fatores de transcrição que ativam a maquinaria celular por meio das vias de mecanotransdução. Assim, o crescimento sutural é determinado por sinais hereditários e mecânicos por meio de vias genéticas comuns. Como as tensões mecânicas são transmitidas através do osso, seus efeitos são observados de forma hierárquica, sequencialmente como deformação em nível de tecido ósseo, fluxo de fluido intersticial, que por sua vez induz deformação nas células ósseas e as subsequentes respostas anabolizantes ou catabólicas. Conclui-se que pequenas doses de estímulos mecânicos oscilatórios têm o potencial de modular o crescimento sutural eficazmente, acelerando ou iniciando a reabsorção óssea sutural para vários objetivos terapêuticos.

Mao *et al.* (2003) resumiram os pontos importantes em relação às forças de mastigação e ortopédicas e identificaram o impacto das pesquisas sobre mecânica da sutura nas terapias ortopédicas como distração osteogênica, aparelho extraoral, máscara facial e aparelhos funcionais. Padrões de tensões mecânicas podem ser determinados facilmente como deformações suturais utilizando extensômetros ligados à sutura. Na mastigação, padrões de tensão suturais foram elucidados em poucas espécies. Esses padrões são considerados por causa de mudanças momentâneas na direção força, função muscular, complexas formas suturais e forma irregular dos ossos craniofaciais. Os padrões de deformação variam entre suturas e estas podem experimentar tensões de tração ou de compressão. Tensões mecânicas não são transmitidas no crânio como um gradiente contínuo, pois diferentes suturas são capazes de redefinir a propagação da força mecânica. Forças mecânicas exógenas em diferentes frequências, resultado de frequências diferentes de mastigação, induzem diferentes respostas dinâmicas e taxas de deformação sutural, fornecendo a base para a aplicação de estímulos mecânicos para projetar o crescimento sutural. Terapias ortopédicas diversas podem induzir deformação sutural, levando à modificação de crescimento da sutura. Novos estudos aplicando conceitos da mecânica e mecanobiologia da sutura provavelmente irão facilitar a concepção inovadora de novos dispositivos, melhoria de aparelhos ortopédicos atuais e novos conceitos em clínicas de ortopedia craniofaciais, incluindo ortodontia.

Por meio de análise histológica e histomorfométrica, Knaup *et al.* (2004) analisaram 22 amostras de palato humano de indivíduos de diferentes idades (18-63 anos) em relação à largura média sutural e ao grau de obliteração. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes em relação à largura média sutural - 211,20 μm no grupo mais jovem (≤ 25 anos) e 161,16 μm no grupo mais velho (≥ 26 anos) – e ao valor médio de ossificação - 0% no grupo mais jovem e 3,11% no outro grupo. No entanto, a proporção de tecido ossificado em toda a sutura (obliteração) foi baixa em todas as amostras, com obliteração máxima encontrada de 13,10%, em um homem de 44 anos de idade. A ossificação mais precoce foi registrada em um homem de 21 anos de idade, e a amostra referente ao indivíduo mais velho ainda sem ossificação correspondia a um homem de 54 anos de idade. Não houve diferença estatisticamente significativa em relação à topografia local entre as regiões palatinas anterior, mediana e posterior com relação aos dois parâmetros investigados (largura e obliteração). Com estes resultados confirma-se que a ossificação da SPM não é uma razão válida para o aumento da resistência transversal encontrada durante a expansão rápida palatina em indivíduos jovens (≤ 25 anos), bem como em muitas pessoas com idade mais avançada.

Consolaro e Consolaro (2007) descreveram o processo biológico da abertura da sutura palatina e sua regeneração. De acordo com os autores, quando ocorre o afastamento das superfícies ósseas da SPM, as fibras colágenas que fazem parte da matriz extracelular se rompem e algumas fibras de Sharpey, ao se desprenderem das superfícies ósseas, podem levar alguns pequenos fragmentos de osso fasciculado. Há, também, um rompimento de vasos sanguíneos, especialmente os pequenos. O tecido conjuntivo fibroso denso sutural se desorganiza estruturalmente e as células osteoprogenitoras e osteoblásticas, largamente presentes na face interna do periósteo, se misturam com o coágulo sanguíneo e exsudato inflamatório a ser formado em alguns minutos. Logo após a agressão representada pela abertura rápida da sutura, a fase aguda da inflamação regride, pois os neutrófilos e macrófagos não encontram bactérias no local, e o reparo e reorganização devem se iniciar entre 24-48 horas. Depois de algumas horas os vasos começam a proliferar para restabelecer a rede circulatória e os fibroblastos e células indiferenciadas assumem a reorganização da matriz extracelular. Algumas células osteoprogenitoras e osteoblastos rudimentarmente organizados depositam uma matriz óssea irregular e pouco mineralizada para preencher os espaços vazios, formando um osso imaturo e irregular tipo embrionário. Em alguns dias, pode-se ter um novo tecido conjuntivo fibroso sutural. Embora não seja tão densamente colagenizado, atua como uma matriz ocupando todos os espaços intercelulares. O osso recém-formado em áreas distantes da superfície óssea tende a ser reabsorvido e

substituído por tecido conjuntivo fibroso denso para permitir movimento, ainda que mínimo à sutura. Nas superfícies ósseas, mediadores químicos induzem a reabsorção realizada pelos osteoclastos. Assim que os neutrófilos migrarem e os macrófagos limpem os detritos celulares e teciduais da região, o pH volta à normalidade e isto induz a justaposição das células osteoblásticas na superfície óssea e a síntese de novas camadas de matriz óssea. A superfície óssea regulariza-se novamente em volume e forma, neste processo é fundamental a ocorrência de pequenos movimentos na sutura, pois são sinalizadores de que naquela área deve persistir um tecido conjuntivo denso sutural.

Korbmacher *et al.* (2007) usaram micro-TC para quantificar a morfologia da sutura tridimensionalmente, e investigaram sua correlação com a idade. As amostras foram obtidas de 28 indivíduos (11 mulheres, 17 homens) com idade de 14 a 71 anos, após autopsias. As amostras foram delimitadas para o palato duro, começando na papila incisiva e estendendo-se para a ponta posterior da espinha posterior do palato duro. Os grupos foram divididos em indivíduos com menos de 25 anos, entre 25 e 30 e mais de 30 anos de idade. Com as imagens geradas pelo exame, o volume ósseo foi reconstruído tridimensionalmente e analisado com o auxílio de programas de computador. Com esse estudo foi possível concluir (1) que a obliteração da sutura palatina é geralmente muito baixa e que a interdigitação, no plano horizontal é independente da idade; (2) a densidade do osso no plano sagital da sutura é um parâmetro dependente apenas da idade, no grupo com idade entre 25 e 30 anos, e o volume ósseo foi significativamente maior em relação ao volume de tecido; (3) todos os parâmetros avaliados revelaram variações interindivíduos e intra-sutural substancial; (4) informações sobre a idade esquelética e/ou índice de obliteração não são úteis em termos de diagnóstico diferencial para determinar a aplicabilidade da ERM conservadora (sem cirurgia).

Em outro estudo realizado, também por meio da TC, Silva Filho *et al.* (2007) verificaram se o processo de ossificação da sutura também ocorre em toda sua extensão. A amostra utilizada constou de 17 crianças pertencentes à faixa etária de 5 anos e 2 meses a 10 anos e 5 meses. Quanto à avaliação quantitativa, observou-se um aumento no afastamento das extremidades em nível da ENA de 0,15 mm para 2,26 mm ($\pm 0,05$), e de 0,15 mm para 1,10 mm na ENP no período pré e pós-expansão. No pós-contenção, a região da ENA apresentou uma pequena distância entre as margens suturais (0,28 mm). Entretanto, esta abertura não é estatisticamente significante quando comparada à distância apresentada nesta região na fase pré-expansão (0,15 mm). Com base nos exames realizados, concluiu-se que a sutura mostrou-se inteiramente ossificada após o período aproximado de 8 a 9 meses de contenção em toda a sua extensão.

Ma *et al.* (2008) avaliaram de diferentes formas as proteínas da remodelação tecidual que são expressas durante a expansão maxilar em ratos. Os roedores foram divididos aleatoriamente em um grupo experimental e um grupo controle. A cada dois dias de experimento, quatro ratos de cada grupo foram sacrificados. As amostras da SPM foram dissecadas e submetidas à análise histológica, imuno-histoquímica, de eletroforese, espectrometria de massa e identificação proteica. As mudanças em três proteínas intimamente relacionadas com a osteogênese (hormônio da paratireoide, osteoprotegerina e vimentina) foram confirmadas. O perfil das alterações nas proteínas sugere que as mudanças no desenvolvimento da resposta proteica e reação de tensão, metabolismo de energia, angiogênese, proliferação celular, reconstrução do citoesqueleto, reabsorção do tecido e osteogênese estão envolvidas na remodelação de tecidos durante a expansão da maxila.

2.4 Aplicação do Método dos Elementos Finitos à ERM.

O MEF é uma técnica de análise numérica utilizada para obtenção de soluções aproximadas indicadas para problemas complexos e de difícil solução analítica. Pode ser utilizada para aproximar o comportamento de uma estrutura com infinitos graus de liberdade para outro, com aproximadamente as mesmas propriedades físicas e geométricas, porém com um número finito de graus de liberdade, cujo sistema de equações simultâneas possui um número limitado de incógnitas (ALVES FILHO, 2005).

O desenvolvimento do MEF teve sua origem no final do século XVIII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para a solução de problemas matemáticos. Nesta metodologia, o processo numérico é responsável por encontrar os parâmetros que ajustam a função de aproximação à solução do problema em questão. Desde então, diversos matemáticos passaram a desenvolver teorias e técnicas analíticas para a solução de problemas, ao longo de décadas, porém, devido às dificuldades e limitações existentes no processamento de equações algébricas, poucos avanços ocorreram neste campo. Segundo Gallagher (1975), o desenvolvimento prático desta análise ocorreu somente muitos anos depois, por volta de 1950, com o advento da computação, que permitiu a elaboração e a resolução de sistemas de equações complexas.

Turner *et al.* (1956) propuseram um método de análise estrutural que mais tarde, em 1960, passariam a denominar de Método dos Elementos Finitos. Se, inicialmente, o MEF foi desenvolvido como um método de simulação baseado em computação para análise de estruturas aeroespaciais, no final dos anos 60 passou a ser utilizado para a simulação de problemas não estruturais em fluidos, termomecânica e eletromagnetismo. Embora o método tenha sido, de início, extensivamente usado no campo das estruturas mecânicas, hoje é aplicado como uma técnica conveniente e bem estabilizada para a solução computacional de problemas complexos em diferentes campos da engenharia e áreas médicas.

Para a obtenção de um modelo experimental por meio do MEF, é necessário definir os objetos de análise, que serão representados graficamente por meio de *softwares* específicos. Posteriormente, as estruturas modeladas serão discretizadas em pequenos elementos, os elementos finitos, em um programa específico. Os elementos representam segmentos no espaço e podem assumir diversos formatos, sendo que os tetraédricos e os hexaédricos são os mais comuns para análises tridimensionais (MIDDLETON *et al.*, 1990).

Nas extremidades ou interior de cada elemento encontram-se pontos, denominados nós, que conectam os elementos entre si, formando uma malha. Através dos nós as informações são passadas entre os elementos, e cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como o nó irá se deslocar no espaço. No caso de modelos tridimensionais, este deslocamento é descrito em três dimensões espaciais (LOTTI *et al.*, 2006). Através da malha e da geometria do elemento, o MEF reduz os graus de liberdade infinitos para finitos e os cálculos são limitados para as grandezas definidas nos nós (SRIREKHA e BASHETTY, 2010). O número e a disposição dos nós são um dos parâmetros de definição da precisão do modelo discreto.

A geração das malhas de elementos finitos pode ser considerada crítica dependendo da simulação que se deseja realizar. Os resultados da análise final pretendida dependem de três fatores principais, que são: a similaridade do modelo com a estrutura real a ser estudada, a determinação efetiva das condições de contorno e a atribuição das propriedades aos respectivos materiais (GAO *et al.*, 2006).

2.5 Biomecânica aplicada à ortodontia e ortopedia.

Estudos biomecânicos em estruturas dentárias usando o método dos elementos finitos são frequentes na área de ortodontia (HOLBERG e RUDZKI-JANSON, 2006; PROVATIDIS *et al.*, 2008; ARAUGIO, 2009; WANG *et al.*, 2012).

Iseri *et al.* (1998) avaliaram o efeito biomecânico da ERM no complexo craniofacial usando um modelo tridimensional baseado em tomografia computadorizada de uma criança de 12 anos de idade, sexo masculino, e conteve 2270 elementos de casca espessa com 2120 nós. A simulação utilizou apenas metade do crânio que por simetria foi extrapolada para a outra metade. Para simular a mecânica foram aplicados deslocamentos nas duas placas do dispositivo de ERM de 2,6 e 10 mm e todos os materiais foram considerados com comportamento isotrópico e linearmente elástico. Em visão oclusal, as duas metades da maxila foram separadas de uma forma quase paralela durante as fases de 1 mm, 3 mm e 5 mm de expansão (de cada lado). O maior aumento foi observado na zona dento alveolar, e diminuiu gradualmente nas estruturas superiores. A largura do assoalho da cavidade nasal aumentou acentuadamente. No entanto, a parte pósterio-superior da cavidade nasal foi movida um pouco medialmente. Não foi observado deslocamento nos ossos parietal, frontal e occipital. Altos níveis de tensão foram observados na região de caninos e molares da maxila (184,62 e 56,11 N/mm², respectivamente), parede lateral da cavidade nasal inferior, ossos zigomáticos e nasal, com a maior concentração de tensões nas regiões das placas pterigóides do osso esfenoide próximas à base do crânio (723,49 N/mm²). Os resultados acima indicam que a ERM não só produz uma força de expansão na sutura intermaxilar, mas também produz forças elevadas sobre as várias estruturas do complexo craniofacial.

Jafari *et al.* (2003) analisaram os padrões de distribuição de tensões médias (von Mises) dentro do complexo craniofacial durante a ERM utilizando um modelo de EF de um crânio humano jovem. Com base na simetria, somente metade do crânio foi modelado e submetido às simulações. Foram usados na discretização elementos de casca com seis graus de liberdade. Após aplicação de 5 mm de deslocamento na coroa do pré-molar e do primeiro molar de cada lado (10 mm de afastamento do aparelho disjuntor), foram observados os seguintes resultados: deslocamento lateral máximo de 5,313 mm na região de incisivos centrais superiores; as partes inferiores das placas pterigóides também foram significativamente deslocadas lateralmente, porém o deslocamento foi mínimo na região mais próxima da base do crânio; o máximo de deslocamento para anterior foi de 1,077 mm e localizou-se

na região da borda anterior do septo nasal; no plano vertical, as estruturas da linha média experimentaram um deslocamento para baixo, inclusive a ENA e o “ponto A” foram movidos para baixo. Em relação à distribuição de tensões, as regiões do pilar zigomático, tuberosidade maxilar, processo frontal da maxila, sutura nasomaxilar, sutura nasofrontal, sutura frontomaxilar, e sutura zigomático-maxilar mostraram áreas de alta tensão. O osso nasal, sutura nasomaxilar, sutura nasofrontal e borda anterior do processo frontal do osso zigomático experimentaram tensões de até 320,59 MPa. Um achado interessante apontado pelos autores foi a presença de tensões elevadas ao longo do septo nasal, irradiando para cima para mais profundas estruturas anatômicas como o corpo do osso esfenóide. Nos ossos frontal, parietal, temporal e occipital, ERM ocorreram níveis de tensão entre 0,0 – 40,07 MPa. Portanto, as forças expansivas não são restritas somente à sutura intermaxilar, mas também são distribuídos para os ossos esfenóide, zigomático e outras estruturas associadas.

Em 2006, Holberg e Rudzki-Janson realizaram uma análise da distribuição de tensões na base craniana jovem e adulto após ERM. As tensões foram simuladas e analisadas usando um modelo de EF, utilizando elementos tetraédricos, composto por vários ossos do crânio (esfenóide, frontal, occipital, e os dois ossos temporais) com módulo de elasticidade (E) diferente para o osso jovem (8 GPa) e adulto (20 GPa). Foram observadas tensões consideráveis no crânio adulto no processo pterigoide do osso esfenóide. Por este motivo, sugerem que a sutura pterigomaxilar deve ser seccionada em ambos os lados em adultos submetidos à expansão da sutura palatina assistida cirurgicamente.

Gautam *et al.* (2007) também avaliaram a distribuição de tensões ao longo das suturas craniofaciais e o deslocamento de várias estruturas com a terapia da ERM. O modelo de EF foi desenvolvido a partir de imagens de TC de crânio humano jovem (7 anos de idade) e foi discretizado com elementos tetraédricos com o objetivo de uma melhor precisão dos resultados quando comparados com elementos de casca. A abertura da SPM foi simulada com a aplicação de aproximadamente 5 mm de deslocamento em um par de nós na região molar ao longo da sutura palatina mediana, simulando uma expansão de 10 mm. Os resultados apontaram para movimentação anterior e para baixo da maxila, com giro no sentido horário. As lâminas pterigóideas foram deslocadas lateralmente. Os ossos zigomático, temporal e frontal também foram afetados pelas forças ortopédicas transversais. Tensões máximas de von Mises foram encontradas ao longo das suturas frontomaxilar, nasomaxilar, e frontonasal, seguidas pelas suturas zigomaticotemporal e esfenozigomática. Ambas as tensões de tração e de compressão podem ser demonstradas ao longo da

mesma sutura, como é o caso das suturas zigomaticomaxilar, zigomaticotemporal e zigomaticofrontal. Por fim, as tensões elevadas ao longo das estruturas mais profundas e várias suturas do esqueleto craniofacial demonstram o papel do sistema sutural circum-maxilar no deslocamento para baixo e para frente da maxila após a ERM.

Em estudo da ERM pelo MEF utilizando imagens de tomografia computadorizada de um crânio seco de humano adulto, Provatidis *et al.* (2007) basearam o estudo na comparação entre os deslocamentos e distribuição das tensões de diferentes modelos de EF. Foram avaliados 4 modelos lineares do crânio utilizando elementos de casca (variando o módulo de elasticidade das suturas), um modelo de EF do crânio completo utilizando elementos de casca com relaxamento das tensões (pseudo-viscoelástico) e um modelo considerando apenas a maxila. Com base nos dados obtidos, concluíram que o modelo mais fiel para o estudo do tratamento da ERM deve conter um modelo de EF de crânio todo com base em TC, dentição maxilar, incluindo a SPM ossificada e considerando o fenômeno de relaxamento das tensões ósseas que ocorre entre duas ativações sucessivas do parafuso. Os resultados também apontaram que o modelo de EF linearmente elástico contém erros de vários milímetros, dependendo do número das sucessivas aplicações de força de expansão e dos pontos utilizados para mensurar as distâncias. Além disso, concluíram que o formato como ocorre a separação da sutura é resultado dos diferentes graus de resistência que a mesma enfrenta ao longo de seu comprimento. Um importante papel é da parte frontal da SPM (fibras trans-septais), das suturas zigomático-maxilares no arco zigomático e do grau de ossificação da SPM.

Em estudo subsequente, Provatidis *et al.* (2008) compararam os efeitos sobre o complexo craniofacial de uma análise paramétrica de um modelo de EF de um crânio humano seco durante ERM com diferentes graus de ossificação da SPM. Para representar esse efeito, foram atribuídos diferentes módulos de elasticidade para a SPM nos modelos estudados, variando entre 1 MPa, 500 MPa e 13700 MPa – suturas não ossificadas, parcialmente ossificadas e totalmente ossificadas, respectivamente. O comportamento do modelo foi comparado com os achados de um estudo clínico e outro *in vitro* do mesmo crânio seco. Para simular a ERM foram aplicados 7,5 mm de deslocamento nas faces mesiais do aparelho disjuntor. Dos resultados apresentados, o modelo que mais se aproximou da realidade clínica foi o que considerou todas as suturas circum-maxilares totalmente ossificadas (com módulo de elasticidade igual ao do osso) e as suturas palatinas e transversas completamente não ossificadas ($E= 1$ MPa, como proposto por Verrue *et al.* (2001)). Verificou-se que as suturas maxilolacrimar, frontomaxilar, nasomaxilar, palatina transversa, e a sutura entre a

maxila e processo pterigóide do osso esfenóide não influencia o resultado da ERM, enquanto a sutura zigomaticomaxilar tem influência sobre essa resposta. Além disso, a parte frontal da SPM desempenha um papel importante no grau e tipo de separação da maxila. O MEF e o estudo *in vitro* sugerem que a separação das metades da maxila ocorre de modo piramidal, no sentido anteroposterior – com base na região de incisivos e ápice na região posterior da maxila – e superior inferior – com abertura máxima na região dos dentes e decrescente em direção superior. Deslocamentos máximos foram observados na região abaixo do palato duro, a partir dos incisivos centrais para segundos pré-molares, os quais se dissiparam no osso frontal e parietal e foram nulos no osso occipital.

Lee *et al.* (2009) avaliaram e compararam os efeitos de forças de expansão transversais entre um modelo 3D de EF sólido (maxila sem SPM), um modelo fundido (maxila com SPM e com elementos na sutura), e um terceiro modelo com a maxila separada e sem elementos de sutura. No modelo em que a SPM foi considerada, a propriedade mecânica a ela atribuída foi a do ligamento periodontal ($E = 0,69$ MPa e coeficiente de Poisson igual a 0,49). As forças transversais foram aplicadas bilateralmente nos primeiros pré-molares superiores e os primeiros molares, com magnitude de 100 gf para cada lado em todos os modelos. O modelo fundido expressou um padrão de tensão semelhante à do modelo sólido, exceto para a redução da concentração da primeira tensão principal (tração) na região do forame incisivo. O modelo com a maxila sem elementos de sutura, no entanto, teve um padrão único de tensão, com tensões concentradas superiormente à área nasal. A espinha nasal anterior e os incisivos centrais moveram-se para baixo e para trás nos modelos sólidos e fundidos, mas no terceiro modelo o movimento foi principalmente para baixo, com um ligeiro movimento de recuo da espinha nasal anterior. Observou-se, também, que o primeiro pré-molar está mais próximo, que o primeiro molar, do centro de resistência do processo zigomático. Com base nesses dados, os autores sugerem que estados diferentes da SPM podem explicar em parte as divergências em estudos clínicos da ERM. Modelos de EF eficientes e personalizados podem prever respostas biomecânicas em pacientes com condições de deformidades craniofaciais mais complexas, como hipoplasia facial e fenda palatina em estudos futuros. Como por exemplo, o trabalho realizado por Gautam *et al.* (2011) que, após avaliar os efeitos esqueléticos e dentários da ERM em um modelo de EF de um paciente com deformidade palatina unilateral do palato secundário e alvéolo, consideraram a necessidade de personalização da terapia de expansão palatina de acordo com a idade do paciente, do tipo de deformação presente (em palato primário ou secundário) e a área desejada de

expansão (anterior ou posterior). A abertura em forma de cunha típica que ocorre após a ERM, vista em pacientes não fissurados, não é vista em pacientes fissurados.

Além de estudos que envolvam o crânio integralmente, o MEF também permite avaliar o que ocorre dentro da sutura. Jasinowski *et al.* (2010) investigaram como a morfologia da sutura craniana e a disposição das fibras de colágeno respondem às cargas de compressão e de tração. Um complexo osso-sutura-osso foi analisado usando um modelo bidimensional de elementos finitos. Três modelos de morfologias diferentes foram simulados com um índice de interdigitação ausente, moderado e complexo. A matriz de colágeno dentro de todas as suturas foi modelada como material anisotrópico e como material ortotrópico nas suturas interdigitadas; o alinhamento de fibras foi baseado em sutura de suínos. Forças de tração ou compressão estáticas e uniformes foram aplicadas ao complexo. Nas suturas interdigitadas com propriedades isotrópicas, a orientação das tensões máximas principais dentro da sutura correspondeu à orientação das fibras de colágeno observada em suínos, comprimidas ou tracionadas. Isto sugere que a disposição aleatória das fibras de colágeno pode aperfeiçoar-se a uma orientação mais adequada para suportar determinado tipo predominante de carregamento. Uma comparação entre as diferentes morfologias de sutura indicaram que a energia de deformação óssea geralmente diminui com uma diminuição da interdigitação, independentemente do arranjo de fibras de sutura. No entanto, tensões ósseas elevadas no ápice das interdigitações são deslocadas para as extremidades da sutura com um aumento da interdigitação. Estas descobertas destacam a importância da morfologia da sutura e da anisotropia como propriedade influenciando significativamente a mecânica de sutura.

