

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PPG- MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

Letícia Chaves Fernandes

**INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DO PARAFUSO EXPANSOR
HYRAX NOS MOVIMENTOS DENTÁRIOS E NO LIGAMENTO
PERÍODONTAL: UM ESTUDO COM ELEMENTOS FINITOS**

**Juiz de Fora
2019**

LETÍCIA CHAVES FERNANDES

**INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DO PARAFUSO EXPANSOR
HYRAX NOS MOVIMENTOS DENTÁRIOS DURANTE A ERM:
ESTUDO COMPUTACIONAL**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica. Área de concentração em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos

Juiz de Fora
2019

Agradecimentos

Primeiro agradeço a Deus, por permitir viver e chegar a esse momento.

Ao meu querido orientador, Prof. Dr. Marcio José da S. Campos, por ser esse grande orientador, exigente e impecável, que fez eu dar o melhor de mim a cada etapa compartilhada por nós ao longo desses anos.

Ao Prof. Dr. Robert W. F. Vitral, por todas as oportunidades que esse assunto ofereceu ao meu crescimento.

A minha família, ao meu pai Lázaro, mãe Marinéia, irmão Carlos e ao esposo Felipe, agradeço todo o amor, cuidado e apoio para que eu conseguisse caminhar dia após dia.

FERANDENS, L. C. INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DO PARAFUSO EXPANSOR HYRAX NOS MOVIMENTOS DENTÁRIOS E NO LIGAMENTO PERÍODONTAL: UM ESTUDO COM ELEMENTOS FINITOS. Juiz de Fora (MG), 2019. 41f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi simular diferentes posicionamentos verticais e anteroposteriores do parafuso expansor do aparelho hyrax e avaliar o deslocamento dos dentes e padrão de distribuição de forças no ligamento periodontal utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF). Parte da maxila, dentes, ligamento periodontal, sutura palatina mediana (SPM) e o aparelho hyrax foram modelados; e seis modelos distintos foram simulados com diferentes posições do parafuso expansor. Duas posições verticais (V1 e V2) com a distância de 20 e 15mm do plano oclusal em direção ao palato. Outras três anteroposteriores (P1, P2 e P3), com o centro do parafuso posicionado entre e equidistante às faces mesial do primeiro molar e distal do primeiro pré-molar, alinhado ao centro da coroa do primeiro molar e a face mesial do expansor alinhada à face distal do primeiro molar. A ativação inicial de 1mm foi simulada e a tensão máxima principal em cada modelo registrada. Os dentes que apresentaram maior deslocamento e concentração de tensão e compressão foram o primeiro pre-molar (1ºPM) e o primeiro molar (1ºM), sendo a posição mais anterior e oclusal do parafuso expansor a que gerou maior deslocamento e tensão nos dentes. 1ºPM e 1ºM apresentaram rotação no sentido anti-horário, sendo mais expressiva no 1ºPM. Os dentes exibiram deslocamento intrusivo da face vestibular e extrusivo da face palatina, com exceção do 1ºPM, que apresentou uma tendência de extrusão vestibular e intrusão lingual. As coroas dentárias deslocaram no sentido vestibular e as raízes no sentido lingual, sendo que o 1ºPM apresentou uma tendência inversa. A concentração de tensão ocorreu na face vestibular das raízes linguais e na região cervical das faces linguais e a compressão se localizou na região cervical das raízes vestibulares. A variação do posicionamento vertical e anteroposterior do parafuso expansor interferiu no deslocamento e na intensidade forças nos dentes. O posicionamento mais oclusal e anterior do parafuso expansor gerou uma transferência de esforço mecânico aos dentes mais eficiente, resultando em maior deslocamento.

PALAVRAS - CHAVE: Técnica de expansão palatina, Expansão maxilar, Análise de elementos finitos.