Ainda nessa mesma linha, segundo Cowin (2001), outros efeitos da ERM podem ser avaliados em modelos biomecânicos que caracterizem o ambiente mecânico do complexo craniofacial e permitam correlacioná-lo com características individuais dos distintos componentes do sistema: aparelho disjuntor, osso maxilar e suturas. Em uma análise deste tipo, os modelos constitutivos usados para os tecidos possuem um papel importante, já que deles depende a qualidade dos resultados obtidos. No caso do osso maxilar, é um osso com forma irregular e composto por um material heterogêneo, anisotrópico e viscoelástico, o que pode afetar em maior ou menor escala seu comportamento mecânico em diferentes situações. Assim, na elaboração de um modelo da maxila devem ser consideradas as características que sejam determinantes no caso em estudo, e que permitam estudar as variáveis importantes do problema. O mesmo deve ser feito para os outros tecidos envolvidos (suturas, ligamento periodontal, dentes), com a finalidade de estabelecer um modelo constitutivo que

represente mais adequadamente esses casos sem atingir uma complexidade maior do que a necessária.

Wang *et al.* (2012) avaliaram os padrões de tensão e deformação na sutura zigomaticotemporal associadas à alimentação por meio de simulações dinâmicas de um modelo de elementos finitos (MEF) de crânio primata. O MEF foi criado a partir de tomografia computadorizada e gerou uma malha 3D de 173936 elementos sólidos tetraédricos de tamanho variável (0,4 - 1,7 mm). As suturas possuíam aproximadamente 1-2 mm de espessura, ocupando 0,08% do volume total do crânio. Várias hipóteses simplificadoras foram usadas para reduzir a complexidade do modelo e evitar longos tempos de cálculo durante a simulação dinâmica. Estes incluem (1) a falta de modelagem de propriedades viscoelásticas de osso, (2) a omissão do osso trabecular (crânio considerado como todo de osso cortical), dentes e ligamentos periodontais, (3) a falta de um conjunto completo de forças musculares, (4) a omissão de todos os outros tecidos moles e órgãos (tais como o cérebro e os olhos) e (5) a modelação de um único par de suturas (suturas zigomácticotemporais nos lados esquerdo e direito). Para o osso, às partes não suturais do crânio foram atribuídas propriedades elásticas isotrópicas com base numa média de valores obtidos a partir de todas as partes do crânio dos macacos adultos (módulo de elasticidade $E = 17,3$ GPa, coeficiente de Poisson = 0,28). Foram simulados 5 modelos, considerando diferentes propriedades para a sutura, ou seja, variando o módulo de elasticidade entre 1 e 50 MPa e o coeficiente de Poisson entre 0,40 e 0,49. Em dois deles foi considerado para a sutura uma elevada relação de Poisson (0,49), isto é, assumir que o tecido sutural é quase incompressível para assegurar que as extremidades ósseas da sutura não se encontrem. Em quatro modelos o coeficiente de amortecimento viscoso foi atribuído ($C_v = 0,451$ Ns/m) para modelar a capacidade de absorção de choque de suturas associadas à sua fricção interna. Análises estáticas e dinâmicas produziram resultados semelhantes em termos de padrões de tensão e forças de reação, o que indica que as suturas zigomaticotemporais desempenham um papel limitado na modulação mecânica global do crânio, independentemente do tipo de carregamento. As suturas zigomaticotemporais não absorvem quantidades significativas de energia durante simulações de dinâmicas, independentemente da velocidade de carregamento. É, assim, a hipótese de que as suturas são mecanicamente significativas apenas na medida em que são os pontos fracos no crânio que devem ser protegidos de tensões muito elevadas de modo a não perturbar os processos de crescimento de importância vital. Suturas são morfologicamente diversas em termos de localização, fusão, ontogenia, dimorfismo sexual, e as variações intra e interespecies. Esta hipótese prevê que a

proteção sutural é uma importante pressão seletiva que pode ter influenciado diversos aspectos da forma sutural e craniofacial. Supõe-se que as suturas atuam como absorvedores de energia protegendo o crânio de cargas dinâmicas. Esta hipótese prediz que as suturas têm um impacto significativo sobre os padrões globais de tensão e rigidez estrutural cranial quando analisados por meio de simulações dinâmicas, e este impacto global é influenciado pelas propriedades do material de sutura.

Boryor *et al.* (2013) descreveram um método modificado de ERM apoiado em mini-implantes e avaliaram as forças de expansão e a distribuição de tensões durante a separação das suturas intermaxilares ossificadas. Foram utilizados três cadáveres humanos conservados em solução de Thiel, do sexo feminino com idades entre 69, 73 e 77 anos para os testes experimentais. O aparelho utilizado foi um modificado para o encaixe de 4 mini-implantes (1,7 mm de diâmetro e 8 mm de altura) no parafuso expensor (Fig. 7). Também foi adicionado um circuito medidor de tensão. A instalação do aparelho foi realizada na região entre primeiro pré-molar e primeiro molar, semelhante ao aparelho dentossuportado. As ativações foram de $\frac{1}{4}$ de volta do parafuso expensor (0,2 mm) a cada 15-20 segundos até o limite do parafuso. As forças necessárias para a abertura da sutura intermaxilar aplicadas nos três cadáveres foram muito baixas, em apenas um dos experimentos foi possível mensurar essa força (aprox. 85 N). Foi observada somente uma ruptura indesejada em um caso em que o mini-implante foi instalado em uma região muito fina do osso palatino. O modelo para o MEF utilizado para a simulação deste estudo foi criado a partir de um crânio seco humano de um indivíduo de 20 anos de idade, no qual não foram incluídas as suturas por considerarem estas como fusionadas ou ossificadas. As simulações de EF foram realizadas com aparelho expensor convencional e o modificado. A distribuição global de tensões no crânio durante uma aplicação de força transversal de 100 N foi significativamente mais baixa quando o expensor osseossuportado foi utilizado em comparação com o dispositivo de ERM dentossuportado. Os resultados mostraram uma alta concentração de tensões de tração sobre a sutura intermaxilar e na direção transversal entre os mini-implantes, causando a ruptura. O apoio ósseo, além de não afetar a posição dos dentes, apresenta efeitos insignificantes no processo alveolar. No entanto, a espessura óssea na região de instalação do mini-implante pode ser um fator limitante para a sua utilização. Este estudo mostrou a possibilidade de abertura da sutura intermaxilar em adultos por meio de expensor suportado por mini-implantes.



Figura 7 - Aparelho apoiado em mini-implantes testado por Boryor *et al.* (2013).

Ludwig *et al.* (2013) testaram a capacidade de um modelo viscoelástico para simular com precisão os efeitos do tratamento com o aparelho Hyrax modificado. Este expansor foi apoiado nos primeiros molares e em dois mini-implantes de 8 mm de comprimento e 1,8 mm de diâmetro inseridos no palato anterior, a 2 mm da sutura palatina mediana. Para a construção do modelo 3D, o paciente foi submetido à TC imediatamente antes da expansão e imediatamente após a expansão, permitindo a comparação dos resultados clínicos e computacionais. A malha de EF, composta de dentes individualizados, crânio, dois mini-implantes e aparelho disjuntor, resultou em 895493 elementos tetraédricos e 202400 nós. A SPM foi modelada como extremidades ósseas retas, sem interdigitação. Para a simulação foram testados dois tipos de carregamento, aplicando uma força constante de 500 N no primeiro molar e no mini-implante, ou impondo a condição de deslocamento de 3,9 mm para cada lado como o que ocorreu clinicamente. Inicialmente, os materiais foram considerados com propriedades linearmente elásticas e, em uma segunda análise considerou-se propriedades viscoelásticas para o osso. Os resultados das simulações mostraram claramente que as propriedades de materiais lineares, tanto quando aplicado força ou deslocamento, não refletiram a situação clínica real. Estas imprecisões foram correlacionadas ao fato de que a transmissão se dá através do aparelho e que ao aplicar incrementalmente, permite-se ao osso responder a cada etapa da expansão. Isto significa que o osso "relaxa", depois de cada passo de expansão, reduzindo a resistência óssea entre cada ativação. A maior tensão (von Mises) ocorreu ao longo das suturas, especialmente na área da crista infrazigomática. Além disso, as suturas da órbita e do arco zigomático posterior experimentaram tensões consideráveis. Todo complexo pterigomaxilar mostrou aumento de tensão e, também foi observado grande acúmulo de tensões em torno dos mini-implantes. No entanto, a dentição é praticamente livre de tensões e deformações. Os resultados sugerem que permitir o

relaxamento do osso no modelo, aplicando as propriedades dos materiais viscoelásticos, é relevante e melhora a precisão das simulações no tratamento de ERM. Além de evidenciar que o aparelho Hyrax híbrido é um método biomecanicamente eficaz para a expansão palatal e impede muitos efeitos colaterais associados com o tradicional aparelho expansor dentossuportado.

Romanyk *et al.* (2013) em revisão de literatura observaram como as propriedades materiais da sutura palatina mediana não fusionada têm sido consideradas por pesquisadores em análises de elementos finitos da expansão maxilar. As formas mais frequentes foram assumir a sutura como: espaço vago, material com mesmas propriedades elásticas do osso ($E = 13700$ MPa) ou com propriedades elásticas semelhantes à de tecidos moles ($E = 1$ MPa). Através da realização de uma análise simplificada do complexo maxilar durante a expansão, é mostrado que o fio de sutura pode ter uma influência significativa sobre o resultado do tratamento. Como resultado, apesar das contribuições valiosas de estudos anteriores, seria ideal para incorporar um modelo mais representativo da sutura palatina em simulações de elementos finitos. Escolher ignorar a sutura ou considerá-la fusionada é preciso somente quando a simulação diz respeito aos casos em que a sutura foi removida cirurgicamente ou completamente ossificada, respectivamente. Quando uma dada força é aplicada a uma falta de material de sutura palatina, os deslocamentos serão maiores do que quando tal material está presente. Além de que sua presença exerce influência sob as tensões e deformações determinadas na sutura e nas regiões próximas. Todos os estudos aceitos nesta revisão utilizaram propriedades elásticas lineares para a sutura palatina mediana. Porém, incorporando o comportamento viscoelástico da sutura seria possível obter um modelo mais robusto, com uma aplicabilidade mais vasta. E, se utilizado juntamente com a modelagem viscoelástica do osso será possível também prever a falha de sutura. O complexo maxilar é um sistema amplo e a sua resposta dependerá de diversas variáveis. Se um "componente" do sistema é negligenciado ou descrito de forma imprecisa, pode ter um efeito retumbante por toda parte.

3

METODOLOGIA

Com a finalidade de analisar o comportamento biomecânico da maxila quando submetida ao tratamento da ERM foram desenvolvidos dois modelos de EF com base em imagens de Tomografia Computadorizada *Cone Beam*: o primeiro representando a ERM convencional com aparelho dentossuportado e o segundo modelo de EF representando disjuntor osseossuportado. Ambos abrangeram o osso da maxila, todos os dentes da arcada superior, ligamento periodontal dos dentes que suportam o aparelho disjuntor, ossos que possuam relação direta com a maxila (zigomático, nasal, esfenoíde e frontal) e uma unidade funcional osso-sutura representando a sutura palatina mediana.

As etapas realizadas, em resumo, foram:

- (i) obter imagens médicas obtidas por tomografia computadorizada (TC) da maxila de um indivíduo jovem;
- (ii) trabalhar estas imagens para a geração de um modelo geométrico das maxilas e suas estruturas de suporte;

- (iii) desenvolver modelo tridimensional do aparelho expensor;
- (iv) definir modelos constitutivos apropriados para dente, ligamento periodontal, sutura palatina e osso;
- (v) gerar um modelo discreto passível de ajuste dos parâmetros tais como condições de contorno e carregamento;
- (vi) simular a aplicação de ações equivalentes àquelas utilizadas no tratamento de expansão;
- (vii) avaliar os resultados de tensões e deslocamento.

3.1 Modelos Geométricos

Os modelos foram desenvolvidos com base na TC *Cone Beam* de um paciente de 12 anos de idade, sexo masculino, pertencente ao arquivo de prontuários do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (Curitiba/PR). A metodologia desenvolvida no presente trabalho foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG.

As imagens geradas pelo tomógrafo em formato DICOM foram importadas para o *software* de desenho assistido por computador (CAD), Simpleware® (Innovation Centre, Exeter, Reino Unido, 2009). Foram utilizadas para a reconstrução tridimensional 218 secções transversais, 285 sagitais e 231 coronais com espaçamento de 0,45 mm entre as mesmas. O processamento foi feito de acordo com o contraste dos tecidos, separados inicialmente em osso, elementos dentários e polpa. Não foram separadas as regiões de osso cortical e trabecular. Após o processamento dessas secções, o modelo 3D gerado (Fig. 8), por apresentar uma grande riqueza de detalhes, foi segmentado em 15 partes (13 de tecido ósseo e 2 de dentes) para, em seguida, serem exportadas em formato STL para o *software* RapidForm XOR3 (3D Systems Innovation Center, Seoul, Coréia do Sul). Este último realizou a parametrização das faces sólidas das partes do modelo para facilitar seu processamento no *software* SolidWorks 12 (Concord, Massachusetts, EUA, 2011), também *software* de desenho assistido por computador (CAD), onde todas as partes foram unidas novamente.

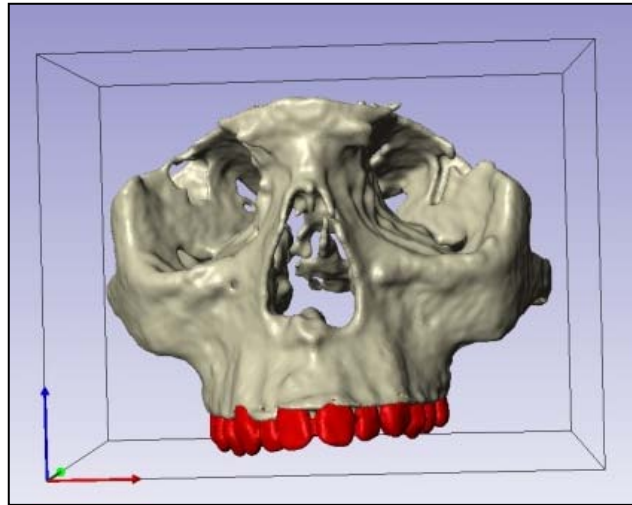


Figura 8 - Reconstrução 3D da tomografia computadorizada representando a totalidade do osso da maxila e parcialmente os ossos a ele articulados.

Com este *software* de desenho, o modelo geométrico sofreu pequenas alterações para suavização de irregularidades geradas durante o processamento e maior definição de seus diferentes materiais para representar de forma mais fiel à realidade. Dessa forma, a superfície externa dos dentes e a superfície óssea externa foram segmentadas manualmente para a correta definição de suas estruturas, a partir de um refinamento da geometria já obtida. O ligamento periodontal e sua interface com o osso foram definidos utilizando recursos do *software* como *cascas*, *offsets*, *splines* e *lofts* somente para os dentes posteriores (pré-molares e molares) que possuíam relação direta com o aparelho disjuntor. O espaço referente à polpa dentária foi considerado e foi também criado um sólido na região mediana do palato com espessura de 1 mm, ou seja, uma unidade funcional osso-sutura representando a sutura palatina mediana, como mostra a Fig. 9. O modelo para o aparelho disjuntor foi desenvolvido diretamente no SolidWorks 12.

Para simular os efeitos de um disjuntor osseossuportado foram inseridos no osso do palato quatro mini-implantes como previamente testado *in vitro* (BORYOR *et al.*, 2013) e *in vivo* (HELMKAMP, 2012) de forma que o disjuntor fique posicionado na região entre primeiro pré-molar e primeiro molar (Fig. 10). Neste caso o parafuso disjuntor foi suprimido e o deslocamento aplicado diretamente nos mini-implantes de 2 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento.

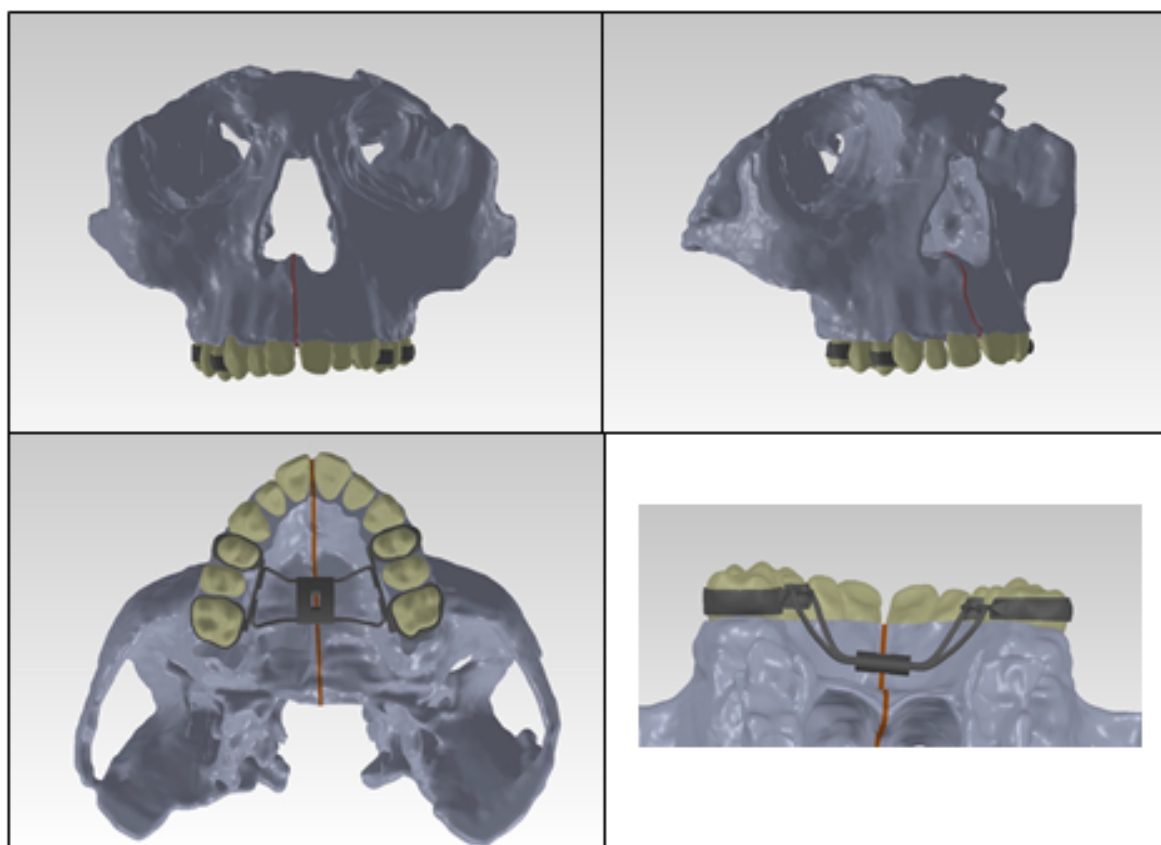


Figura 9 - Modelo Geométrico 1 com aparelho disjuntor dentossuportado fixado aos dentes posteriores. (Em coloração cinza claro: osso; cinza escuro: aparelho disjuntor/aço; bege: elementos dentários; marrom: unidade funcional osso-sutura).

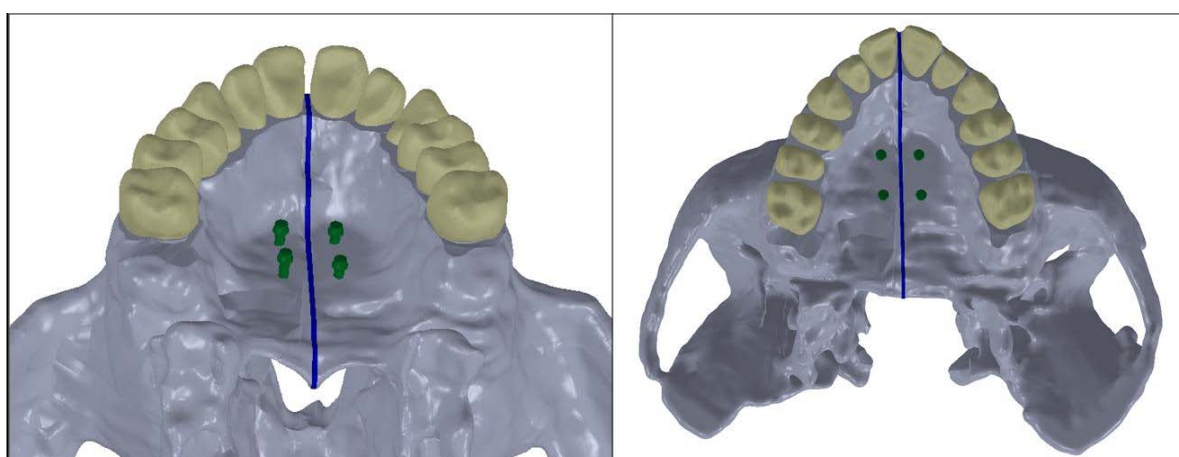


Figura 10 - Modelo Geométrico 2 com 4 mini-implantes instalados (2 anteriores e 2 posteriores).

3.2 Discretização e Análise Computacional

Com o objetivo de reduzir a complexidade e o número de nós dos modelos de elementos finitos, os modelos foram seccionados ao meio, e as simulações foram realizadas no lado esquerdo utilizando o recurso de simetria durante a simulação. Ao final, os resultados foram espelhados para o lado oposto.

Ambos os modelos foram discretizados (processo de geração da malha de elementos finitos) no programa ANSYS 14.5 (Bela Engineering Group, Downers Grove, Ill), programa engenharia assistida por computador (CAE), onde foram gerados 462916 elementos tetraédricos e 749935 nós para o modelo 1 e 449436 elementos tetraédricos e 725315 nós para o modelo 2.

Foram realizados testes de refinamento de malha para obter uma discretização precisa o suficiente sem um número excessivo de nós. O limite utilizado para limitar o refinamento da malha foi a alteração nos resultados apenas na segunda casa decimal para os valores de tensão máxima principal em um mesmo ponto na superfície óssea, em um caso teste. Em um primeiro momento, a simulação convergiu com uma malha de 101276 elementos para Modelo 1. Após refinamento da malha do osso, resultando em um modelo discreto de 462916 elementos, ocorreu alteração no valor de tensão para o ponto em questão de 0,1 MPa. Para verificar se este último modelo era capaz de fornecer resultados aceitáveis, foi realizado uma terceira simulação com elementos ainda menores para o osso. O terceiro modelo testado era composto de 759463 elementos e o resultado para tensão máxima principal no ponto avaliado alterou apenas 0,01 MPa.

Esta diferença entre os resultados foi considerada como irrelevante e, com o objetivo de ter um modelo discreto de baixo custo computacional, a malha considerada para as simulações foi a utilizada no segundo modelo testado (462916 elementos). O tamanho dos elementos para cada estrutura são os seguintes: aparelho disjuntor, 1 mm; incisivos e canino, 1,5 mm; unidade funcional da sutura, 0,5 mm; pré-molares e primeiro molar, 0,5 mm; ligamento 0.3 mm; e osso, 1 mm.

O próprio programa utilizado para discretização e simulação de esforços (ANSYS 14.5) possui uma ferramenta que permite ser avaliada a qualidade da malha de EF, como mostra o gráfico da Fig. 11. Para elementos tetraédricos, a qualidade de um elemento é definida pelo determinante da matriz Jacobiana. Quanto maior o valor do determinante se aproxima de 1, menor o grau de distorção do elemento. Ou seja, quanto maior a quantidade de elementos tetraédricos com valor de qualidade próximo a um, melhor é a malha de elementos finitos do modelo.

As propriedades mecânicas atribuídas aos materiais estão dispostas na Tab. 1. Todos os materiais, exceto a SPM, foram considerados com comportamento de materiais isotrópicos e linearmente elásticos. Para algumas análises, a unidade funcional da sutura foi considerada com diferentes módulos de elasticidade (1 MPa e 0,01 MPa), outros com comportamento bilinear ou ausente. Estas alterações visavam avaliar como a SPM pode influenciar no comportamento da ERM.

O modelo bilinear (Fig. 12) foi empregado com o objetivo de conferir ao modelo de EF uma representação mais próxima da realidade, tal modelo visa representar as diferentes resistências que a região da sutura confere ao modelo antes e após o seu rompimento/separação. O módulo elástico de 1 MPa objetiva representar o comportamento do tecido conjuntivo organizado que principalmente compõe a sutura (PROVATIDIS *et al.*, 2007). Com base em simulações prévias e analisando os resultados de deslocamento para o ajuste de parâmetros do modelo bilinear, foi atribuída uma tensão de 0,1 MPa como tensão limite para a mudança de módulo de elasticidade. Sugere-se que este valor represente sob qual tensão ocorreria uma desorganização da unidade funcional da SPM e, após esse fato, o módulo de elasticidade da unidade funcional é reduzido para representar um tecido conjuntivo desorganizado (para 0,01 MPa). Estas hipóteses, de tensão limite e módulo de elasticidade de tecido conjuntivo desorganizado, foram assumidas neste estudo com o objetivo de criar um modelo de EF que representasse a abertura da SPM conforme observado em estudos clínicos presentes na literatura. Posteriormente avaliar quais seriam os efeitos com outro tipo de disjuntor e otimizar os resultados clínicos da ERM.

O módulo de elasticidade atribuído ao osso (10000 MPa) foi uma estimativa em relação à proporção de osso cortical (13700 MPa) e de osso trabecular (1370 MPa) presente no crânio (YU *et al.*, 2007), uma vez que o modelo utilizado foi composto de um único tipo de tecido ósseo.

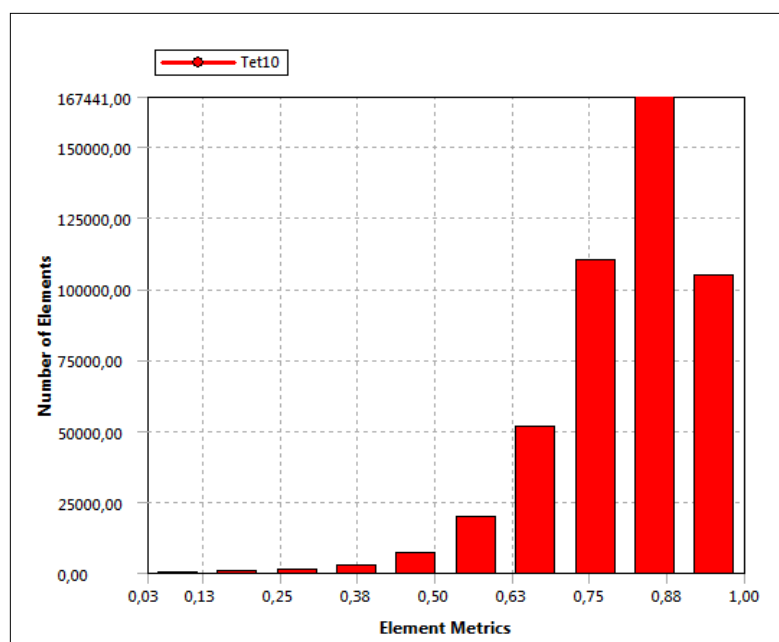


Figura 11 - Gráfico com a relação entre métrica da qualidade dos elementos e número de elementos tetraédricos utilizados na discretização do modelo.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas (a- propriedades estimadas entre osso cortical e esponjoso; b- TANNE *et al.*, 1989; c- YOSHIDA *et al.*, 2001; d- WANG *et al.*, 2012; e- HIBBELER, 2004).

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso (a)	10 000	0,3
Dente (b)	20 000	0,3
Ligamento Periodontal (c)	0,69	0,49
Unid. Sutura-Osso (d)	1	0,49
Disjuntor/ Aço (e)	200 000	0,33
Mini-implante/ Titânio (e)	110 000	0,33

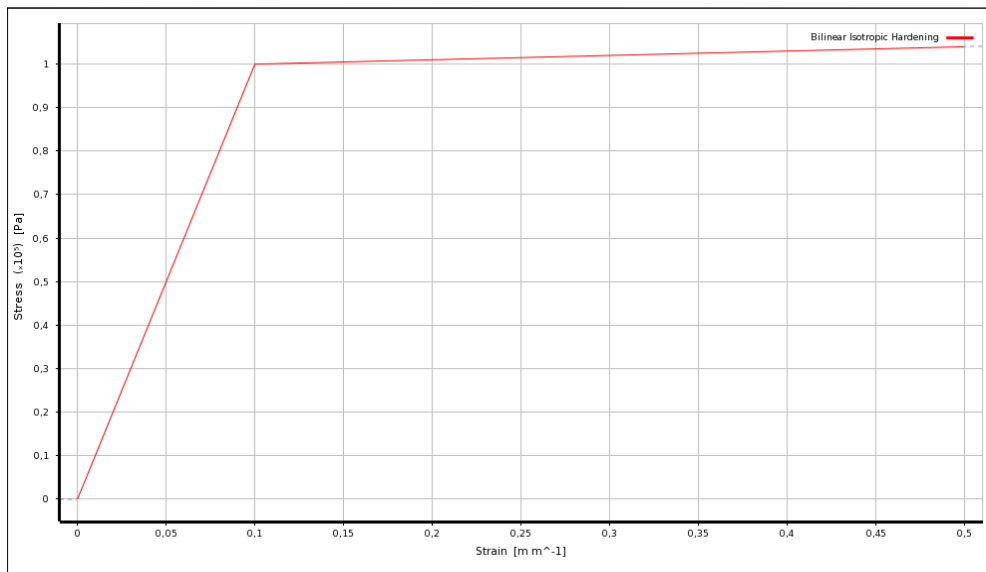


Figura 12 - Modelo Bilinear (Gráfico tensão-deformação).

3.2.1 Condições de Contorno

As condições de contorno foram aplicadas para restringir o movimento transversal da região onde a simetria foi empregada. Na região posterior foram aplicadas restrições de movimento totais e parciais (permitindo momentos) com a finalidade de representar as restrições impostas pela base do crânio. Como pode ser observado na Fig. 13, nas regiões B e E foram aplicados restrições de movimento no eixo vertical, na região D o movimento é impedido nos 3 planos. Essas três regiões tem como objetivo representar as limitações de movimento que os ossos da calota craniana e da base do crânio imprimem neste modelo. (Fig. 13). As restrições aos movimentos foram realizadas apenas na região posterior do modelo, o mais distante possível da face com a finalidade de não influenciar nos resultados de tensões na região anterior do crânio (face).

A região A mostrada na Fig. 13, face medial do aparelho disjuntor, foi a região escolhida para aplicar o deslocamento no eixo horizontal como realizado pelo parafuso disjuntor e, também restringir o deslocamento nos eixos vertical e anteroposterior como imposto pela própria estrutura do aparelho. Na região C foram restringidos os deslocamentos no sentido transversal. As regiões A e C são áreas onde o modelo foi seccionado, portando em ambas foram aplicadas o recurso de simetria.

Para simular as ativações do aparelho disjuntor foram aplicados deslocamentos referentes a uma (0,125 mm), três (0,375 mm) e 30 ativações (3,75 mm) nas faces mediais do aparelho e dos mini-implantes em sentido transversal e direção lateral. Esses valores, devido à simetria considerada, correspondem a um deslocamento total de 0,25 mm, 0,75 mm e 7,5 mm respectivamente. A Tab. 2 representa os casos simulados.

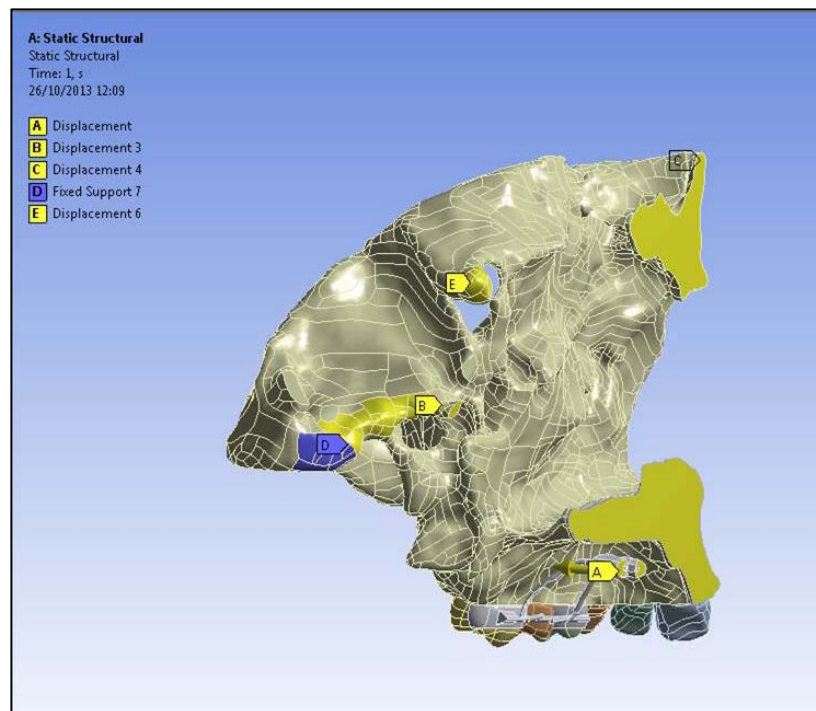


Figura 13 - Condições de contorno aplicadas ao modelo de EF. (A – região em que o deslocamento referente à ERM foi aplicado; B, C e E – regiões com restrição parcial de movimento; D- restrição total de movimento).

Os casos 1 a 4 representam uma ativação do aparelho, totalizando 0,25 mm de afastamento entre as faces mesiais do disjuntor. Os casos 5 e 6 representam as 3 ativações (0,75 mm) que são realizados no momento de instalação do aparelho em alguns protocolos de tratamento, como em trabalho realizado por Isaacson e Ingram (1964). Por fim, os casos 7 a 12 que simulam os deslocamentos

totais impostos pelo aparelho ao final do tratamento (30 ativações). Nestes últimos casos a influência da SPM nos padrões dos deslocamentos gerados pelos dois tipos de disjuntores foi avaliada.

Tabela 2 - Casos simulados.

	Módulo de Elasticidade da Sutura (MPa)	Deslocamento Aplicado (mm)	Tipo de apoio de disjuntor
Caso 1	(sem sutura)	0,125	dente
Caso 2	(sem sutura)	0,125	mini-implante
Caso 3	1	0,125	dente
Caso 4	1	0,125	mini-implante
Caso 5	1	0,375	dente
Caso 6	1	0,375	mini-implante
Caso 7	1 e 0,01 (bilinear)	3,75	dente
Caso 8	1 e 0,01 (bilinear)	3,75	mini-implante
Caso 9	0,01	3,75	dente
Caso 10	0,01	3,75	mini-implante
Caso 11	(sem sutura)	3,75	dente
Caso 12	(sem sutura)	3,75	mini-implante

4

RESULTADOS

O comportamento biomecânico da maxila diante dos esforços e condições atribuídas em cada caso está disposto a seguir. Para todos os resultados das análises de tensões de tração e de compressão previstos para o osso, os valores (picos) máximos mostrados nas escalas de cores estão localizados nas regiões em que as condições de contorno foram aplicadas (região posterior do modelo). Por não ser uma região de interesse para este estudo, tais pontos não foram apontados nas imagens.

O primeiro ponto avaliado foi a interferência na distribuição de tensões quando removida a SPM do modelo de EF. Para tal, foram comparados os casos 1, 3 e 5. Na primeira coluna da Fig. 14, têm-se os resultados referentes ao modelo submetido ao deslocamento de uma ativação do aparelho expensor (0,25 mm) na ausência da SPM, simulando casos em que a sutura já estaria rompida. Os picos de tensões máximas principais ficaram em torno de 1 MPa nas proximidades da órbita e na face lingual do osso alveolar próximos ao primeiro molar. Quando a SPM foi considerada, resultados na segunda coluna da Fig. 14, observou-se um acúmulo de tensões máximas no osso alveolar por vestibular e

lingual na região dos dentes de suporte, no início do processo zigomático da maxila, assoalho nasal e nas paredes internas da cavidade nasal prevendo picos de 1,5 a 2 MPa.

Em relação à compressão, tensões mínimas principais, também foram observadas diferenças entre os modelos com e sem a SPM. Na presença de sutura, os picos de tensão localizados na parede medial da órbita aumentaram de 1,5 MPa para 2 MPa (Fig. 15).

Também foi avaliada a diferença entre os picos de tensões previstos para uma e para três ativações do aparelho disjuntor. Embora o modelo seja elástico linear, e por isso os resultados sejam diretamente proporcionais às solicitações, foram tomados valores desses resultados para enfatizar quais alterações são promovidas quando são aplicadas inicialmente 3 ativações no expansor (Fig. 14). Os picos de tensão máxima principal atingiram valores entre 4 e 7 MPa no início do processo zigomático da maxila, nas paredes internas da cavidade nasal e no osso alveolar dos dentes de suporte por vestibular e lingual. Os picos de tensão mínima principal chegaram a 4 MPa na parede medial da órbita (Fig. 15). Na região anterior ao processo zigomático da maxila os picos previstos foram de 3 MPa e de 2 MPa para regiões centrais do palato próximas à SPM.

Os elementos dentários utilizados como suporte também foram avaliados biomecanicamente. Para um única ativação do parafuso disjuntor dentossuportado, foram previstos picos de tensão de tração de 10 MPa no terço médio da raiz palatina do primeiro molar e 11 MPa de tensão compressão próximo à região de fulcro, entre as raízes do primeiro molar (Fig. 16). Para 3 ativações consecutivas do mesmo aparelho (Fig. 17), os picos de tensão aumentam linearmente como o esperado.

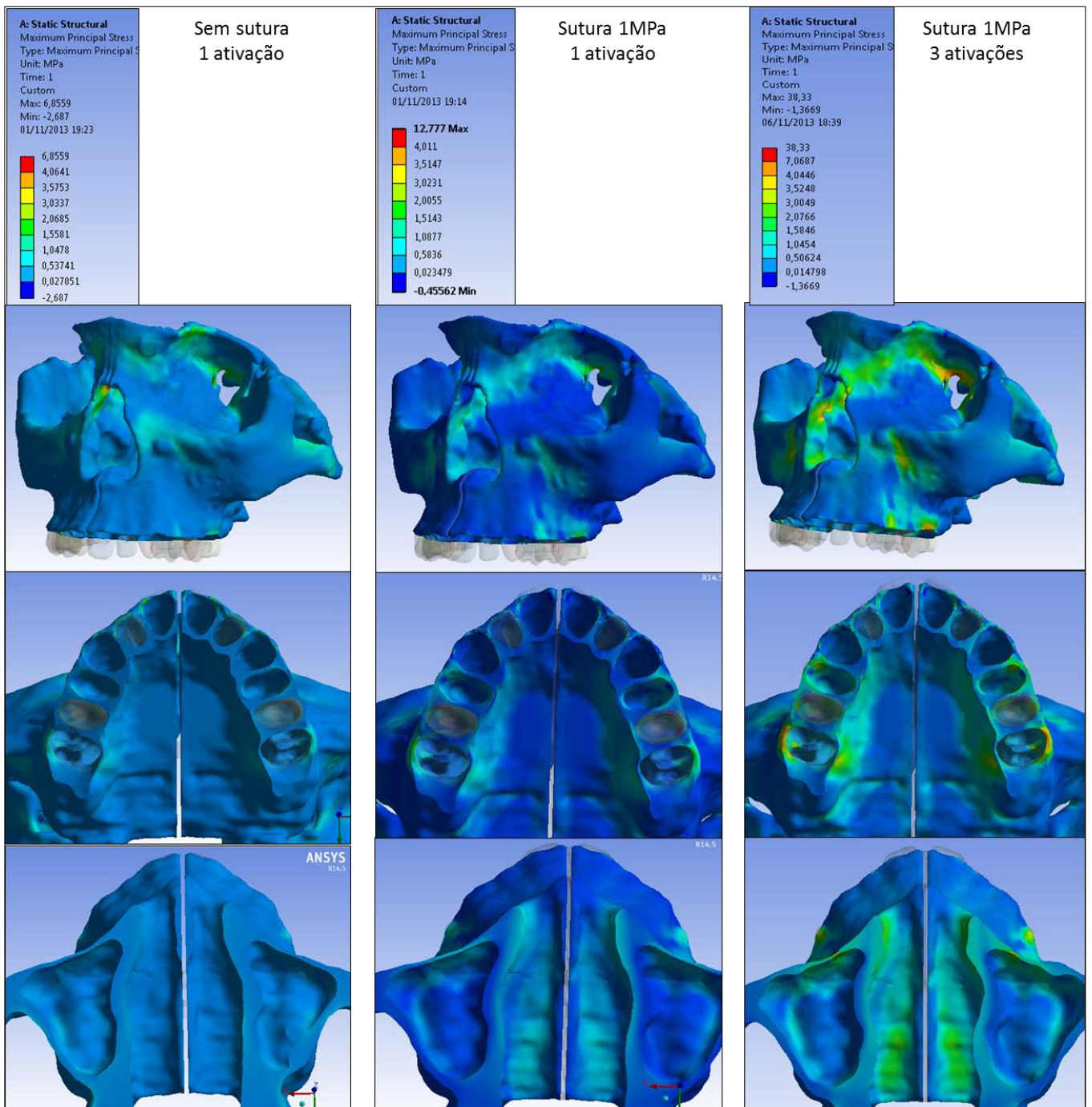


Figura 14 - Distribuição de tensões máximas principais para os casos 1, 3 e 5, respectivamente.

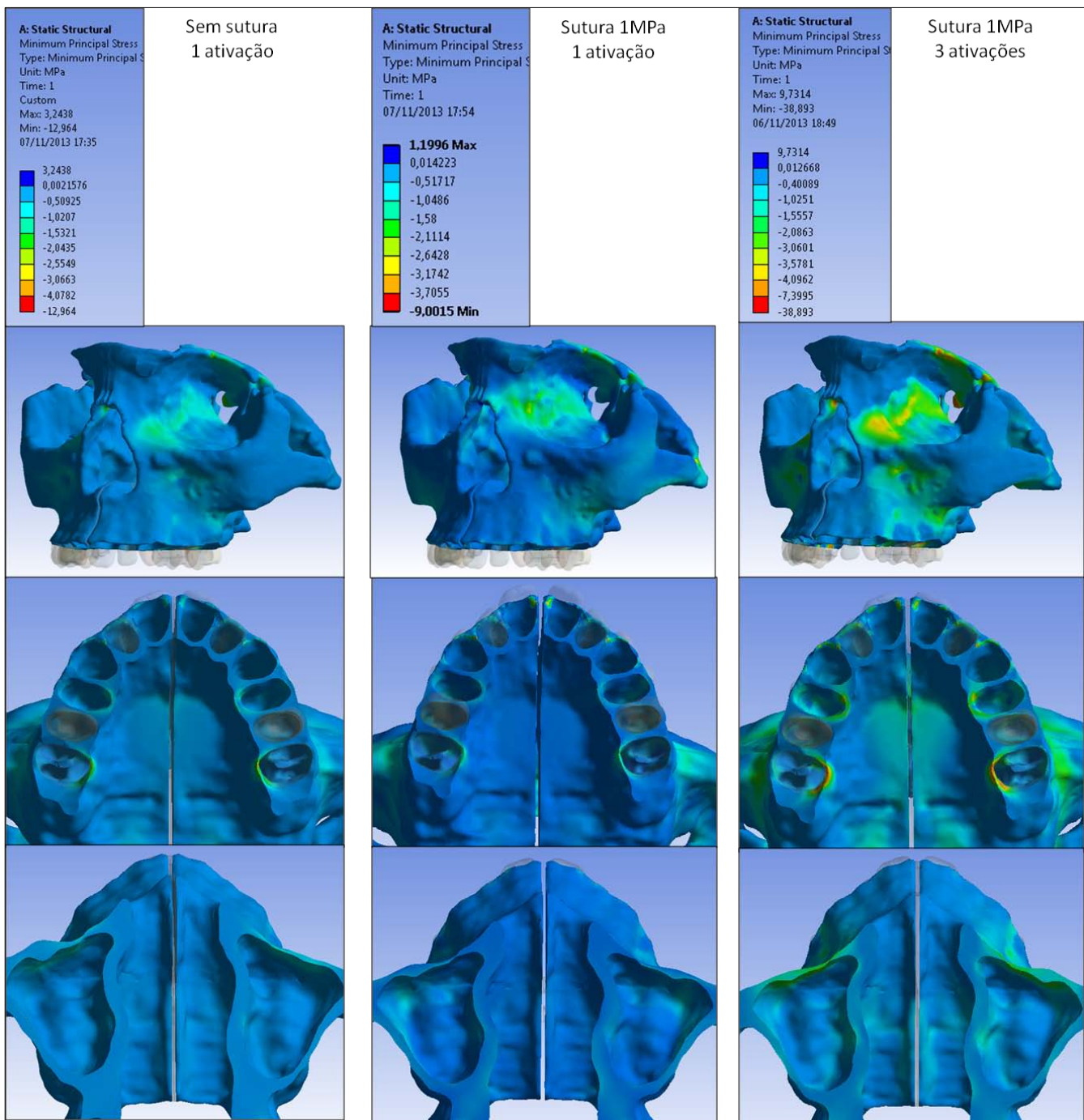


Figura 15 - Distribuição de tensões mínimas principais para os casos 1, 3 e 5, respectivamente.

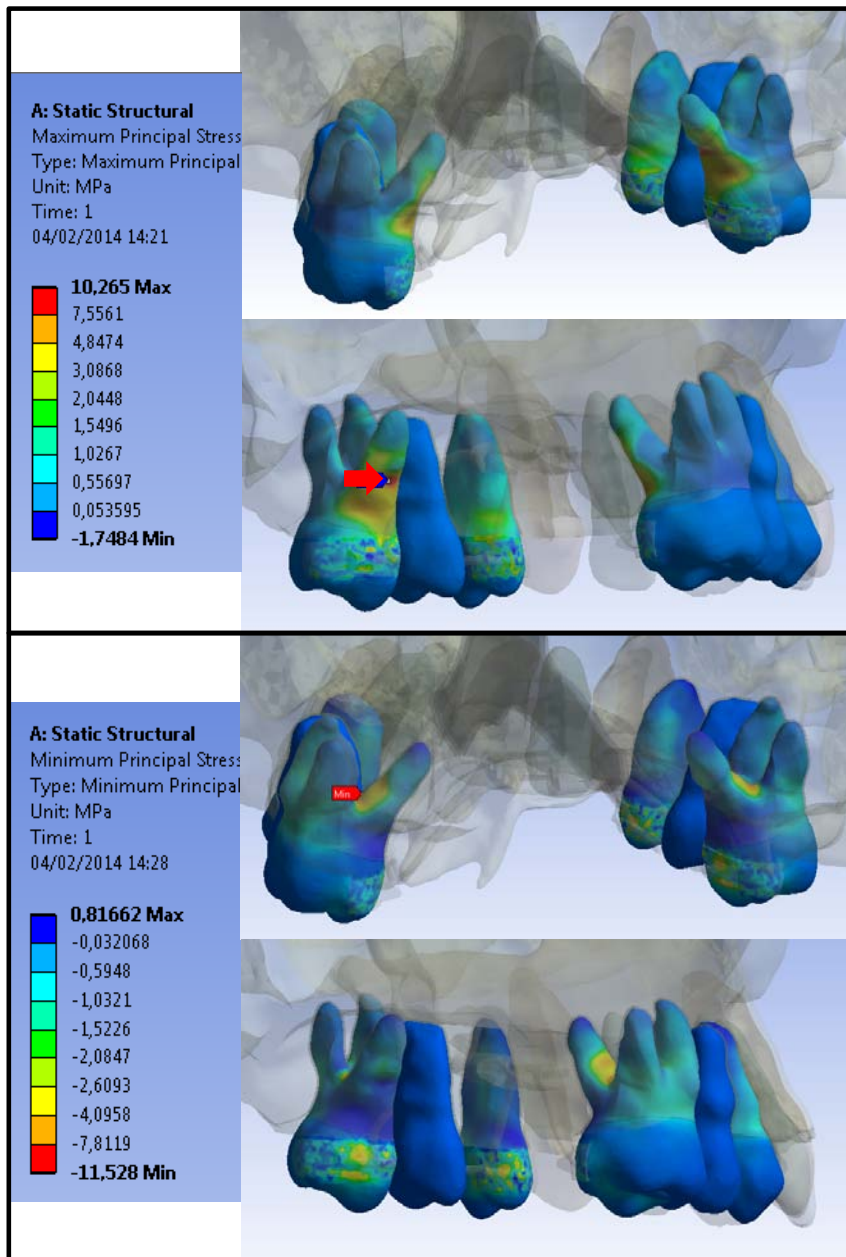


Figura 16 - Distribuição de tensões máximas (tração) e mínimas (compressão) nos elementos dentários quando aplicado deslocamento de uma ativação em aparelho dentossuportado (Caso 4).