FERNANDES, L.C. **INFLUENCE OF THE HYRAX EXPANDER SCREW POSITION ON THE TOOTH MOVEMENT AND STRESS DISTRIBUTION ON PERIODONTAL LIGAMENT: A STUDY WITH FINITE ELEMENTS.** Juiz de Fora (MG), 2017. 41f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora.

ABSTRACT

The objective of this study was to simulate different vertical and anteroposterior positions of the expander screw of hyrax appliance and assess the displacement of the teeth and the patterns of distribution of forces in the periodontal ligament using the finite element method (FEM). The part of the maxilla with teeth, periodontal ligament, midpalatal suture, and the hyrax appliance were modeled, and 6 distinct FEM were created to simulate different positions of the expansion screw. There were 2 vertical positions at distances of 20 and 15 mm from the occlusal plane. Another 3 positions were anteroposterior, with the center of the screw placed between and equidistant from the mesial face of the first molar and the distal face of the first premolar aligned to the center of the crown of the first molar, and the anterior edge of the screw aligned to the distal face of the first molar. The initial activation of 1mm of the expander screw was simulated in each model. The first premolar (U4) and the first molar (U6) presented the greatest displacement and concentration of stress and compression; the most anterior and occlusal position of the expander screw was the one with the greatest displacement and stress on the teeth. U4 and U6 showed counterclockwise rotation; more expressive in U4. The teeth showed an intrusive displacement of the vestibular face and an extrusive aspect of the palatine face, except for U4 which showed a tendency for vestibular extrusion and lingual intrusion. The dental crowns moved in the vestibular direction and the roots in the lingual direction whereas U4 presented an inverse tendency. Stress concentration occurred on the vestibular face of lingual roots and on the cervical region of lingual faces and compression was located in the cervical region of vestibular roots. The variation of the vertical and anteroposterior positioning of the expander screw interfered in the displacement and also in the distribution and intensity of forces on the teeth. The most anterior and occlusal position of the expander screw produced a more effective transference of mechanical effort to the teeth resulting in bigger displacement.

KEY - WORDS: Palatal expansion technique, Maxillary expansion, Finite element analysis

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – (A) Modelo de elementos finitos contendo osso, dentes, ligamento periodontal, SPM e hyrax. (B) Representação do ligamento periodontal em vermelho.....	15
Figura 2 – Vista axial das posições anteroposteriores P1, P2 e P3 do parafuso expensor.....	16
Figura 3 – Vista sagital das posições anteroposteriores P1, P2 e P3 do parafuso expensor nas posições verticais V1 (A) e V2 (B).....	17
Figura 4 – Vista axial do deslocamento dentário total dos modelos simulados.....	25
Figura 5 – Deslocamento dentário no sentido de intrusão visto por vestibular (A) e de extrusão visto por lingual (B). Na escala de cores, o deslocamento de intrusão foi representado pelas cores frias (azul) e o deslocamento de extrusão pelas cores quentes (vermelho).....	26
Figura 6 – Deslocamento dentário horizontal apresentado por vista vestibular (A) e lingual (B). A malha em cor preta representa a posição inicial dos dentes no sistema, previamente a ativação do parafuso expensor.....	27
Figura 7 – Distribuição da tensão no ligamento periodontal apresentado por vista vestibular (A) e lingual (B).....	28
Figura 8 – Distribuição da compressão no ligamento periodontal apresentado por vista vestibular (A) e lingual (B).....	29

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Propriedades mecânicas atribuídas às estruturas do modelo geométrico.....	13
TABELA 2 - Modelos de elementos finitos em relação ao posicionamento anteroposterior e vertical do parafuso expansor.....	14

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP – Anteroposterior

CAD – Computer Aided Design (desenho assistido por computador)

ERM – Expansão Rápida da Maxila

HYRAX – Hygienic Rapid Palatal Expander Appliance

MEF – Método dos Elementos Finitos

MPa – MegaPascal (unidade de tensão/pressão - N/mm²)

N – Newtons (unidade de força)