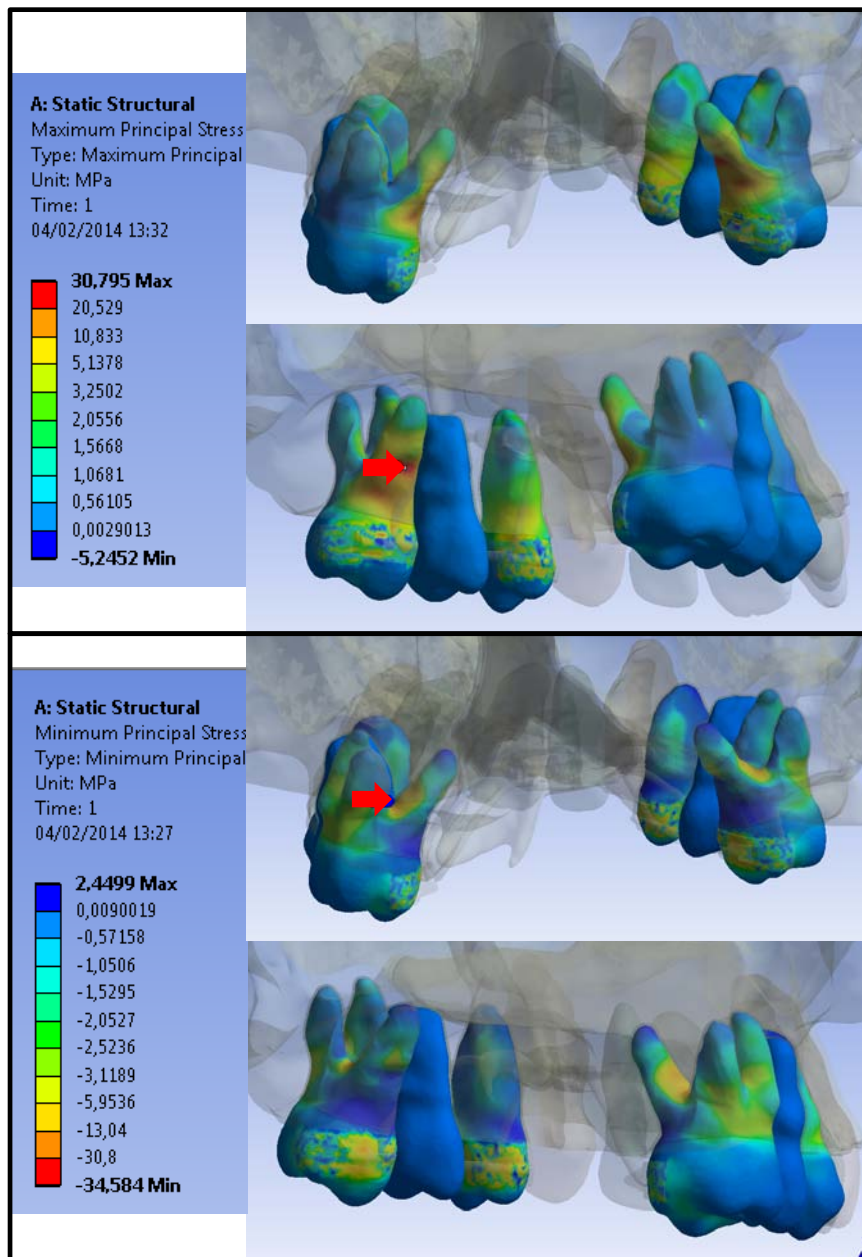


Figura 17 - Distribuição de tensões máximas (tração) e mínimas (compressão) quando aplicado deslocamento de três ativações em aparelho dentossuportado (Caso 6).

A mesma ativação aplicada no aparelho dentossuportado, quando realizada em aparelho osseossuportado, mostrou promover alterações na distribuição e magnitude dos picos de tensão de tração e compressão. As diferenças entre os dois aparelhos podem ser avaliadas nas Figs. 18, 19 e 20.

Os picos de tensões de tração previstos para o disjuntor osseossuportado oscilaram entre 2,5 a 5 MPa na face vestibular do processo alveolar e ascenderam até a borda inferior da órbita. Na região do

assoalho nasal os picos de tensão de tração variaram entre 3 a 30 MPa ao longo de toda a sua extensão. O osso alveolar, em sua face palatina, apresentou valores próximos de zero, no entanto, na região do palato próxima aos mini-implantes as tensões máximas de tração ficaram em torno de 50 e 100 MPa, com pico de tensão de até 248,5 MPa na borda medial do osso que circunda o mini-implante.

Em relação às tensões de compressão, estas acometeram grande parte do osso maxilar (parede medial da órbita, fossa craniana e parede lateral da cavidade nasal) com valores entre 0,5 e 3 MPa. Todo o palato foi acometido por tensões de compressão. Os maiores valores previstos concentraram-se na região de instalação dos mini-implantes (principalmente na região lateral distal), atingindo valores de 197 MPa. Na região média do assoalho da cavidade nasal, próxima a SPM, os picos foram de 6 MPa. Tanto as tensões de tração como de compressão podem ser visualizadas mais facilmente em imagens aproximadas da região dos mini-implante expostas na Fig. 20.

Quando analisadas as deformações máximas principais promovidas na extremidade óssea que compõe a SPM, também foram observados diferentes comportamentos para os dois tipos de disjuntor (Fig. 21). O aparelho dentossuportado promoveu deformações inferiores a 2 μE na região nasal anterior, entre 6 e 14 μE na região bucal anterior e 8,5 e 84,5 μE ao longo de toda a superfície óssea, com maior concentração da região central, entre o assoalho nasal e bucal. O aparelho osseossuportado gerou deformações inferiores a 0,6 μE na região mais anterior e posterior da superfície óssea da sutura. Porém, as regiões mais próximas aos mini-implantes foram mais afetadas, com deformações entre 187 e 490 μE , atingindo valores de 1270 μE na região próxima ao mini-implante anterior.

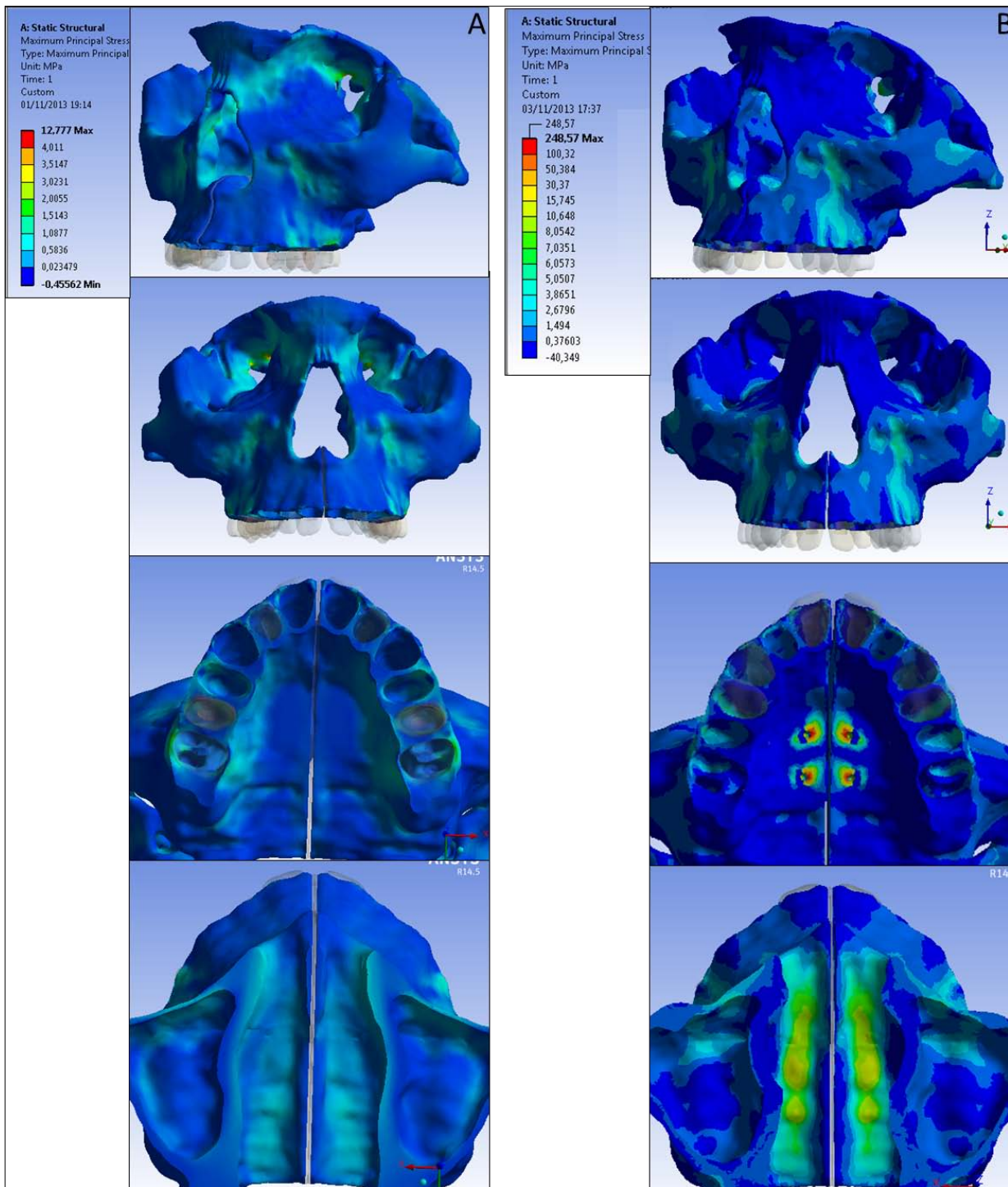


Figura 18 - Distribuição de tensões máximas principais quando aplicado deslocamento de 1 ativação em aparelho dentossuportado (A) e osseossuportado (B), casos 3 e 4 respectivamente.

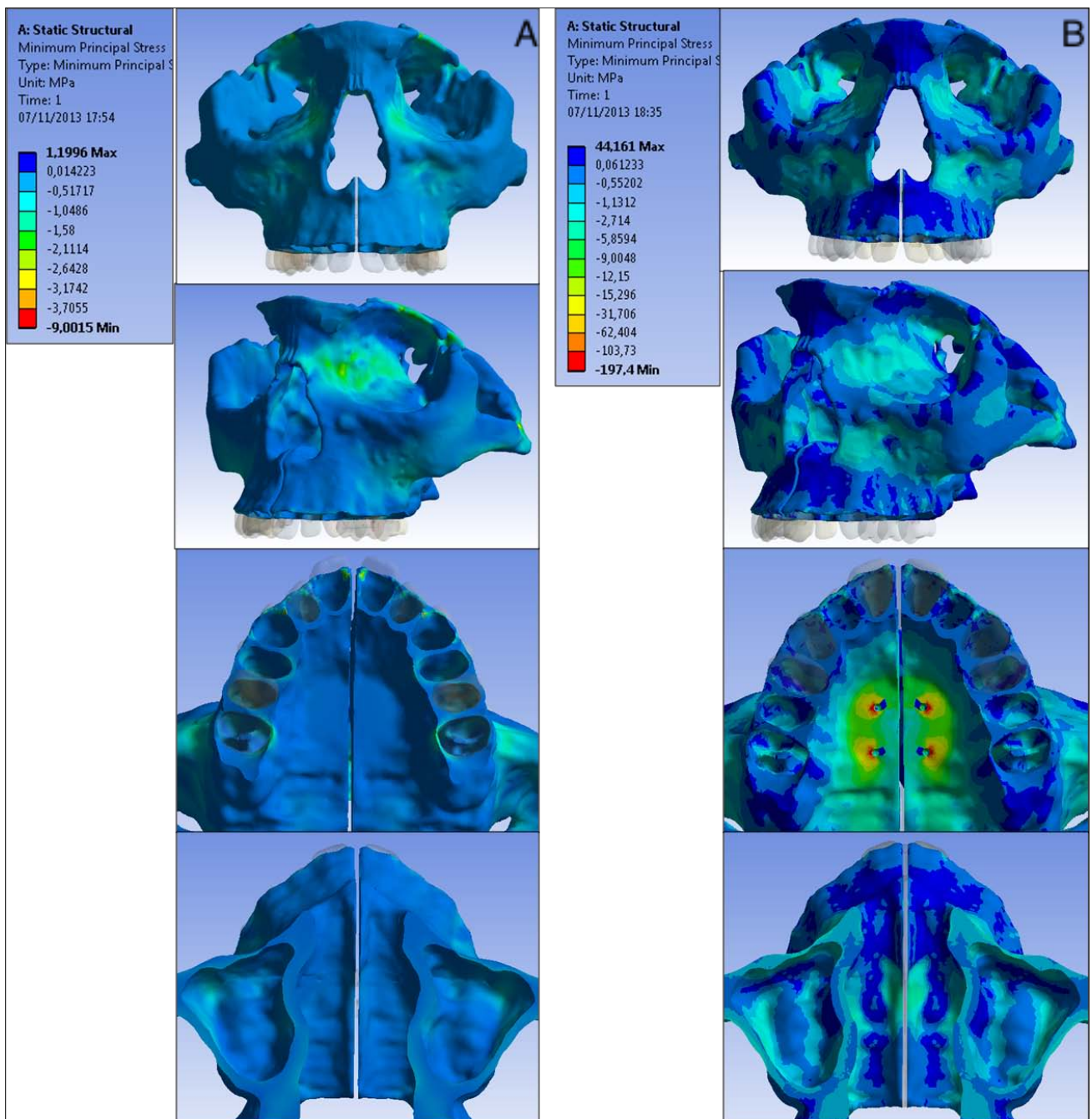


Figura 19 - Distribuição de tensões mínimas principais quando aplicado deslocamento de uma ativação em aparelho dentossuportado (A) e osseossuportado (B), casos 3 e 4 respectivamente.

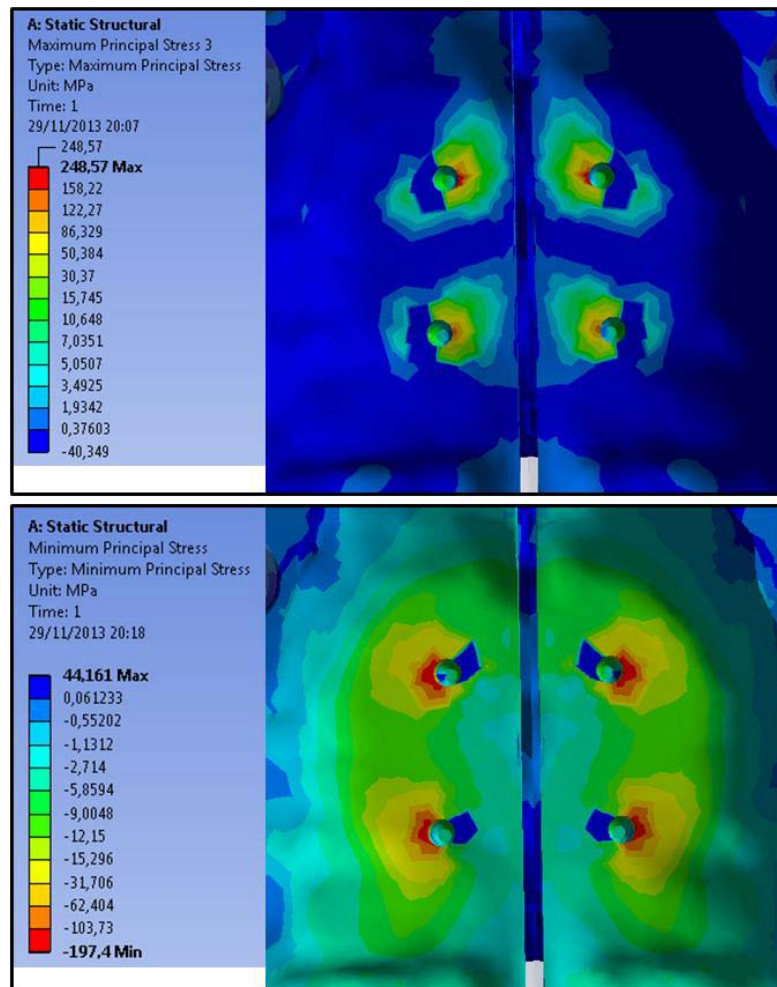


Figura 20 - Distribuição de tensões principais máximas e mínimas quando aplicado deslocamento de 1 ativação em aparelho osseossuportado (caso 4).

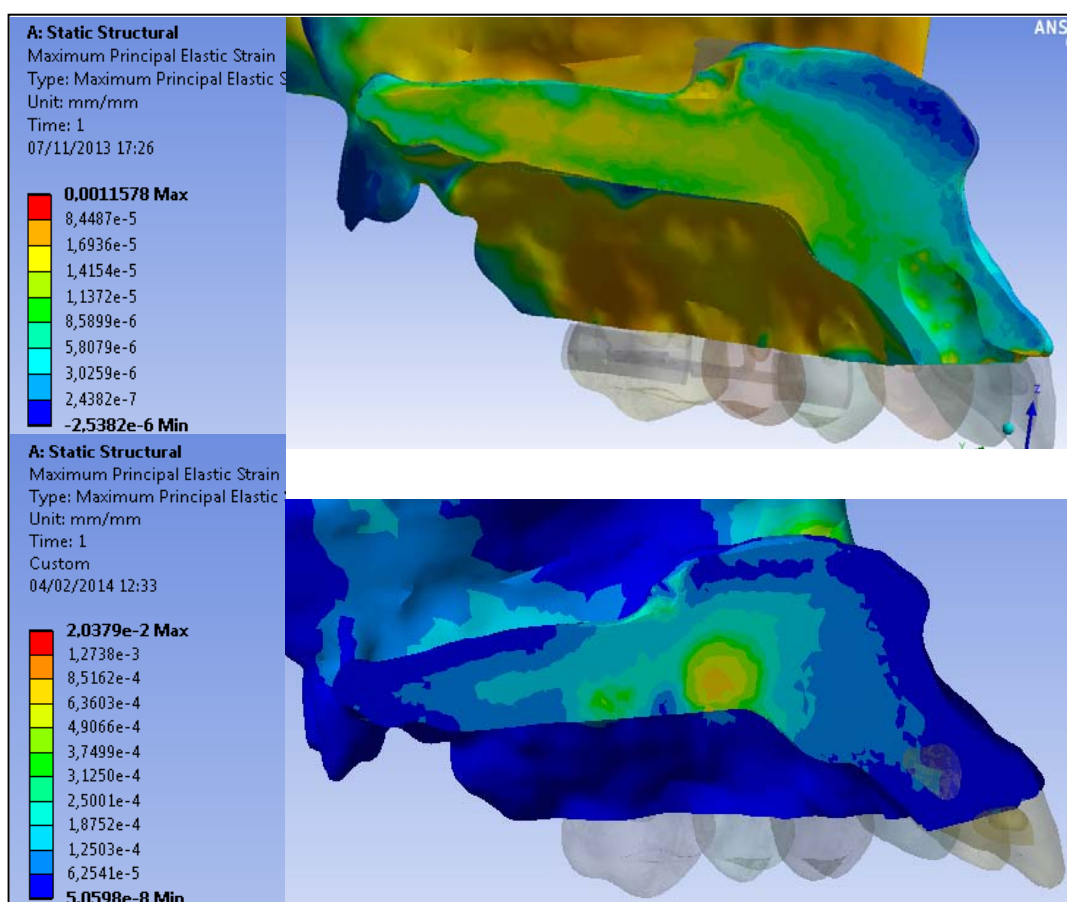


Figura 21 - Distribuição de deformações máximas principais quando aplicado deslocamento de uma ativação em aparelho dentossuportado (primeira linha) e osseossuportado (segunda linha), casos 3 e 4 respectivamente.

No modelo com o aparelho osseossuportado, como já mencionado anteriormente, o carregamento é aplicado diretamente no mini-implante e gera-se um grande acúmulo de tensões no tecido ósseo nas proximidades de sua instalação. Por isso, também foram avaliadas as deformações máximas nessa região (Fig. 22) e as tensões médias para o mini-implante (Fig. 23). Os resultados previram deformações de 900 a 5.000 μE no osso do palato circunferenciais ao mini-implante e pico de até 20.000 μE na região mesial justaposta ao mesmo. O pico da tensão de von Mises previsto no mini-implante, para apenas uma ativação, foi de 826 MPa na região mesial logo acima da região em que o mini-implante tem interface óssea. Porém toda a região mais superior do corpo do mini-implante teve picos de tensão média entre 408 MPa e 881 MPa.

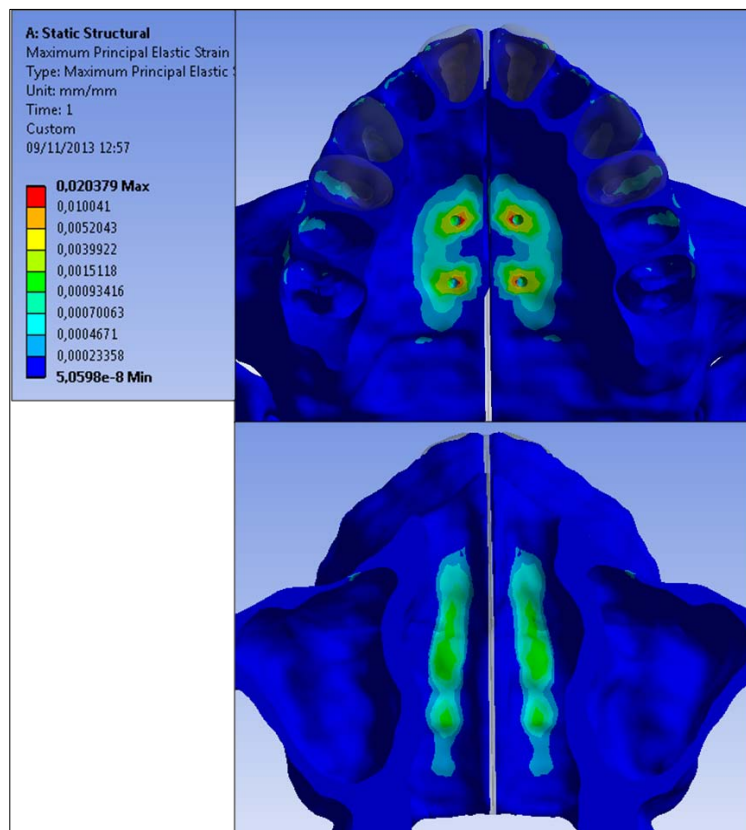


Figura 22 - Distribuição de deformações máximas principais quando aplicado deslocamento de uma ativação em aparelho osseossuportado.

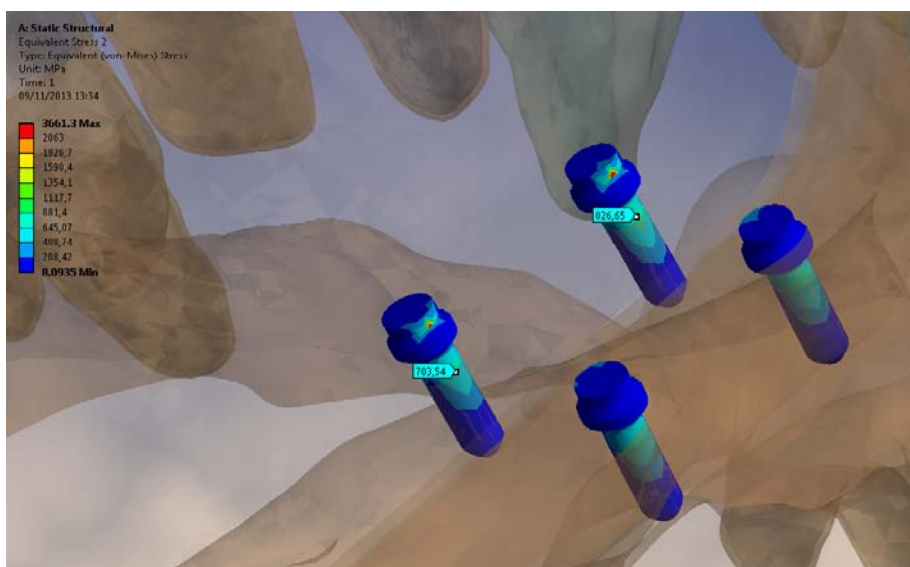


Figura 23 - Distribuição de tensões de von Mises quando aplicado deslocamento de uma ativação em aparelho osseossuportado.

Assim como realizado para o disjuntor dentossuportado, foram evidenciadas as diferenças entre os esforços no osso da maxila e ossos adjacentes diante de uma ou três ativações consecutivas no disjuntor osseossuportado, como pode ser observado nas Figs. 24 e 25.

Para avaliar as tensões geradas por todo o deslocamento aplicado pelo disjuntor (3,75 mm para cada lado), considerando que a SPM confere uma menor restrição ao movimento de expansão após a sua ruptura, adotou-se um modelo elástico bilinear. Os resultados para o aparelho dentossuportado (Caso 7) apontaram que as tensões máximas principais se distribuíram em toda a borda anterior e inferior da órbita, fossa craniana, rebordo alveolar vestibular ao primeiro molar e primeiro pré-molar, face palatina do rebordo alveolar, parede lateral da cavidade nasal, osso nasal e se estenderam ao longo da parede medial superior da órbita com picos de 50,5 MPa. O assoalho nasal experimentou tensões de tração ao longo de sua extensão com picos de até 22,5 MPa (Fig. 26).

Para as tensões principais mínimas (compressão), também expostas na Fig. 26, foram previstos picos de até 56,5 MPa em região mais inferior da parede medial da órbita. Na região da fossa craniana do osso maxilar e estendendo-se para o arco zigomático, os picos foram de 26 MPa. Tanto o assoalho nasal, quanto o bucal, apresentaram tensões de compressão nas regiões medianas e médias com valores entre 8,5 e 11 MPa.

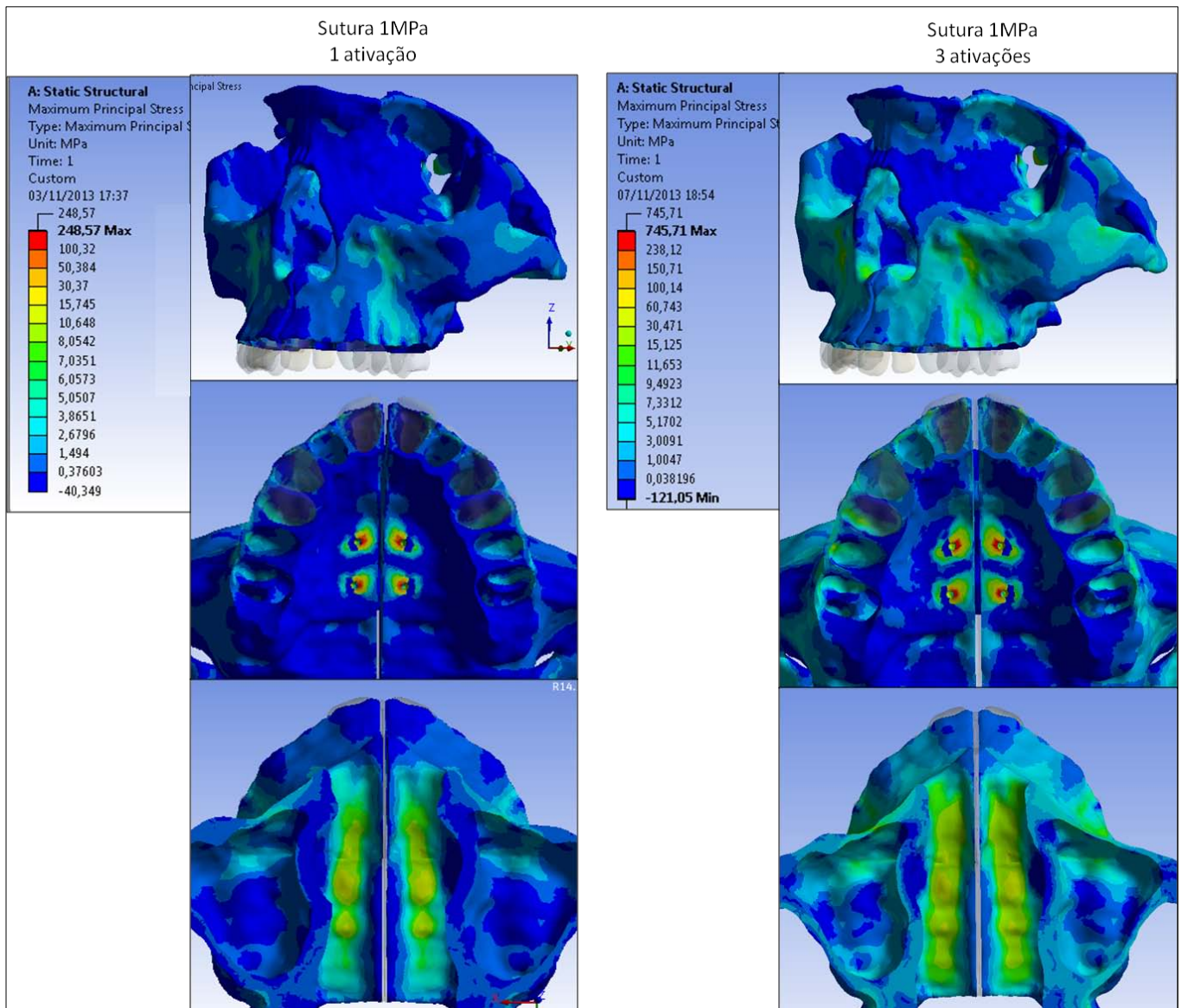


Figura 24 - Distribuição de tensões máximas principais quando aplicado deslocamento de 1 e de 3 ativações em aparelho osseossuportado (Casos 4 e 6).

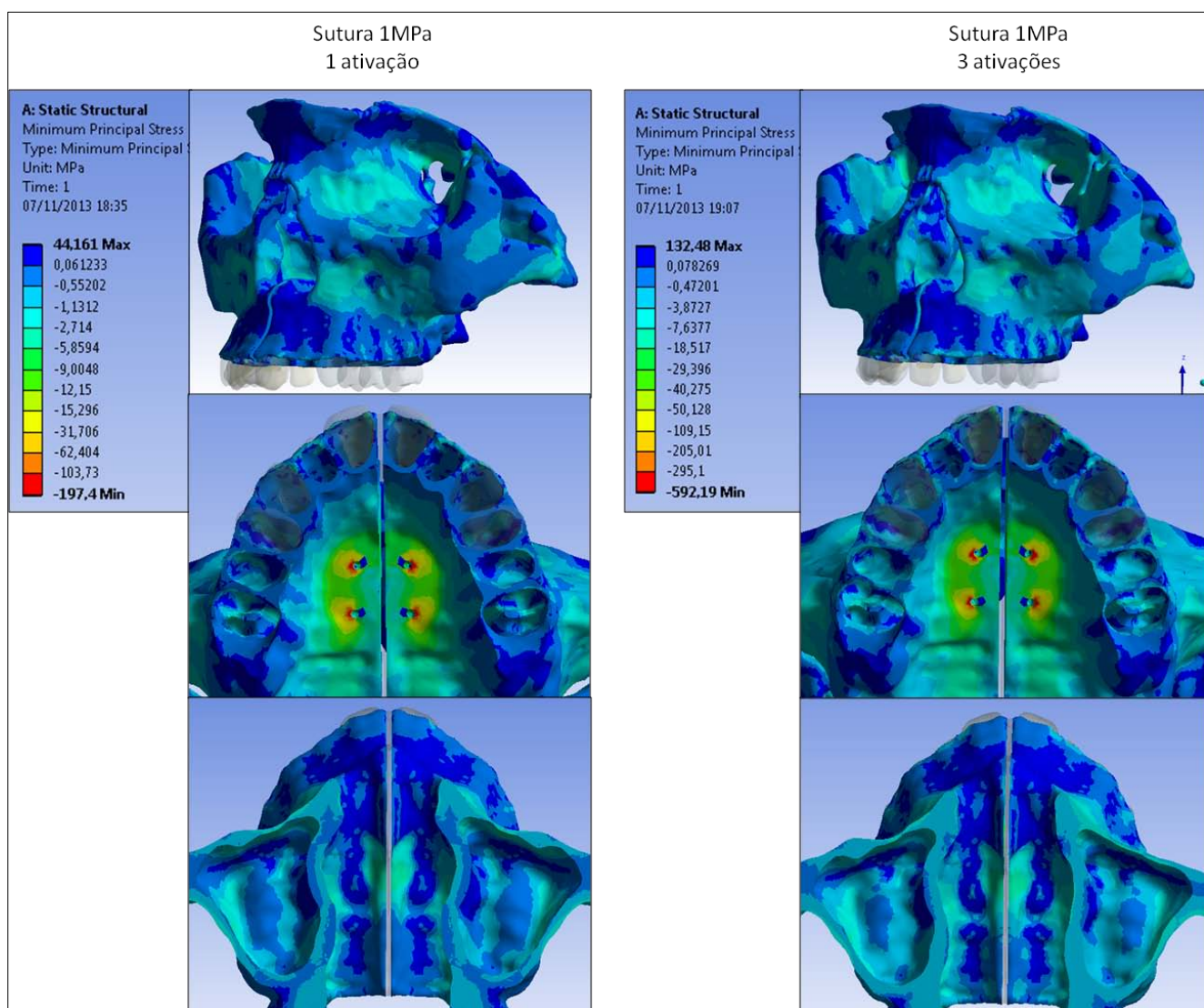


Figura 25 - Distribuição de tensões mínimas principais quando aplicado deslocamento de 1 e de 3 ativações em aparelho osseossuportado (Casos 4 e 6).

Para a simulação em modelo com aplicação do deslocamento diretamente nos mini-implantes (Caso 8), o deslocamento total de 7,5 mm provocou acúmulo de tensões máximas principais de 85 MPa na face inferior da órbita, estendendo-se até a região anterior. Próximos à abertura piriforme (cavidade nasal) picos de tensão atingiram 230 MPa. Toda a região da fossa craniana também apresentou picos de 85 MPa, seguindo até a região de rebordo alveolar vestibular. A região superior do arco zigomático também experimentou picos de tensão de 230 MPa. O assoalho nasal experimentou tensões de tração ao longo de sua extensão com picos de até 85 MPa na região anterior, e de 230 MPa na região mediana, onde os mini-implantes estão instalados no palato (Fig. 27).

A face palatina do rebordo alveolar, parede lateral da cavidade nasal, região inferior do osso nasal, toda a parede medial da órbita, região posterior do assoalho nasal e o palato experimentaram tensões de compressão com picos entre 54 a 729 MPa, como observados nos resultados de tensões mínimas principais da Fig. 27. Os picos mais elevados de tensão de compressão acometeram a região anterior da parede medial da órbita (729 MPa) e as regiões do palato laterais ao local em que os mini-implantes foram instalados (1873 MPa).

Quando considerado o comportamento bilinear da SPM, houve um aumento significativo no tempo de simulação. Para o modelo dentossuportado (Caso 7) foram, aproximadamente, 144 horas e 216 horas para o modelo osseossuportado (Caso 8) em computador com processador Intel (R) X5670, 2 GHz e 24 GB de memória RAM. Custo operacional alto quando comparado com o modelo linear que levou em média de 5 a 10 minutos para simular os esforços solicitados.

Os deslocamentos previstos com o modelo bilinear foram, também, comparados com os casos de modelos lineares, com o objetivo de avaliar qual sua interferência (quantitativa) na abertura da sutura (Tab. 3). A maior rigidez da sutura, atribuída inicialmente no modelo bilinear, mostrou limitar a quantidade total de abertura da sutura, quando são comparados os valores obtidos com o caso em que o módulo de elasticidade sugere um tecido conjuntivo desorganizado ($E = 0,01$ MPa). O maior deslocamento previsto para o aparelho dentossuportado foi com a simulação sem a SPM (45% na região anterior e 22% na região posterior, em relação ao total imposto pelo disjuntor). As regiões utilizadas para fazer as mensurações estão indicadas na Fig. 28.

Quando comparados deslocamentos obtidos para os diferentes tipos de disjuntores, os resultados mostraram a manutenção do padrão de abertura (em “V”), porém ocorreu um aumento relevante na abertura da SPM quando o aparelho teve seu apoio no osso. Além disso, para este tipo de apoio, o deslocamento máximo em nível de coroa dentária ocorreu na região de incisivos, acompanhando o deslocamento esquelético, como pode ser observado nas Figs. 29, 30 e 31. Ao contrário do observado para o aparelho dentossuportado, o qual promoveu um deslocamento maior nos dentes que o suportam.

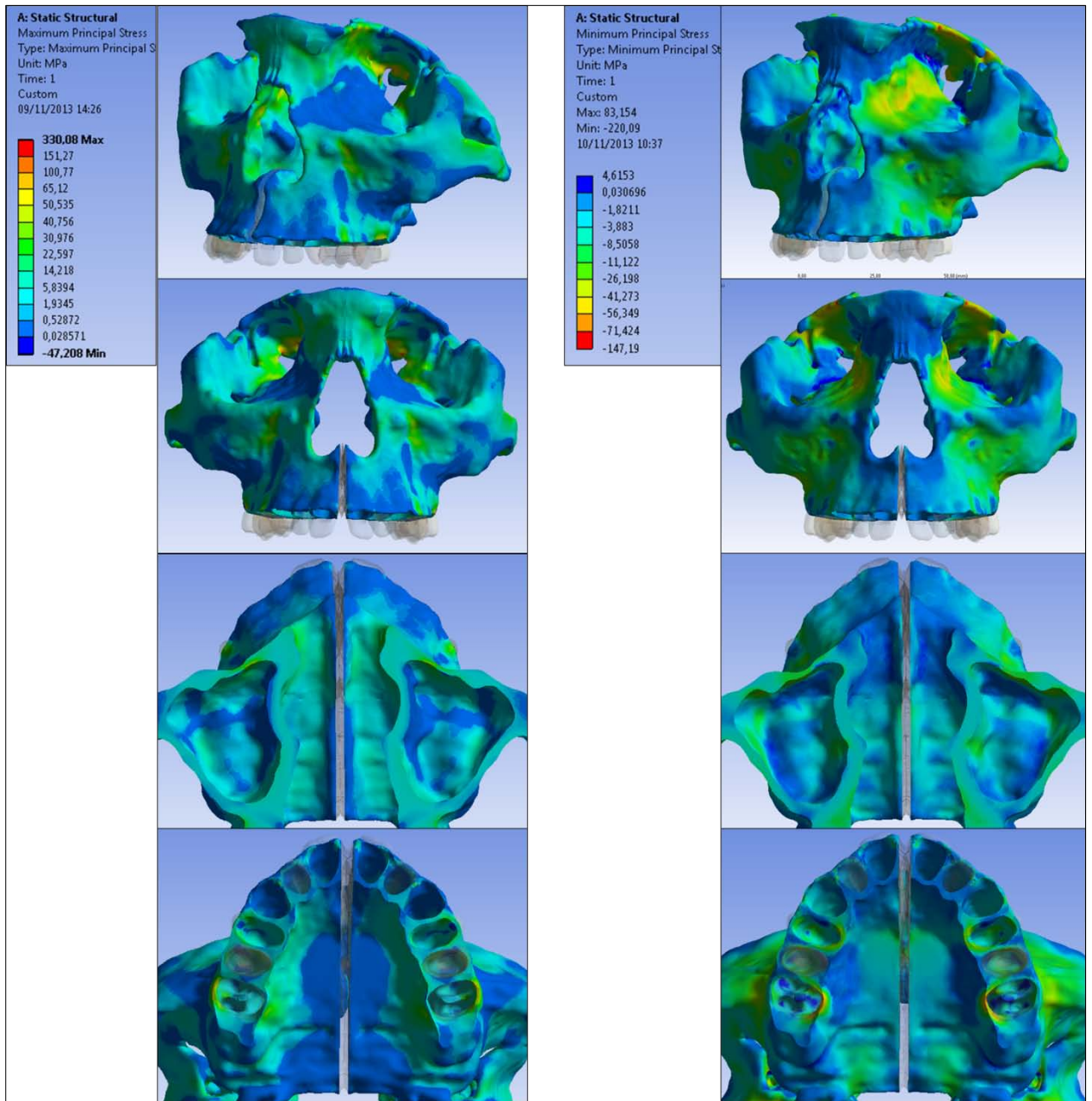


Figura 26 - Distribuição de tensões principais máximas e mínimas quando aplicado deslocamento total no aparelho dentossuportado. Modelo bilinear para SPM (Caso 7).

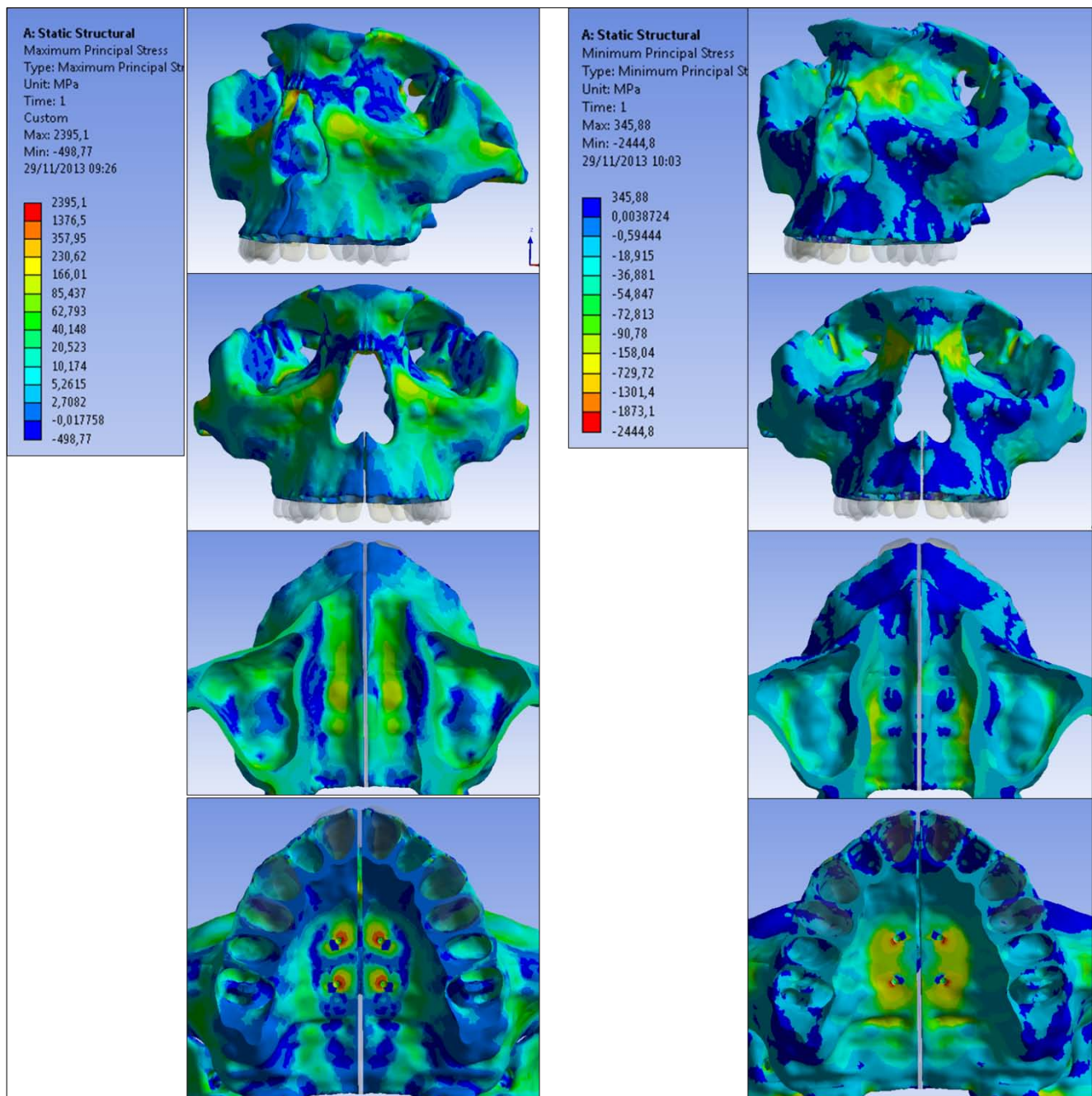


Figura 27 - Distribuição de tensões principais máximas e mínimas quando aplicado deslocamento total no aparelho osseossuportado. Modelo bilinear para SPM (Caso 8).

Tabela 3 - Deslocamento transversal obtido nos casos 7 a 12 (% do deslocamento aplicado).

	Região da SPM	SPM bilinear	SPM 0,01 MPa	SPM ausente
Disjuntor Dentossuportado	anterior	26,3	40,8	45,3
	pré-molar	18,7	28,4	31,5
	molar	18,1	26,1	27,1
	posterior	14,3	18,9	21,9
Disjuntor Osseossuportado	anterior	84,8	105,8	109,9
	pré-molar	74,3	83,7	86,7
	molar	71,2	75,9	79,2
	posterior	55,3	58,7	59,7

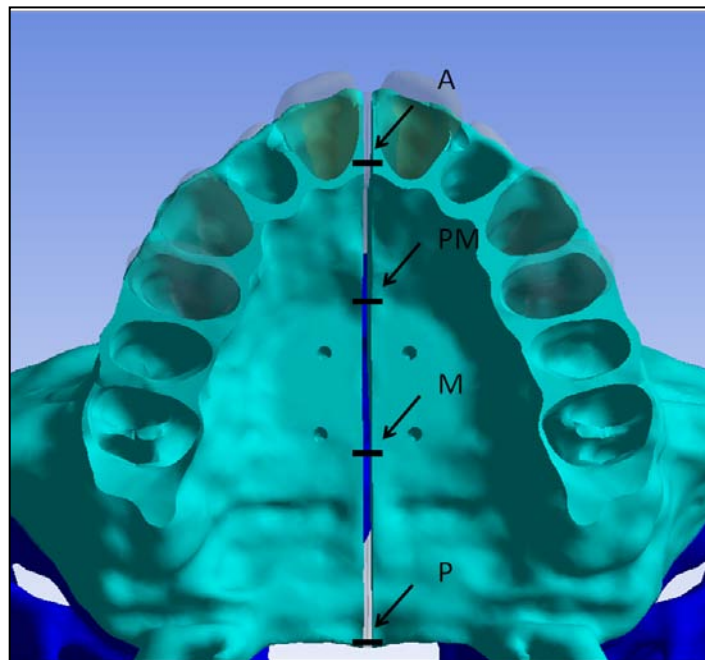


Figura 28 – Regiões utilizadas como referência para medir o afastamento da sutura (A: anterior; PM: pré-molar; M: molar; P: posterior).

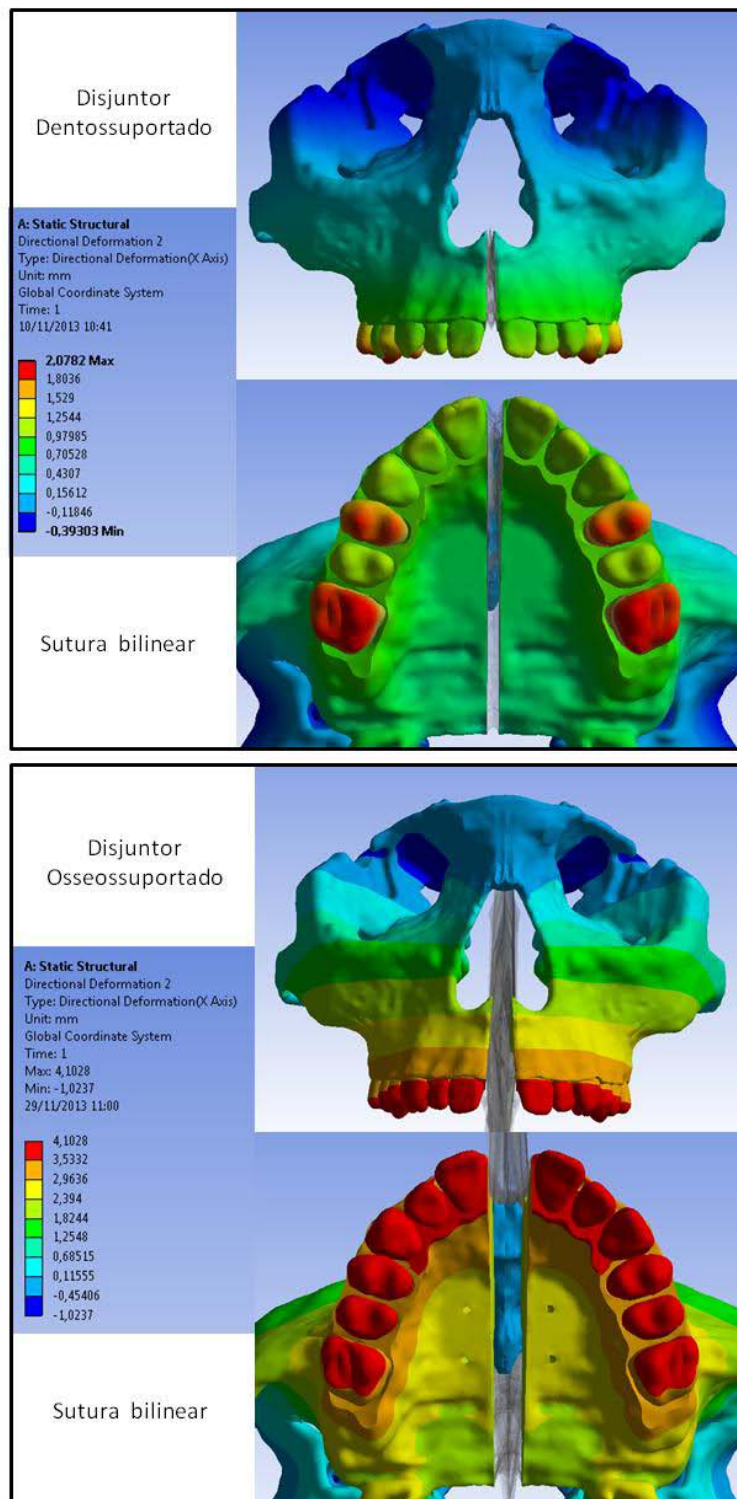


Figura 29 - Deslocamentos quando aplicado o deslocamento lateral total (7,5 mm) em aparelho dentossuportado (Caso 7) e osseossuportado (Caso 8). SPM com comportamento elástico bilinear.