SPM – Sutura Palatina Mediana

TCFC – Tomografia computadorizada de feixe cônico

V – Vertical

1°PM – Primeiro Pré-Molar

1°M – Primeiro Molar

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 PROPOSIÇÃO	13
3 MATERIAL E MÉTODOS	14
4 ARTIGO	18
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	35
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	36
ANEXO	41

1 INTRODUÇÃO

A deficiência maxilar transversa é caracterizada por um aspecto triangular da maxila com o palato profundo e ogival e constrição dos segmentos posteriores do arco dentário, normalmente associado à mordida cruzada posterior (HAAS, 1970; HAAS, 1973; MACNAMARA, 2000). A sutura palatina mediana (SPM), une as duas maxilas (maxila direita e maxila esquerda), estendendo-se ao longo de todo o palato duro e assim como as demais suturas craniofaciais, é uma articulação de tecido conjuntivo fibroso denso entre ossos mineralizados, mas seu processo de ossificação ocorre tardiamente (KNAUP; YILDIZHAN; WEHRBEIN, 2004). O tratamento indicado para a correção da deficiência transversa da maxila nos pacientes em fase crescimento ósseo é a expansão rápida da maxila (ERM) (PODESSER et al., 2007; HAN, KIM, PARK, 2009), procedimento ortopédico que consiste na desarticulação da SPM e aumento transversal da maxila através de forças laterais aplicadas aos dentes superiores por aparelhos disjuntores (CHACONAS e CAPUTO, 1982; GARIB et al., 2005; BIEDERMAN, 1968).

Durante a ERM, o movimento desejado é de expansão dos dois segmentos maxilares, com inclinação mínima dos dentes envolvidos. (STARNBACH e CLEALL, 1964; STARNBACH et al., 1966). Entretanto, apesar das forças distribuídas na ERM serem de grande magnitude, muitas vezes não se obtém uma expansão maxilar puramente ortopédica, pois a inclinação dentária vestibular ocorre de forma indesejada, (STARNBACH e CLEALL, 1964; STARNBACH et al., 1966; HAAS, 1970, MEW, 1983) o que prejudica a estabilidade e o prognóstico, limitando os resultados ortopédicos do tratamento (HAAS, 1970; HAAS, 1973).

Quanto maior é a inclinação dentária dos dentes posteriores, menor é a expansão óssea obtida. Isso acontece devido ao fato do limite clínico da disjunção ser alcançado mais rapidamente nesses casos devido ao excesso de vestibularização dentoalveolar, ou seja, as cúspides palatinas dos dentes superiores tocam nas cúspides vestibulares dos dentes inferiores limitando a quantidade de abertura (STARNBACH e CLEALL, 1964; STARNBACH et al., 1966; ARAUGIO et al.; 2013). Por esse motivo, deve-se considerar a necessidade de sobrecorreção do arco atrásico para compensar a subsequente e inevitável verticalização dos segmentos dentoalveolares posteriores.

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, 1980). Por isso, quanto maior o efeito esquelético e menor a movimentação dentária, melhor é o prognóstico em termos de estabilidade pós-contenção. (STARNBACH e CLEALL, 1964; STARNBACH et al., 1966; MEW, 1983).

Um dos aparelhos mais utilizados para realizar a ERM é o expensor hyrax, que apresenta um parafuso expensor transversal à SPM e extensões metálicas soldadas às bandas dos dentes de ancoragem. De acordo com Chaconas e Caputo, 1982 e Garib et al., 2005, a ativação do hyrax ocorre através do parafuso localizado centralizado a SPM. Porém, sua confecção permite uma variação tanto em altura no sentido vertical, como no sentido anteroposterior em relação ao palato do paciente. A variação do posicionamento do parafuso expensor durante a confecção laboratorial do expensor hyrax pode interferir na distribuição das forças ortopédicas por ele liberadas e nos efeitos dentários durante a sua utilização influenciando a eficiência e estabilidade da ERM (ARAUGIO et al., 2013; FERNANDES et al., 2019).