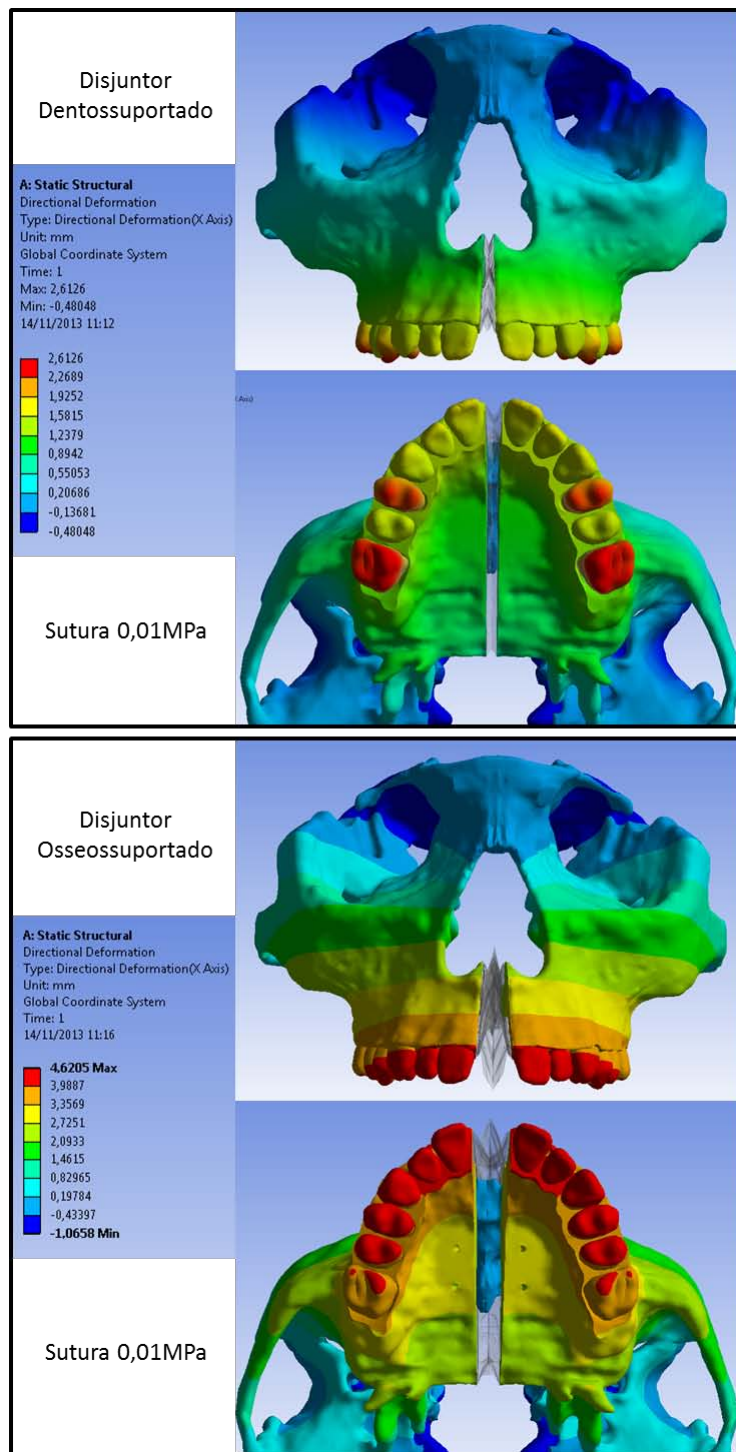


Figura 30 - Deslocamentos quando aplicado o deslocamento lateral total (7,5 mm) em aparelho dentossuportado (Caso 9) e osseossuportado (Caso 10). SPM com $E = 0,01$ MPa.

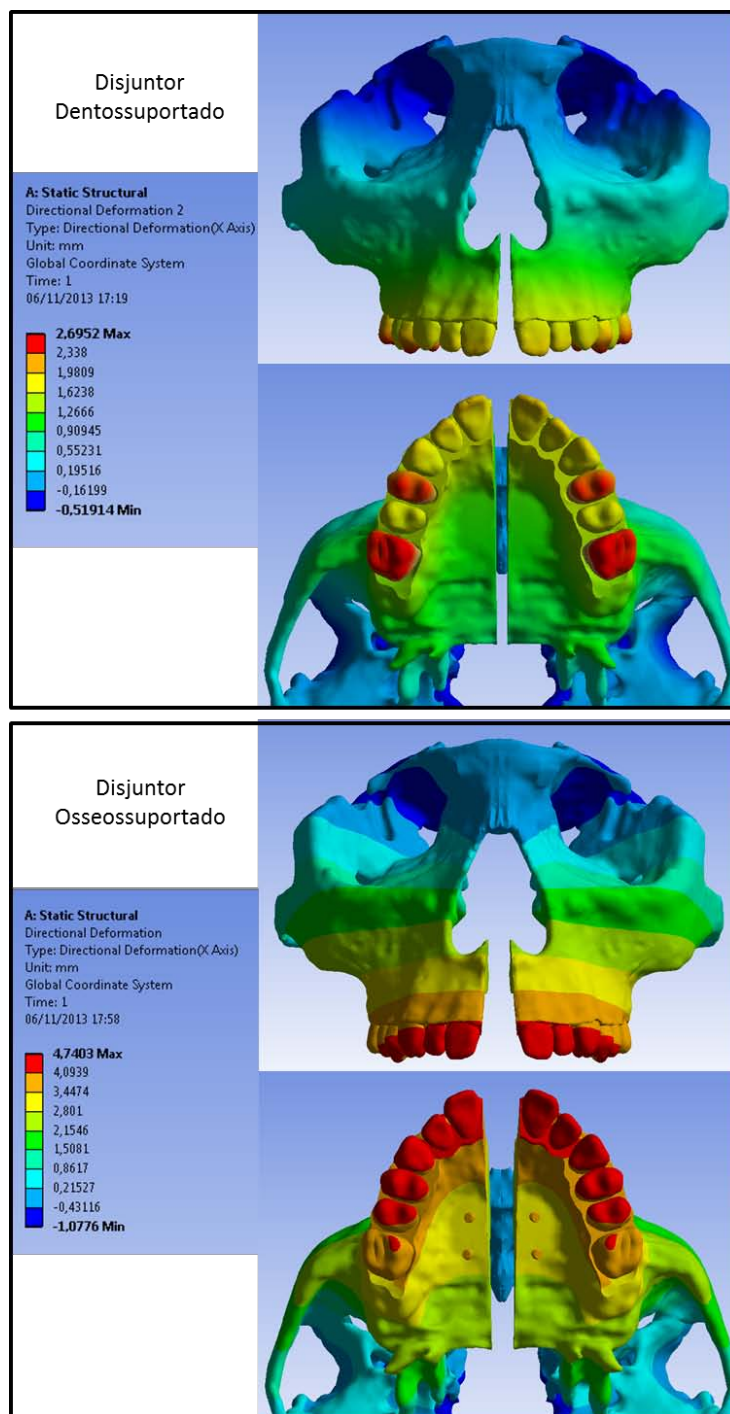


Figura 31 - Deslocamentos quando aplicado o deslocamento lateral total (7,5 mm) em aparelho dentossuportado (Caso 11) e osseossuportado (Caso 12) quando desconsiderada a SPM.

Para uma melhor comparação dos valores de deslocamentos previstos para as coroas dentárias, foram medidas as distâncias entre as faces mesiais dos incisivos centrais e as cúspides de pré-molares e molares para as duas simulações bilineares. Os valores obtidos foram correlacionados, também, com o total de deslocamento aplicado no disjuntor, como mostra a Tab. 4. O ganho no transversal no arco dentário foi, aproximadamente, duas vezes maior para o aparelho osseossuportado, na região de pré-molares e molares.

Ao comparar o deslocamento dentário das regiões anterior, pré-molar e molar com a quantidade prevista para a abertura da SPM, pode-se observar que o deslocamento dentário no aparelho osseossuportado seguiu uma razão entre 1:1,2 e 1:1,4 com o deslocamento/abertura da SPM. O disjuntor com apoio em dentes fez com que essa relação aumentasse para, aproximadamente, 1:3.

Tabela 4 - Deslocamento transversal esquelético e dentário obtido nos casos 7 e 8
(% do deslocamento aplicado).

Modelo bilinear	Disjuntor dentossuportado (% do total aplicado)	Disjuntor osseossuportado (% do total aplicado)
Região da SPM		
anterior	26,3	84,8
pré-molar	18,7	74,3
molar	18,1	71,2
posterior	14,3	55,3
Deslocamento dentário		
anterior/incisivo	29,2	104,8
pré-molar	50,9	105,4
molar	49,8	97,8

Como observado nos resultados anteriores, o aparelho osseossuportado promoveu um maior afastamento da SPM que o aparelho com apoio dentário. De posse desses dados, foi investigada a

correlação entre a quantidade de tensão gerada na extremidade óssea da SPM para a mesma abertura promovida na sutura, em modelos bilineares.

Com uma ativação do disjuntor apoiado em mini-implantes, foi previsto um afastamento médio de 0,04 mm na sutura. Para obter aproximadamente o mesmo afastamento com o disjuntor dentossuportado, foram necessárias 3 ativações. No entanto, a relação entre as tensões principais (máximas e mínimas) foram muito semelhantes (Fig. 32) - exceto para a região do pré-molar que apresentou uma diferença marcante, provavelmente pela proximidade com a região de instalação do mini-implante. Tais valores foram resumidos na Tab. 5.

Tabela 5 – Deslocamento *versus* tensões principais na região da SPM.

	Região da SPM	Abertura da SPM (mm)	Tensões de tração (Max. Principal - MPa)	Tensões de compressão (Min. Principal - MPa)
Disjuntor Osseossuportado (1 ativação/ 0,25 mm)	anterior	0,043	0,5	0,3
	pré-molar	0,041	5	8
	molar	0,048	0,5	2
Disjuntor Dentossuportado (3 ativações/ 0,75 mm)	anterior	0,055	0,5	0,2
	pré-molar	0,038	0,6	3
	molar	0,051	0,6	2

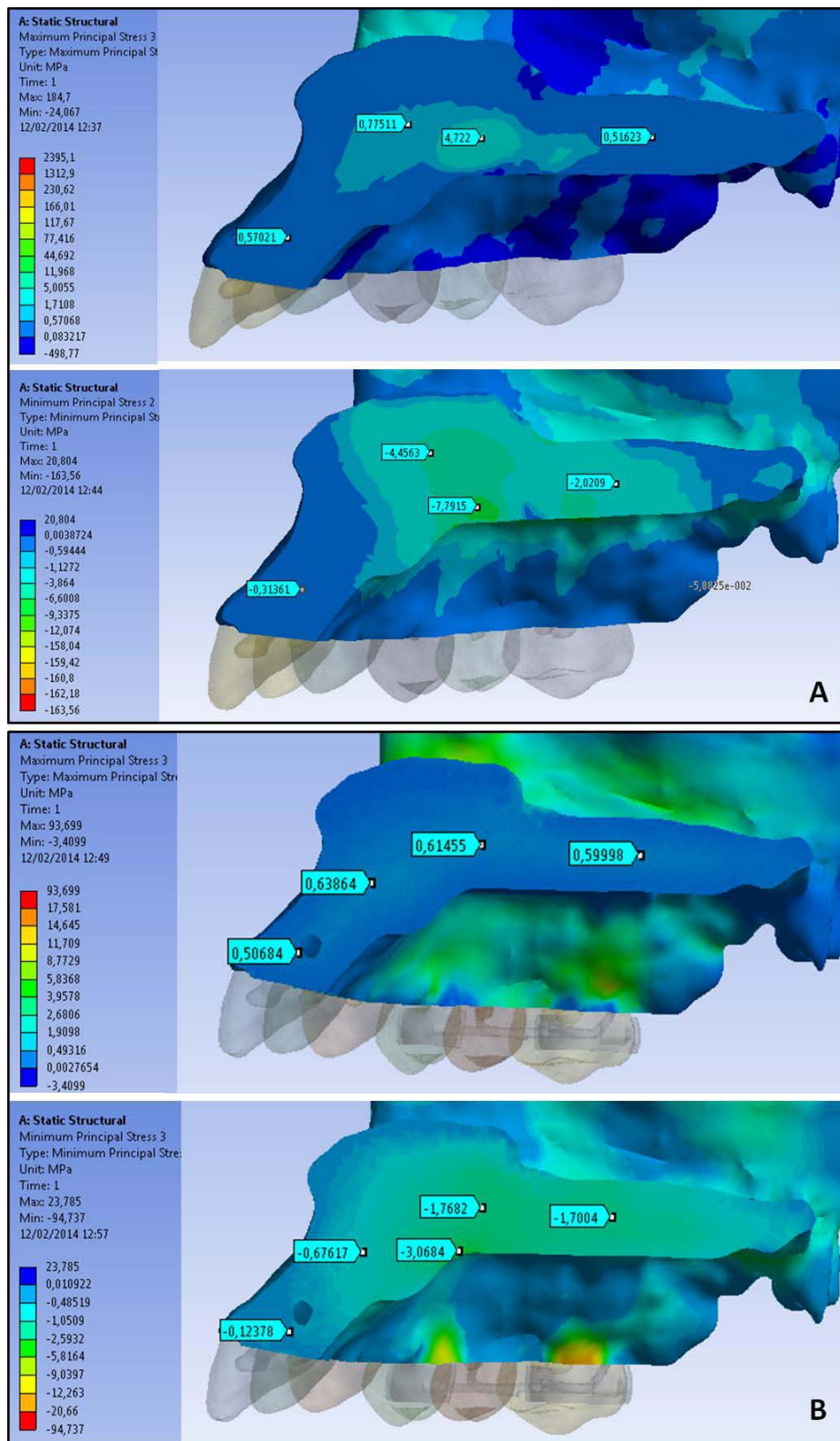


Figura 32 – Tensões principais para um mesmo afastamento/abertura da SPM. Em A, modelo bilinear com disjuntor osseossuportado e, em B, modelo bilinear com disjuntor dentossuportado.

5

DISCUSSÃO

O primeiro relato de ERM foi feito por Angell (1860) e desde então seus efeitos nos ossos e nos dentes são constantemente alvo de estudos em animais e de pesquisas clínicas (HAAS, 1961; TIMMS, 1968; HAAS, 1970; ADKINS *et al.*, 1990; DA SILVA *et al.*, 1991; GARIB *et al.*, 2006; SUN *et al.*, 2011).

Com o desenvolvimento da análise computacional, muitos efeitos puderam ser previstos com seu auxílio. A grande contribuição do MEF para a pesquisa é a possibilidade de prever eventos sem necessitar a exposição de material biológico a sucessivos testes. Apesar de suas limitações, como o poder computacional disponível e a falta de modelos constitutivos que representem fielmente os tecidos biológicos, seus resultados permitem avaliar como uma estrutura se comporta frente a um estímulo mecânico e, possivelmente, aperfeiçoar os resultados desse estímulo.

Como elucidado pela revisão de literatura deste trabalho, a ERM é investigada desde meados de 1960 e ainda é alvo de muitos estudos. Isso ocorre devido à alta prevalência de deficiência transversal da maxila, cerca de 30% dos pacientes adultos ortodônticos (BRUNELLE *et al.*, 1996).

Modelo de Elementos Finitos

Para este trabalho foram utilizados dois modelos de EF, baseado em imagens de TC de um mesmo paciente, para simular o comportamento de dois disjuntores palatinos diferentes. Para ambos foram impostas as mesmas condições de contorno, na região posterior do modelo, com a finalidade de representar as restrições impostas pela base do crânio e não permitir que estas interferissem na distribuição das tensões na região anterior da face.

Os ossos do crânio, neste caso principalmente o osso maxilar, é um osso com forma irregular e composto por um material heterogêneo, anisotrópico e viscoelástico, o que pode afetar em maior ou menor escala seu comportamento mecânico em diferentes situações (COWIN, 2001). Sun *et al.* (2011) em estudo realizado em porcos observaram que a deformação óssea alveolar aumentou linearmente com a ativação do expansor e decaiu em 20% a 30% durante os intervalos pós-ativação. De acordo com Provatidis *et al.* (2007) um modelo de EF mais fiel para o estudo do tratamento da ERM deveria ser composto de todo o crânio detalhado, incluindo dentes, SPM ossificada e considerando o fenômeno de relaxamento das tensões ósseas que ocorre entre duas ativações sucessivas do parafuso. O fenômeno de relaxamento não ocorre somente na sutura e sim em toda estrutura óssea. É importante ressaltar que esse relaxamento não faz com que as tensões retornem para níveis próximos de zero no período entre as ativações (realizada em média a cada 12 horas), como realizado em modelo “pseudo-viscoelástico” utilizado por Provatidis *et al.* (2007). Em estudo clínico, realizado por Isaacson *et al.* (1964), foi observado que as forças geradas pelo aparelho disjuntor entre as ativações permaneceram na faixa entre 4 e 27 N (Anexo A).

Portanto, para uma fiel representação faz-se necessário estudos mais aprofundados dos modelos constitutivos desses materiais, visando considerar um comportamento viscoelástico do tecido ósseo e sutural. Diante desta limitação em representar o comportamento biomecânico do osso, e como um estudo inicial das tensões e deformações do crânio, o osso foi considerado como uma estrutura única e de comportamento elástico linear. Porém, admite-se a necessidade de estudos subsequentes para incorporação do osso trabecular e de propriedades viscoelásticas.

Em relação às suturas, que são espaços entre duas extremidades ósseas preenchidos por tecidos celulares e fibrosos, sua fiel representação é ainda mais complexa. Principalmente, por apresentar ampla variação intra e interindivíduos, no que diz respeito à ponte de ossificação e interdigitação dessas extremidades ósseas que as compõe (KNAUP *et al.*, 2004). Provatidis *et al.* (2008) obtiveram resultados próximos da realidade clínica com modelo de EF considerando todas as suturas circum-

maxilares totalmente ossificadas (com módulo de elasticidade igual ao do osso), exceto as suturas palatinas ($E = 1$ MPa). Assumindo esta hipótese como verdadeira, e com o objetivo de reduzir o número de nós do modelo aqui estudado, as suturas circum-maxilares ossificadas não foram consideradas como estruturas em separado no presente modelo. Somente a SPM foi considerada como uma unidade funcional de 1 mm de espessura (WANG *et al.*, 2012), uma simplificação em relação ao complexo aspecto morfológico verdadeiro da sutura. Tal atribuição permite a construção de um modelo simples, capaz de considerar propriedades diferentes e avaliar a influência desses parâmetros sobre o processo da ERM.

O coeficiente de Poisson atribuído à SPM (0,49) coincide com o utilizado por alguns autores (PROVATIDIS *et al.*, 2008; LEE *et al.*, 2009; WANG *et al.*, 2012) que assumiram o tecido sutural como quase incompressível, assegurando que as extremidades ósseas da sutura não se encontrem. Tal contato, presumivelmente, poderia interferir no crescimento ósseo (WANG *et al.*, 2012).

Da mesma forma que para os ossos do crânio, a sutura - formada basicamente por tecido conjuntivo - também relaxa entre as ativações, sugerindo um comportamento viscoelástico. E, também, pela complexidade em determinar um modelo constitutivo adequado, muitos estudos biomecânicos (LEE *et al.*, 2009; WANG *et al.*, 2012) consideram a SPM como material linearmente elástico. Na tentativa de aprimorar a representação das propriedades biomecânicas da SPM e diferenciar a resistência que a mesma impõe ao movimento transversal das extremidades ósseas, seu comportamento foi considerado como um material isotrópico, elástico e bilinear.

Nas primeiras ativações do aparelho disjuntor, a sutura não fusionada e ainda íntegra confere uma resistência maior ao movimento de expansão. Após a ruptura da sutura, por mais que ainda não tenham ocorrido grandes deslocamentos das extremidades ósseas, a área do defeito ósseo é preenchida com tecido conjuntivo fibroso desorganizado, bem vascularizado (CLEALL *et al.*, 1965). O tecido conjuntivo fibroso denso sutural se desorganiza estruturalmente e o reparo e reorganização devem se iniciar entre 24-48 horas (CONSOLARO E CONSOLARO, 2007). Para representar a alteração entre as duas organizações de tecido, sugere-se então o modelo elástico bilinear.

Inicialmente, atribuiu-se à SPM propriedades semelhantes às do tecido conjuntivo, $E = 1$ MPa (PROVATIDIS *et al.*, 2007), e como após a ruptura a propriedade mecânica da sutura é menos rígida, o módulo de elasticidade foi estimado computacionalmente como 0,01 MPa.

O módulo de elasticidade da sutura pós-ruptura foi estimado por sucessivos testes numéricos até ser possível observar resultados de deslocamento/abertura da SPM semelhantes à realidade clínica

(BALLANTI *et al.*, 2010; WEISSHEIMER *et al.*, 2011). Após determinado o módulo de elasticidade pós-rompimento da sutura, o valor de tensão limite foi testado sucessivamente até obter-se um valor satisfatório, 0,01 MPa.

Em outros casos, a sutura foi considerada como um fio de sutura não fusionada (material elástico linear com $E = 1$ MPa), semelhante ao estudo de Provatidis *et al.* (2007), correspondente a um paciente juvenil. Porém, sabendo que em certo ponto ocorre a desorganização desse tecido sutural e, também, há um relaxamento da estrutura (ossos, ligamentos e suturas) entre as ativações, este comportamento foi utilizado apenas nas simulações da ativação inicial (0,25 a 0,75 mm, dependendo do protocolo adotado pelo clínico). Dessa forma, nossos resultados de tensões foram divergentes dos resultados presentes na literatura que utilizam modelos lineares e aplicam o deslocamento total da terapia de ERM (ISERI *et al.*, 1998; JAFARI *et al.*, 2003; GAUTAM *et al.*, 2007; PROVATIDIS *et al.*, 2007).

Os resultados obtidos comparando a distribuição de tensões para a presença ou ausência da SPM no modelo de elementos finitos e, também, em relação às propriedades mecânicas a ela atribuídas, coincidiram com outros estudos presentes na literatura que apontam uma influência significativa da SPM sob as tensões e deformações das estruturas adjacentes (ROMANYK *et al.*, 2013). Quando não é considerado a SPM, ou seja, simulando que este tecido esteja seccionado, os valores de tensões se mostraram consideravelmente inferiores. Assim, fica evidente a necessidade de incluir a SPM no modelo computacional e de considerar suas características mecânicas, idealmente, com base em ensaios experimentais *in vitro* ou *in vivo*.

Da mesma forma, a presença e as características da SPM influenciam a previsão do deslocamento pós ERM. Ao variar o valor da tensão limite no modelo bilinear, que representaria o nível de tensão que a sutura suportaria antes da ruptura, observou-se resultados de deslocamentos mais próximos dos observados nos estudos clínicos. Por isso, assume-se que diferentes comportamentos mecânicos da sutura podem estar correlacionados com as divergências de resultados clínicos na ERM, como sugerido por Lee *et al.* (2009). Também, permite-se questionar a ideia de que a ossificação da SPM não é uma razão válida para o aumento da resistência transversal, como apontado por estudo de Knaup *et al.* (2004).

Com objetivo de validar o modelo de EF, e ser possível a comparação entre os resultados encontrados nas simulações e os dados clínicos de ERM, foi aplicado o deslocamento transversal de 7,5 mm na face medial do aparelho disjuntor no modelo EF (Casos 7 a 12). De acordo com alguns

estudos clínicos, a abertura da sutura depende da maturação esquelética e geralmente ocorre em formato de "V", com fulcro na região posterior (BISHARA e STANLEY, 1987; WEISSHEIMER *et al.*, 2011). Este mesmo formato foi obtido em simulação realizada com o aparelho dentossuportado em todos os casos. Os deslocamentos obtidos (Tab. 3) também ficaram próximos da variação presente em estudos clínicos na literatura, 32% a 45% na região anterior e de 12 a 32% na região posterior do palato (BALLANTI *et al.*, 2010; WEISSHEIMER *et al.*, 2011). Por fim, comprova-se uma boa representação dos casos estudados, mesmo com o modelo utilizado não conter todo o crânio.

O afastamento da sutura, em relação ao total aplicado nos dois tipos disjuntores, variou em cada comportamento considerado para a SPM (linear, bilinear e ausente). O modelo bilinear, com resultados inferiores aos demais, ainda prevê valores próximos ao observado em alguns estudos clínicos de disjuntor dentossuportado como mencionados anteriormente. Esta comparação confere confiabilidade ao modelo bilinear. De acordo com a grande variação nos resultados de deslocamentos observados quando alterado o comportamento de linear para bilinear, sugere-se que grandes distorções em simulações computacionais podem ser causadas quando assumidos modelos lineares elásticos para estruturas com comportamentos mais complexos. Ou ainda, em casos em que a SPM não é considerada.

Em resumo, as simplificações atribuídas com a finalidade de reduzir a complexidade do modelo e evitar cálculos excessivamente demorados incluem: (1) a falta de modelagem de propriedades viscoelásticas de osso e sutura, (2) a omissão do osso trabecular e de ligamentos periodontais dos dentes que não são utilizados como suporte e (3) omissão de todos os tecidos moles e órgãos (tais como o cérebro, músculos e os olhos). Porém, o osso foi discretizado com elementos tetraédricos para trazer maior confiabilidade ao modelo (HOLBERG e RUDZKI-JANSON, 2006), em oposição aos elementos de casca frequentemente utilizados nos modelos de EF em todo o crânio (ISERI *et al.*, 1998; JAFARI *et al.*, 2003; PROVATIDIS *et al.*, 2007).

Disjuntores dentossuportados

A ERM realizada por meio de disjuntores apoiados em estruturas dentárias é comprovadamente capaz de promover efeitos esqueléticos em toda a face. Durante as fases iniciais da ERM, sutura esfenoscamosa, sutura zigomaticomaxilar, sincondrose eseno-ocipital, sutura palatina mediana, crista nasal, sutura vômero-esfenoidal, sutura nasofrontal e região maxilar mostraram sinais de

aumento da atividade celular/metabólica (STARNBACH *et al.*, 1966; BAYDAS *et al.* 2006). Os maiores aumentos de atividade metabólica são observados na sutura palatina e na região maxilar direita e esquerda, o que é consistente com um aumento do metabolismo ósseo (BAYDAS *et al.* 2006).

Estudos biomecânicos também apontaram para altas tensões em vários ossos do crânio. O osso nasal, sutura nasomaxilar, sutura nasofrontal, borda anterior do processo frontal do osso zigomático experimentaram tensões médias de até 321 MPa (JAFARI *et al.*, 2003). Gautam *et al.* (2007), também aplicaram 10 mm de deslocamento/expansão no modelo EF, porém na sutura palatina mediana, e substituíram os elementos de casca por elementos tetraédricos, com o objetivo de uma melhor precisão dos resultados. Por fim, obtiveram tensões médias de até 459 MPa nas suturas frontomaxilar, nasomaxilar e frontonasal.

No entanto, os resultados quantitativos não representam grande confiabilidade devido a muitas simplificações aplicadas ao modelo, como por exemplo: malha com elementos de casca (JAFARI *et al.*, 2003), ausência de ligamento periodontal, propriedades viscoelásticas da sutura palatina e do osso. Como já mencionado anteriormente, o osso relaxa entre as ativações do aparelho, o que dificulta a comparação do valor gerado pelo somatório do deslocamento aplicado em um modelo com comportamento de material elástico linear.

Com o objetivo de obter valores de tensão mais próximos da realidade, foram considerados apenas os esforços para as primeiras ativações do disjuntor devido às limitações do modelo linear. Apesar de apresentar padrão de distribuição das tensões semelhante aos demais estudos presentes na literatura, como osso nasal, arco zigomático e sutura nasomaxilar, os valores para tensões máximas previstos não ultrapassaram 60 MPa para essas regiões.

O acúmulo de tensão observado na maxila e com extensões para o osso nasal, zigomático, lacrimal, esfenóide e frontal pode ser justificado por estudos clínicos que comprovaram por meio de TC o aumento em largura das suturas anteriores - intermaxilares, maxilares e frontais de interface nasais (GHONEIMA *et al.*, 2011; LEONARDI *et al.*, 2011). Na ERM os principais tecidos afetados são o osso maxilar, as suturas craniais, o ligamento periodontal e os dentes.

Estudos clínicos sobre a efetividade de diversos aparelhos dentossuportados (com ou sem relativo apoio em mucosa palatina) são realizados há décadas. Apesar de se mostrarem bem efetivos para pacientes jovens, muitos efeitos adversos a essa terapia são observados, como: reabsorção radicular, principalmente, na face vestibular das raízes dos pré-molares (ERVERDI *et al.*, 1994);

movimentação esquelética limitada (SHAPIRO e KOKICH, 1988); inclinação dos dentes da região posterior no sentido vestibular (região entre lábio/bochechas e os dentes) (SUN *et al.*, 2011; LIONE *et al.*, 2013); inclinação do osso alveolar (KARTALIAN, *et al.*, 2010; LIONE *et al.*, 2013); redução da espessura da tábua óssea vestibular e do nível da crista óssea alveolar dos dentes de suporte (GARIB *et al.*, 2006); e, falta de ancoragem para manter a expansão sutural em longo prazo (PARR *et al.*, 1997).

Os efeitos dentários são visivelmente atribuídos aos maiores deslocamentos encontrados nos casos 7, 9 e 11. Isso pode ser justificado pelo fato de que os dentes de suporte comprimem o osso alveolar, resultando em remodelação óssea e, por fim, a inclinação dentária. Este resultado concorda com estudo de Sun *et al.* (2011) que relacionaram as deformações por compressão, no osso alveolar dos dentes de ancoragem, com inclinação dentária.

A importância de evitar a inclinação alveolar e dentária está relacionada com a recidiva pós-tratamento. Embora o efeito ortopédico também possa mostrar algum grau de recidiva (SÄRNAS *et al.*, 1992), o efeito dentário representa a alteração mais instável após a expansão (HAAS, 1973; TIMMS, 1968). Por isso, quanto maior o efeito esquelético e menor a movimentação dentária, melhor é o prognóstico em termos de estabilidade. Com o objetivo de aperfeiçoar o resultado quanto à expansão obtida, além de reduzir o dano às estruturas dentárias e alveolares, o uso dos aparelhos com suporte ósseo está ganhando espaço na clínica odontológica.

Disjuntores osseossuportados

A fixação óssea do parafuso de expansão tem se mostrado uma alternativa eficaz para os aparelhos dentossuportados. A aplicação da força é transmitida diretamente para o osso do palato (LEE *et al.*, 2010) e, por não ter suporte dentário, a reabsorção radicular e a fenestração óssea alveolar são evitadas (HARZER *et al.*, 2004; TAUSCHE *et al.*, 2007). Outras vantagens seriam a possibilidade de realizar movimentos dentários concomitantemente à expansão (HARZER *et al.*, 2004) e ser uma boa opção para pacientes com ausência de elementos dentários (TAUSCHE *et al.*, 2007). Porém, muitos estudos ainda são necessários para determinar, de forma mais adequada, parâmetros que tragam segurança ao clínico para utilizá-la.

Implantes de 3 mm de diâmetro e comprimento variando entre 7 e 15 mm, instalados na região anterior do palato, se mostraram capazes de suportar a força gerada pela ativação do parafuso

expansor (GARIB *et al.*, 2007). Porém, a instalação de implantes no palato exige intervenções relativamente grandes para sua instalação e remoção.

Uma alternativa de fixação é a utilização de mini-implantes para suporte do aparelho, como descrito por Boryor *et al.* (2013) e Helmkamp (2012). Todavia, a espessura óssea presente na região de instalação do dispositivo pode ser um fator limitante para a sua utilização. A espessura tende a ser muito reduzida em regiões medianas e posteriores do palato, variando de 6 mm a 3 mm (RYU *et al.*, 2012), com relato de fratura óssea ao redor do mini-implante posterior do disjuntor osseossuportado (BORYOR *et al.*, 2013).

Estudos em TC sobre a espessura do osso do palato (BERNHART *et al.*, 2000; RYU *et al.*, 2012) não encontraram uma associação entre a idade e o volume ósseo, e somado à ampla variação de quantidade de osso na região, permite-se sugerir que seja realizada uma avaliação pré-operatória por meio de TC para cada paciente a fim de evitar perfuração do assoalho nasal e garantir boa estabilidade durante a ERM.

Com a ideia de associar a necessidade de implantes de fácil instalação e com comprimentos compatíveis à espessura palatina média na região posterior, foi realizada neste trabalho a simulação computacional do modelo de EF com o deslocamento aplicado em mini-implantes de 2 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento.

Quanto ao protocolo de ativação, por uma carência de estudos mais aprofundados, não há um consenso na literatura. Estudos clínicos fazem apenas uma simples adequação do protocolo que é utilizado para os disjuntores dentossuportados. Tausche *et al.* (2007) utilizando o “Distrator de Dresden” realizaram 4 ativações/dia, e Lee *et al.* (2010), com aparelhos apoiados concomitantemente em dente e osso, realizaram a ativação do aparelho uma vez ao dia. O protocolo de ativação seguido por Helmkamp (2012) para diferentes tipos de disjuntores (com apoio em osso ou em dente/osso) foi de 1 a 2 ativações/dia até que a expansão adequada fosse obtida.

A quantidade de ativações, ou seja, o deslocamento aplicado nos mini-implantes é de suma importância por promover estímulos significativamente distintos do aparelho dentossuportado, como mostrado neste trabalho. Quando comparadas as tensões geradas pela mesma ativação aplicada entre disjuntor dentossuportado e o osseossuportado, observou-se que os picos de tensão de tração e compressão foram aumentados significativamente em toda a maxila. Porém, na região onde os mini-implantes foram instalados os valores foram ainda mais expressivos. De acordo com os resultados

das simulações dos casos 4 e 6, as tensões atingiram picos de 248 MPa e 745 MPa para tração, e 44 MPa e 197 MPa para compressão, respectivamente para cada caso.

Outro fator importante a ser avaliado para se estabelecer um protocolo de ativação são as deformações causadas no osso do palato. Ao se aplicar uma única ativação no disjuntor osseossuportado, são previstas deformações entre 900 e 5000 μE , com picos de até 20000 μE em região muito próxima ao mini-implante. Deformações acima de 4000 μE podem aumentar muito a quantidade de micro fraturas e levar à perda de implantes, e quando estas ultrapassam 25000 μE podem levar a fratura óssea (FROST, 1994).

Quando comparados os efeitos das ativações, observou-se que para obter aproximadamente o mesmo afastamento na SPM de uma ativação do disjuntor com apoio ósseo, foram necessárias 3 ativações com o disjuntor dentossuportado. E as tensões na extremidade óssea da sutura também seguiram a mesma relação (Tab. 5). Sugere-se, portanto, que o protocolo de ativação para disjuntores com apoio ósseo possua intervalos de ativações que permitam ao sistema absorver/dissipar essas tensões, a fim de evitar pequenas fraturas ósseas ao redor do mini-implante comprometendo sua estabilidade.

Outro aspecto importante a ser observado é a tensão que o mini-implante é capaz de suportar. Sabe-se que a tensão de escoamento do titânio é de 880 MPa e a tensão de ruptura é 950 MPa (HIBBELER, 2004). Em apenas uma ativação, como visto na Fig. 23, a tensão de von Mises nos mini-implantes pode atingir picos de 826 MPa na região mesial logo acima da região em que o mini-implante tem interface óssea. Sugerindo que o mini-implante de 2 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento pode ser capaz de suportar o deslocamento aplicado por uma ativação. Porém, mais de uma ativação sequencial neste tipo de disjuntor pode levar à deformação permanente ou fratura do mini-implante. Estudos mais detalhados devem ser realizados para confirmar esta hipótese.

Quando aplicados deslocamentos totais (7,5 mm) nos mini-implantes, o aparelho osseossuportado promoveu uma abertura da SPM significativamente maior que o disjuntor dentossuportado em todas as simulações. Na região anterior da SPM, o afastamento produzido pelo aparelho dentossuportado foi de 26,3% do total aplicado pelo disjuntor, contra 84,8% produzido na mesma região pelo aparelho osseossuportado (Casos com SPM bilinear expostos na Tab. 3). Os valores estimados nas simulações são maiores que os encontrados na literatura, porém são justificados pelo fato de que o disjuntor utilizado nas análises deste trabalho teve seus deslocamentos aplicados única e diretamente em apoios ósseos instalados no osso do palato.

Dispositivos instalados em osso alveolar, como o “Distrator de Dresden” utilizado por Tausche *et al.* (2007), e com apoio simultâneo em dente (LEE *et al.*, 2010) promoveram resultados levemente superiores aos dos aparelhos dentossuportados, além de também promover certa inclinação dos processos alveolares (TAUSCHE *et al.*, 2007; LIONE *et al.*, 2013). Resultados mais expressivos foram observados por Helmkamp (2012), abertura de 66,1% (região de molar) e 48,5% (região dos pré-molares) da expansão total realizada. Porém, esses valores não podem servir de base para comparação com os obtidos neste presente trabalho, pois os resultados gerados representam uma média do que foi obtido do grupo de pacientes que fizeram uso de diversos tipos de disjuntores osseossuportados. Estes resultados incluíam os obtidos com apoio simultâneo em dente e osso, embora o estudo clínico realizado por Helmkamp (2012) tenha utilizado disjuntores apoiados somente em osso do palato.

O ganho transversal no arco dentário foi, aproximadamente, duas vezes maior para o aparelho osseossuportado, na região de pré-molares e molares, para um mesmo número de ativações no disjuntor. Neste aparelho, a razão entre deslocamento dentário e abertura da SPM foi de, aproximadamente, 1:1,3. Para o disjuntor com apoio em dentes, essa relação aumentou para ~ 1:3, permitindo concluir que o aparelho osseossuportado promove um ganho transversal esquelético que acompanha o observado em nível de coroa dentária.

Apesar da ancoragem óssea aparentemente potencializar a eficiência da expansão ortopédica, e também evitar o dano periodontal dos procedimentos convencionais de expansão, esta técnica não foi considerada neste trabalho como alternativa à expansão assistida cirurgicamente para adultos ou pacientes portadores de severas discrepâncias transversais.

6

CONCLUSÃO

Com os resultados obtidos neste trabalho foi possível gerar um melhor entendimento da distribuição das tensões em toda a maxila quando utilizados aparelhos disjuntores dentossuportados ou osseossuportados, e com isso algumas conclusões podem ser feitas:

- A presença e a rigidez da sutura palatina mediana influenciam quantitativamente no afastamento das extremidades ósseas, bem como nas tensões previstas computacionalmente. Sugere-se que estados diferentes da SPM podem explicar em parte a variabilidade de abertura obtida em estudos clínicos da ERM;
- As forças aplicadas pelos aparelhos disjuntores não são restritas somente à sutura intermaxilar. As mesmas afetam todas as suturas anteriores da face e, também, estruturas mais profundas do esqueleto craniofacial, demonstrando o papel de todo o complexo circum-maxilar na ERM para ambos os aparelhos;
- Os dentes utilizados como suporte do disjuntor apresentaram importantes picos de tensões, mesmo que para uma única ativação do disjuntor. Os picos de tensão de tração e compressão localizaram-se na face palatina e na região de furca, respectivamente, da raiz palatina do primeiro molar;

- Para uma mesma ativação aplicada no aparelho, o padrão de distribuição de tensões provocadas pelo aparelho osseossuportado na região anterior da face foi levemente distinto do apresentado pelo aparelho com apoio dentário, porém a magnitude das tensões previstas foi aproximadamente 5 vezes maior;
- O aparelho osseossuportado apresentou uma maior resposta esquelética na ERM, além de evitar sobrecarga nas estruturas alveolares de suporte presente nos procedimentos convencionais de expansão. A abertura da sutura palatina foi, aproximadamente, 3 a 4 vezes maior que a obtida na simulação com o aparelho dentossuportado, quando aplicada as 30 ativações no parafuso disjuntor (7,5 mm), ou seja, possibilitando um melhor resultado clínico com um mesmo número de ativações;
- Uma única ativação do disjuntor osseossuportado (0,25 mm) promove um nível de tensão na SPM que só é atingido com 3 ativações no aparelho dentossuportado. Essas tensões também são elevadas, tanto no osso do palato quanto no mini-implante utilizado. Portanto, sugere-se um o protocolo de ativação mais espaçado ou com ativação (deslocamento aplicado) reduzida;
- O apoio do disjuntor em mini-implantes no palato pode ser uma alternativa viável para pacientes edêntulos, sem almejar substituir a necessidade de associação com a disjunção cirúrgica em pacientes adultos;
- Refinamentos no modelo e experimentos clínicos e laboratoriais podem aprofundar e consolidar os achados deste trabalho.

7

TRABALHOS FUTUROS

Após idealização deste novo sistema de ancoragem, é necessário realizar estudos experimentais com a finalidade de atestar sua aplicabilidade clínica e de elucidar melhor as questões como velocidade/protocolo de ativação do parafuso, para assegurar estabilidade dos implantes diante de forças ortopédicas expansoras, bem como tamanho e diâmetro de mini-implantes adequados.

Um estudo para verificar a espessura do osso do palato em diferentes faixas etárias, também, se faz necessário para, futuramente, viabilizar estudos clínicos com maior segurança.

Dentro da simulação computacional, pode-se avaliar de maneira menos simplificada a correlação implante/osso, adicionando rosca ao modelo geométrico do mini-implante e, também, atribuindo contato entre o mesmo e o osso, com a pré-carga inicial de instalação.

Em busca de estabelecer um modelo constitutivo adequado para prever resultados da ERM com maior precisão, o desenvolvimento de um modelo viscoelástico para o osso e para a sutura que permita expressar o relaxamento que ocorre entre as ativações do aparelho disjuntor é de suma importância. Na ausência de dados na literatura para obtenção de tais parâmetros é necessária a realização de testes mecânicos da ERM em amostras que se assemelhem ao máximo, morfológica e histologicamente, do tecido humano ósseo e sutural.

8

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADKINS, M.D.; NANDA, R.S.; CURRIER, G.F. Arch perimeter changes on rapid palatal expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 97, n. 3, p. 194-199, 1990.
- ALVES FILHO, A. *Elementos finitos: A base da tecnologia CAE*. 3ª Edição, Editora Érica, São Paulo, 2005.
- ANGELL, E.H. Treatment of irregularity of the permanent or adult teeth. *Dental Cosmos*, v.1, p. 540-544, 599-600, 1860.
- ARAUGIO, R.M.S. *A influência da altura do parafuso nos efeitos dentários do disjuntor hyrax: um estudo com elementos finitos*. 63p. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) - Pontifícia Universidade Católica, Minas Gerais, 2009.
- BALLANTI, F.; LIONE R; BACCETTI, T.; FRANCHI, L; COZZA , P. Treatment and post treatment skeletal effects of rapid maxillary expansion investigated with low-dose computed tomography in growing subjects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 138, n. 3, p. 311-317, 2010.
- BAYDAS, B.; YAVUZ, I.; USLU, H.; DAGSUYU, I.M.; CEYLAN, I. Nonsurgical rapid maxillary expansion effects on craniofacial structures in young adult females. A bone scintigraphy study. *The Angle Orthodontist*, v. 76, n. 5, p. 759–767, 2006.
- BERNHART, T.; VOLLGRUBER, A.; GAHLEITNER, A.; DÖRTBUDAK, O.; HAAS, R. Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clinical Oral Implants Research*, v. 11, p. 595–601, 2000.

BISHARA, S.E.; STALEY, R.N. Maxillary expansion: clinical implications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 91, n. 1, p. 3-14, 1987.

BORYOR, A.; WUNDERLICH, A.; KIM, K.B.; BÖCKERS, T. Use of a Modified Expander During Rapid Maxillary Expansion in Adults: An In Vitro and Finite Element Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 28, e11–e16, 2013.

BRAGA, I.M.U. *Modelamento biomecânico da atuação de aparelhos com parafuso expansor sobre estruturas mandibulares assimétricas através do método de elementos finitos*. 154p. Tese (Doutorado)- Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica – Universidade Federal de Minas Gerais, 2011.

BRUNELLE, J.A.; BHAT, M.; LIPTON, J. A. Prevalence and distribution of selected occlusal characteristics in the US population, 1988-1991. *Journal of Dental Research*, v. 75, p. 706-713, 1996.

CAPELOZZA FILHO, L.; SUGUINO, R.; CARDOSO, M.A.; BERTOZ, F.A.; MENDONÇA, M.R.; CUOGHI, O.A. Tratamento Ortodôntico da Classe III: Revisando o Método (ERM e Tração) por meio de um caso clínico. *Revista Clínica Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 7, n. 6, p. 99-119, 2002.

CHANG, H.; GARETTO, L.P.; POTTER, R.H.; KATONA, T.R.; LEE, C.; ROBERTS, W.E. Angiogenesis and expanded suture osteogenesis in an orthopedically. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 111, n. 4, p. 382-390, 1997.

CIAMBOTTI, C.; NGAN, P.; ORTH, C.; DURKEE, M.; KOHLI, K.; KIM, H. A comparison of dental and dentoalveolar changes between rapid palatal expansion and nickel-titanium palatal expansion appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 119, p. 11–20, 2001.

CLEALL, J.F.; BAYNE, D.I.; POSEN, J.M.; SUBTELNY J.D. Expansion of the midpalatal suture in the monkey. *The Angle Orthodontics*, v. 35, n. 1, p. 23-35, 1965.

CONSOLARO, A.; CONSOLARO, M.A.M.O. Protocolo semanal repetitivo de Expansão Rápida da Maxila e Construção Alternadas e técnica da Protração Maxilar Ortopédica Efetiva: Por que? Como? *Revista Clínica Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 6, n. 6, p. 106-111, 2007.

CONSOLARO, A.; CONSOLARO, M.F. Expansão Rápida da Maxila e Construção Alternadas (ERMC-Alt) e técnica de Protração Maxilar Ortopédica Efetiva: extrapolação de conhecimentos prévios para fundamentação biológica. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 13, n. 1, p. 18-23, 2008.

COWIN, S.C. *Bone Mechanics Handbook*. Boca Raton, FL, EUA: CRC Press, 2001.

DA SILVA FILHO, O.G.; BOAS, M.C.; CAPELOZZA FILHO, L. Rapid maxillary expansion in the primary and mixed dentitions: a cephalometric evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 100, p. 171-179, 1991.

- ENNES, J.P. *Análise morfológica da sutura palatina mediana em ratos, coelhos, macacos e homens em diferentes fases do desenvolvimento cronológico*. 154p. Tese (Doutorado)-Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2002.
- ERVERDI, N.; OKAR, I.; KÜCÜKKELES, N.; ARBAK, S. A comparison of two different rapid palatal expansion techniques from the point of root resorption. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 106, n. 1, p.47-51, 1994.
- FARHANGFAR, A.; BOGOWICZ, P.; HEO, G.; LAGRAVÈRE, M.O. Palatal bone resorption in bone-anchored maxillary expander treatment. *International Orthodontics*, v. 10, p. 274-288, 2012.
- FROST, H.M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, v. 64, n. 3, p. 175-188, 1994.
- GALLAGHER, R.H. *Finite element analysis: Fundamentals*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, EUA, 1975.
- GAO, J.; XU, W.; DING, Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 82, n. 2, p. 97–105, 2006.
- GAUTAM, P.; VALIATHAN, A.; ADHIKARI, R. Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: A finite element method study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 132, n. 1, p. 5.e1-5.e11, 2007.
- GARIB, D.G.; HENRIQUES, J.F.; JANSON, G., DE FREITAS, M.R.; FERNANDES, A.Y. Periodontal effects of rapid maxillary expansion with tooth-tissue-borne and tooth-borne expanders: A computed tomography evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 129, n. 6, p. 749-58, 2006.
- GARIB, D.G.; NAVARRO, R.L.; FRANCISCHONE, C.E.; OLTRAMINI, P.V.P. Expansão rápida da maxila ancorada em implantes – uma nova proposta para expansão ortopédica na dentadura permanente. *Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 12, n. 3, p. 75-81, 2007.
- GAUTAM, P.; ZHAO, L.; PATEL, P. Biomechanical response of the maxillofacial skeleton to transpalatal orthopedic force in a unilateral palatal cleft. *The Angle Orthodontist*, v. 81, n. 3, p. 503-509, 2011.
- GHONEIMA, A.; ABDEL-FATTAH, E.; HARTSFIELD, J.; EL-BEDWEHI, A.; KAMEL, A.; KULA, K. Effects of rapid maxillary expansion on the cranial and circummaxillary sutures. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 140, n. 4, p. 510-519, 2011.
- HAAS, A. J. Rapid expansion on the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. *The Angle Orthodontics*, v. 31, n. 2, p. 73-90, 1961.
- HAAS, A. J. Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 57, n. 3, p. 219- 55, 1970.

HAAS, A. J. Rapid palatal expansion: recommended pre requisite to class III treatment. *European Orthodontic Society Transactions*, p. 318, 1973.

HAAS, A. J. Expansão rápida da maxila. In: *7º Encontro Internacional de Ortodontia*, Bauru, 2001.

HARZER, W.; SCHNEIDER, M.; GEDRANGE, T. Rapid Maxillary Expansion with Palatal Anchorage of the Hyrax Expansion Screw – Pilot Study with Case Presentation. *Journal of Orofacial Orthopedics*, v. 65, n. 5, p. 419–424, 2004.

HELMKAMP, M.E. *Three-dimensional evaluation of implant-supported rapid maxillary expansion Vs Traditional tooth-borne rapid maxillary expansion using cone-beam computed tomography*. Dissertação (Mestrado em Odontologia)- Faculty of St. Louis University. 2012.

HIBBELER, R.C. Resistência dos Materiais, 5ª Edição, São Paulo, Pearson Education do Brasil, 2004.

HOLBERG, C.; RUDZKI-JANSON, I. Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist*, v. 76, p. 543–550, 2006.

ISAACSON, R.J.; WOOD, L.J.; INGRAM, A.H. Forces produced by rapid maxillary expansion. Design of the force measuring system. *The Angle Orthodontist*, v. 34, p. 256-260, 1964.

ISAACSON R. J.; INGRAM, A.H. Forces produced by rapid maxillary expansion. II. Forces present during treatment. *The Angle Orthodontist*, v. 34, p. 261–270, 1964.

ISERI, H.; TEKKAYA, A. E.; ÖZTAN, Ö.; BILGIÇ, S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *European Journal of Orthodontics*, v. 20, p. 347-356, 1998.

JAFARI, A.; SHETTY, K.S.; KUMAR, M. Study of Stress Distribution and Displacement of Various Craniofacial Structures Following Application of Transverse Orthopedic Forces - A Three-dimensional FEM Study. *The Angle Orthodontist*, v. 73, n. 1, p. 12-20, 2003.

JASINOSKI, S.C.; REDDY, B.D.; LOUW, K. K.; CHINSAMY, A. Mechanics of cranial sutures using the finite element method. *Journal of Biomechanics*, v. 43, n. 16, p. 3104-3111, 2010.

KARTALIAN, A.; GOHL, E.; ADAMIAN, M.; ENCISO, R. Cone-beam computerized tomography evaluation of the maxillary dentoskeletal complex after rapid palatal expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 138, n. 4, p. 486-92, 2010.

KNAUP, B.; YILDIZHAN, F.; WEHRBEIN, H. Age-Related Changes in the Midpalatal Suture. A histomorphometric study. *Journal of Orofacial Orthopedics*, v. 65, n. 6, p. 467–474, 2004.

KOPHER, R.A.; MAO, J.J. Sutural growth modulated by the oscillatory component of micromechanical strain. *Journal of Bone and Mineral Research* (in press), 2002.

- KORBMACHER, H.; SCHILLING, A.; PÜSCHEL, K.; AMLING, M.; KAHL-NIEKE, B. Age-dependent Three-dimensional Micro Computed Tomography Analysis of the Human Midpalatal Suture. *Journal of Orofacial Orthopedics*, v. 68, n. 5, p. 364–376, 2007.
- LAGRAVÈRE, M.O.; CAREY, J.; HEO, G.; TOOGOOD, R.W.; MAJOR, P.W. Transverse, vertical, and anteroposterior changes from bone-anchored maxillary expansion vs traditional rapid maxillary expansion: A randomized clinical trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. v. 137, n. 3, p. 304 e1-e12, 2010.
- LEE, H.; TING, K.; NELSON, M.; SUN, N.; SUNG, S. Maxillary expansion in customized finite element method models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 136, n. 3, p.367-374, 2009.
- LEE, K.; PARK, Y.; PARK, J.; HWANG, W. Miniscrew-assisted nonsurgical palatal expansion before orthognathic surgery for a patient with severe mandibular prognathism. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 137, n. 6, p. 830-839, 2010.
- LEONARDI, R.; SICUREZZA, E.; CUTRERA, A.; BARBATO, E. Early post-treatment changes of circummaxillary sutures in young patients treated with rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist*, v. 81, n. 1, p. 36–41, 2011.
- LIONE, R.; FRANCHI L.; COZZA P. Does rapid maxillary expansion induce adverse effects in growing subjects? *The Angle Orthodontist*, v. 83, n. 1, p. 172–182, 2013.
- LIU, S.S.; OPPERMAN, L.A.; KUNG, H.; BUSCHANG, P.H. Is there an optimal force level for Sutural expansion? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 139, n. 4, p. 446-55, 2011.
- LOCKS, A. Mordida cruzada posterior: uma classificação mais didática. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 13, n. 2, p. 146-158, 2008.
- LOGAN, D.L. *A First Course in the Finite Element Method*. 5ª Edição, EUA, 2011.
- LOTTI, R.S.; MACHADO, A.W.; MAZZIEIRO, E.T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006.
- LUDWIG, B.; BAUMGAERTEL,S.; ZORKUN, B.; BONITZ, L.; GLASL, B.; WILMES, B.; LISSON, J. Application of a new viscoelastic finite element method model and analysis of miniscrew-supported hybrid hyrax treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.143, n.3, p. 426-435, 2013.
- MA, J.; WU, Y.; ZHANG, W.; SMALES, R.J.; HUANG, Y.; PAN, Y.; WANG, L. Up-regulation of multiple proteins and biological processes during maxillary expansion in rats. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 9, n. 37, p. 1471-2474, 2008.
- MAO, J.J. Mechanobiology of craniofacial sutures. *Journal of Dental Research*, v. 81, n. 12, p. 810-816, 2002.

MAO, J.J.; WANG, X.; KOPHER, R.A. Biomechanics of Craniofacial Sutures: Orthopedic Implications. *The Angle Orthodontist*, v. 73, n. 2, p. 128–135, 2003.

MARUO, I.T. *Análise de elementos finitos da ação de aparelhos extra bucal e seus efeitos nos dentes e no ligamento periodontal*. 133p. Tese (Doutorado em Ortodontia) – Pontifícia Universidade Católica, Paraná, 2011.

MELSEN, B. Palatal growth studied on human autopsy material. A histologic microradiographic study. *American Journal of Orthodontics*, v. 68, p. 42–54, 1975.

MIDDLETON, J.; JONES, M.L.; WILSON, A.N. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *Journal of Biomedical Engineering*, v.12, n. 4, p. 319-327, 1990.

PARR, J.A.; GARETTO, L.P.; WOHLFORD, M.E.; ARBUCKLE, G. R.; ROBERTS, W. E. Sutural expansion using rigidly integrated endosseous implants: an experimental study in rabbits. *Angle Orthodontist*, v. 67, p. 283-290, 1997.

PROVATIDIS, C.G.; GEORGIPOULOS, B.; KOTINAS, A.; MCDONALD, J.P. On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion. *Medical Engineering & Physics*, v.29, p. 566–579, 2007.

PROVATIDIS, C.G.; GEORGIPOULOS, B.; KOTINAS, A.; MCDONALD, J.P. Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined *in vivo* / *in vitro* and finite element studies. *European Journal of Orthodontics*, v. 30, p. 437–448, 2008.

ROBLING, A.G.; CASTILLO, A.B.; TURNER, C.H. Biomechanical and Molecular Regulation of Bone Remodeling. *Annual Review of Biomedical Engineering*, v. 8, p. 455–498, 2006.

ROMANYK, D.L.; COLLINS, C.R.; LAGRAVERE, M.O.; TOOGOOD, R.W.; MAJOR, P.W.; CAREY, J.P. Role of the midpalatal suture in FEA simulations of maxillary expansion treatment for adolescents: A review. *International Orthodontics*, v. 11, n. 2, p. 119-138, 2013.

RYU, J.; PARK, J.H.; THU, T.V.T.; BAYOME, M.; KIM, Y.; KOOK, Y. Palatal bone thickness compared with cone-beam computed tomography in adolescents and adults for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 142, n. 2, p. 207-12, 2012.

SÄRNAS, K.V.; BJÖRK, A.; RUNE, B. Long-term effect of rapid maxillary expansion studied in one patient with the aid of metallic implants and roentgen stereometry. *European Journal of Orthodontics*, v. 14, n. 6, p. 427-432, 1992.

SHAPIRO, P.A.; KOKICH, V.G. Uses of implants in orthodontics. *Dental Clinics of North America*, v. 32, p. 539-550, 1988.

SILVA FILHO, O.G.; LARA, T.L.; SILVA, H.C.; BERTOZ, F.A. Comportamento da sutura palatina mediana em crianças submetidas à expansão rápida da maxila: avaliação mediante imagem de

tomografia computadorizada. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 12, n. 3, p. 94-103, 2007.

SOBOTTA, J. *Atlas de Anatomia Humana*. 21ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

SRIREKHA, A.; BASHETTY, K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, v. 21, n. 3, p. 425-32, 2010.

STARNBACH, H.; BAYNE, D.; CLEALL, J.; SUBTELNY, J.D. Facio skeletal and dental changes resulting from rapid maxillary expansion. In: *Angle Orthodontic Appleton*, [s. l.]: [s. e.], v. 36, n. 2, p.152-164, 1966.

SUN, Z.; HUENI, S.; TEE, B. C.; KIM, H. Mechanical strain at alveolar bone and circummaxillary sutures during acute rapid palatal expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 139, n. 3, p. e219-e228, 2011.

TANNE, K.; HIRAGA, J.; SAKUDA, M. Effects of directions of maxillary forces on biomechanical changes in craniofacial complex. *European Journal of Orthodontics*, v.11, p. 382-391, 1989.

TAUSCHE, E.; HANSEN, L.; HIETSCHOLD, V.; LAGRAVÈRE, M.O.; HARZER, W. Three-dimensional evaluation of surgically assisted implant bone-borne rapid maxillary expansion: A pilot study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 131, n. 4, Supplement 1, S92-99, 2007.

TEN CATE, A.R.; FREEMAN, E.; DICKINSON, J.B. Sutural development: structure and its response to rapid expansion. *American Journal of Orthodontics*, v.71, n. 6, p. 622-636, 1977.

TIMMS, D.J. An occlusal analysis of lateral maxillary expansion with midpalatal suture opening. *The Dental Practitioner and Dental Record*, v. 18, n. 12, p. 435-441, 1968.

TURNER, M.J.; CLOUGH, R.W.; MARTIN, M.C.; TOPP, L.J. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of Aeronautical Sciences*, v. 23, n. 9, p. 805-823, 1956.

VERRUE, V.; DERMAUT, L.; VERHEGGHE, B. Three-dimensional finite element modelling of a dog skull for the simulation of initial orthopaedic displacements. *European Journal of Orthodontics*, v. 23, p.517 – 527, 2001.

WANG, Q.; WOOD, S. A.; GROSSE, I.R.; ROSS, C. F.; ZAPATA, U.; BYRON, C. D.; WRIGHT, B. W.; STRAIT, D. S. The Role of the Sutures in Biomechanical Dynamic Simulation of a Macaque Cranial Finite Element Model: Implications for the Evolution of Craniofacial Form. *The anatomical record*, v. 295, p. 278–288, 2012.

WAGEMANS, P.A.; VAN DE VELDE, J.P.; KUIJPERS-JAGTMAN, A.M. Sutures and forces: a review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 94, n. 2, p.129-141, 1988.

WEHRBEIN, H.; YILDIZHAN, F. The mid-palatal suture in young adults. A radiological-histological investigation. *European Journal of Orthodontics*, v. 23, p. 105-114, 2001.

WEISSHEIMER, A.; MENEZES, L.M.; MEZOMO, M.; DIAS, D.M.; LIMA, E.M.S.; RIZZATTO, M.D. Immediate effects of rapid maxillary expansion with Haas-type and hyrax-type expanders: A randomized clinical trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 140, n. 3, p. 366-376, 2011.

WERTZ, R.A. Skeletal and dental changes accompanying rapid midpalatal suture opening. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 58, n. 1, p. 41-66, 1970.

YOSHIDA, N.; KOGA, Y.; PENG, C. L.; TANAKA, E.; KOBAYASHI, K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Medical Engineering & Physics*, v. 23, p. 567-572, 2001.

YU, H.S.; BAIK, H.S.; SUNG, S.J.; KIM, K.D.; CHO, Y.S. Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *European Journal of Orthodontics*, v. 29, p. 118-125, 2007.

ZIMRING, J.F.; ISAACSON, R.J. Forces produced by rapid maxillary expansion. III. Forces present during retention. *The Angle Orthodontist*, v. 35, p.178-186, 1965.

ANEXO A

Resultados obtidos em estudo clínico realizado por Isaacson *et al.*, 1964.

Gráficos (Figs. A e B) representando as forças mensuradas para cada ativação do aparelho disjuntor dentossuportado durante o tratamento de ERM em diferentes pacientes (Isaacson *et al.*, 1964).

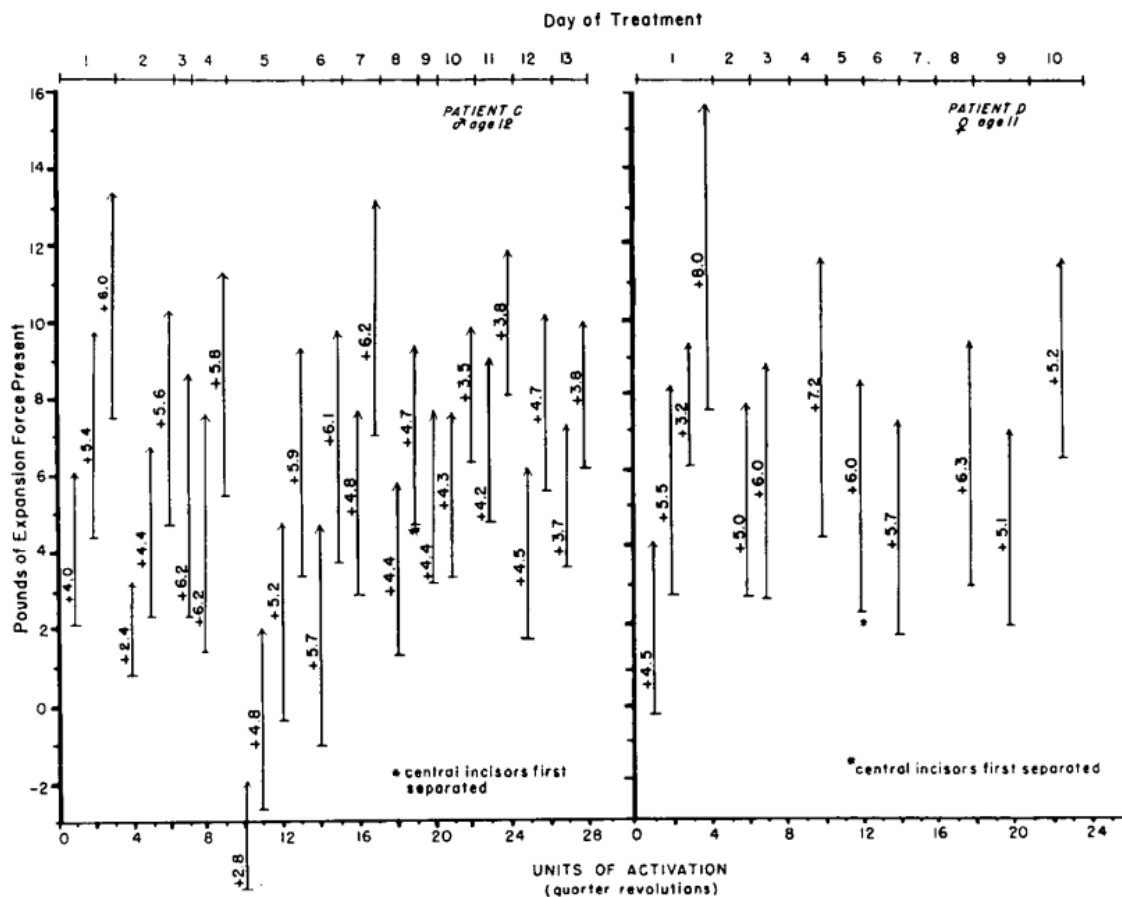


Figura A

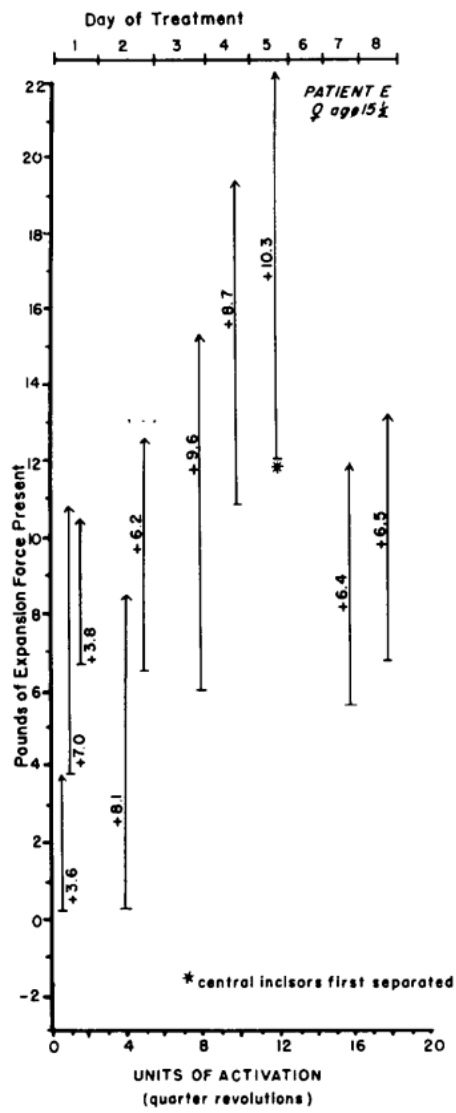
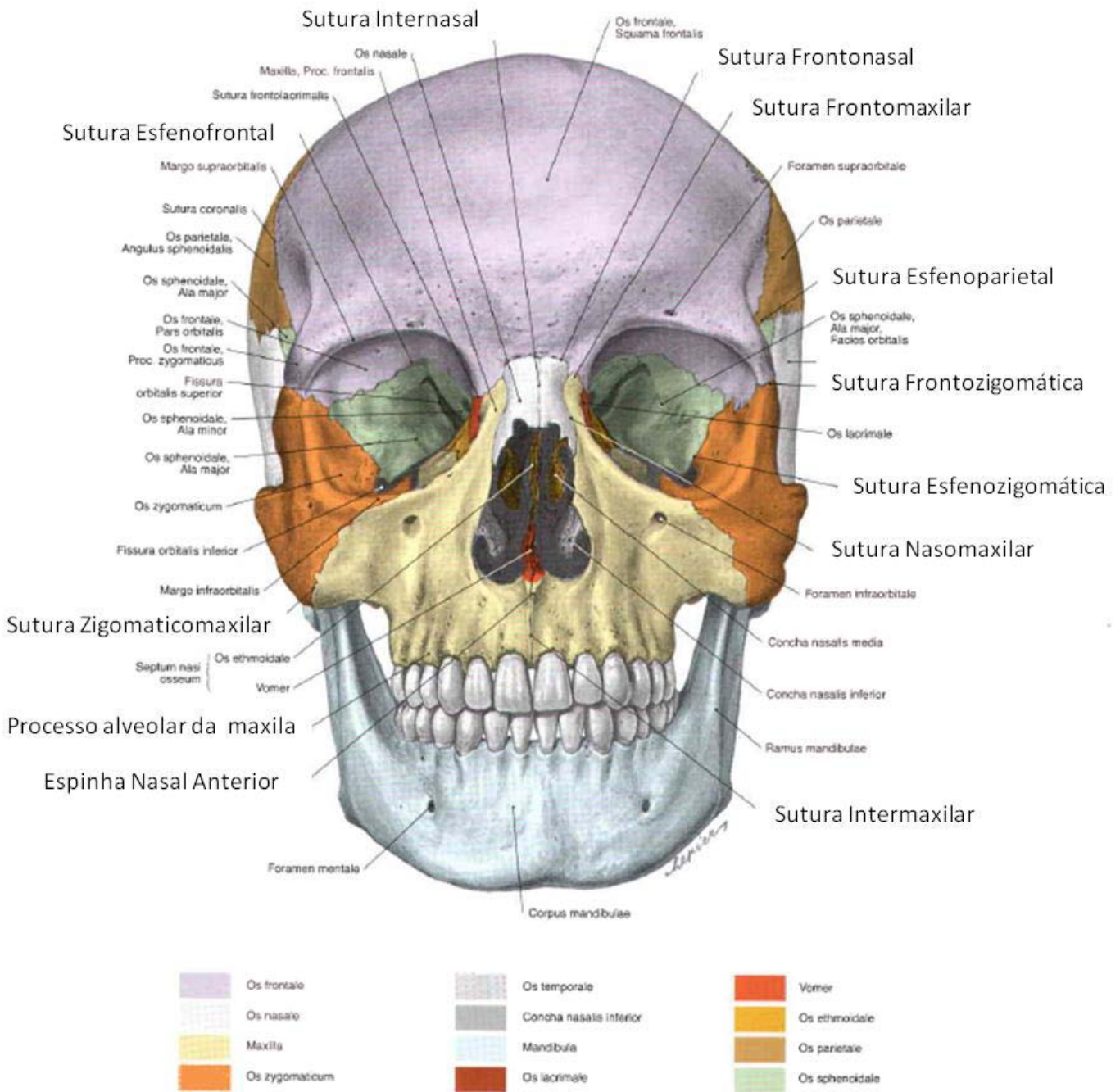


Figura B

ANEXO B

Imagem ilustrativa com pontos anatômicos de interesse



Fonte: Sobotta, 2000.

ANEXO C

Aprovação do comitê de ética e pesquisa

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE BIOMECÂNICA DA EXPANSÃO RÁPIDA DA MAXILA - ESTUDO DA REMODELAÇÃO DA SUTURA PALATINA MEDIANA E DOS EFEITOS ORTODÔNTICOS E ORTOPÉDICOS GERADOS PELO USO DE DIFERENTES DISJUNTORES PALATINOS

Pesquisador: Estevam Barbosa de Las Casas

Área Temática: Área 4. Equipamentos, insumos e dispositivos para saúde novos, ou não registrados no país.

Versão: 1

CAAE: 04984512.9.0000.5149

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS (Instituto de Ciências Biológicas)

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 171.147

Data da Relatoria: 31/10/2012

Apresentação do Projeto:

O presente projeto propõe avaliar a resposta do ambiente mecânico na maxila, por meio de programas de Engenharia Assistidos por Computador, quando são utilizados aparelhos disjuntores convencionais e compará-la com aquela gerada por aparelhos apoiados diretamente no osso. O estudo, apoiado em simulação computacional e análise de tensões, pretende contribuir para a compreensão da técnica ortopédica e para a otimização dos tratamentos usados na atualidade, possibilitando assim maior domínio dessa técnica ortopédica e a diminuição dos problemas comumente observados. Desenvolvimento do modelo geométrico tridimensional da maxila será realizado com base em imagem de tomografia computadorizada proveniente do arquivo de prontuários do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO). As imagens de tomografia computadorizada serão importadas para o software de desenho assistido por computador, Simpleware® (Innovation Centre, Exeter, Reino Unido), onde será desenvolvido o modelo geométrico 3D.

Objetivo da Pesquisa:

Utilizar técnicas numéricas consistentes para modelar o comportamento mecânico da maxila quando submetida a tratamento via disjuntor palatino, com o objetivo de otimizar os efeitos desejados no tratamento ortopédico (separação da sutura) controlando movimentos ortodônticos

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad S1 2005
Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901
UF: MG Município: BELO HORIZONTE
Telefone: 3134-0945 Fax: 3134-0945 E-mail: coep@prpq.ufmg.br; coep@reitoria.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



indesejáveis.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O presente projeto não apresenta riscos, uma vez que as imagens utilizadas pertencem a um arquivo de prontuários e a análise será realizada por programas de computador.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está bem escrito e não apresenta riscos já que serão utilizados apenas modelos computacionais baseados em dados de prontuários antigos do ILAPEO.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O projeto possui corretamente a justificativa para ausência do TCLE já que serão utilizados dados computacionais. Possui o parecer da câmara departamental. Possui anuência do ILAPEO para utilização dos dados para esta pesquisa. Folha de rosto assinada e tempo de compromisso.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Voto pela aprovação do projeto.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Aprovado conforme parecer.

BELO HORIZONTE, 13 de Dezembro de 2012

Assinador por:

Maria Teresa Marques Amaral
(Coordenador)

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad Si 2005
Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901
UF: MG Município: BELO HORIZONTE
Telefone: 3134-0945 Fax: 3134-0945 E-mail: coep@prpq.ufmg.br; coep@reitoria.ufmg.br