O Método dos Elementos Finitos (MEF) determina os estados de tensão e deformação de um sólido sujeito a esforços exteriores e pode ser utilizado na análise da ERM para determinar as forças e deformações impostas tanto aos ossos craniofaciais com nos elementos dentários (SERPE et al., 2015). Para a obtenção de um modelo por meio do MEF, é necessário definir os objetos de análise, que serão representados graficamente por meio de *softwares*. Posteriormente, as estruturas modeladas serão discretizadas em pequenos elementos, os elementos finitos, em um programa específico. Os elementos representam porções no espaço e podem assumir diversos formatos, sendo que os tetraédricos e os hexaédricos são os mais comuns para análises tridimensionais (LOTTI et al., 2006; LEE et al., 2009). Nas extremidades ou arestas de cada elemento encontram-se pontos, denominados nós, que conectam os elementos entre si, formando uma malha. Por meio 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 (LOTTI et al., 2006). O número e a disposição dos nós são um dos parâmetros de definição da precisão do modelo discretizado. 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 (LEE et al., 2014).

O MEF envolve a discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do sistema original. A solução aproximada encontrada por esse método, geralmente está em função da tensão, deformação, ou ambos, em cada elemento. O MEF mostrou-se, ao longo dos anos, uma ferramenta importante, na solução de problemas recorrentes na engenharia e outras áreas. Métodos computacionais, aplicados à biomecânica, são utilizados há mais de três décadas, para determinar tensões e deformações em ossos, ligamentos e próteses, quando submetidos aos carregamentos mecânicos, por exemplo. Com isso, gera-se uma maior compreensão do comportamento dos sistemas sintéticos ou biológicos, tanto para estudar processos de remodelação e regeneração de ossos/tecidos, como compreender o comportamento mecânico dos mesmos (SERPE et al., 2014).

Uma grande vantagem da aplicação desse método, em pesquisas da área de saúde, é a possibilidade de simular diferentes abordagens de tratamento, sem expor animais ou humanos a possíveis efeitos deletérios ou procedimentos experimentais. (BORYOR et al., 2013) Estudos biomecânicos em estruturas dentárias utilizando o método dos elementos finitos (MEF) são frequentes na área da Ortodontia. (PROVATIDIS *et al.*, 2008; JAFARI; SHETTY; KUMAR, 2003; MAGESH et al 2018). Usados como ferramentas de pesquisa na Odontologia, o MEF passou a ser utilizado também para análise de tensão e deformação dos dentes e ossos associados à ERM. (PROVATIDIS et al., 2008; LEE et al., 2014; MATSUYAMA et al., 2015).

2 PROPOSIÇÃO

Objetivo geral:

Simular diferentes posicionamentos verticais e anteroposteriores do parafuso expansor do aparelho disjuntor hyrax e avaliar o deslocamento dos dentes e o padrão de distribuição de tensão e compressão no ligamento periodontal utilizando o Método dos Elementos Finitos.

Objetivos específicos:

Avaliar os deslocamentos (total, vertical e horizontal) das estruturas dentárias após a ativação do parafuso expansor em diferentes posicionamentos nos sentidos vertical e anteroposterior.

Avaliar o padrão de distribuição de tensão e compressão no ligamento periodontal após a ativação do parafuso expansor em diferentes posicionamentos nos sentidos vertical e anteroposterior.

Identificar o posicionamento do parafuso expansor que permite maior transferência do esforço mecânico do aparelho para as estruturas dentárias.

3 MATERIAL E MÉTODOS

O processo de obtenção e a definição das condições matemáticas dos modelos de elementos finitos para simulação da ERM foram os mesmos utilizados pelos autores em estudo anterior (Fernandes et al., 2019).

Os modelos de elementos finitos utilizado nesse estudo foram gerados no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI – Campinas, Brasil). Para construir esse banco de dados, os modelos foram descaracterizados e construídos com base em imagens de tomografia computadorizada (GR model Light-Speed 16 Pró) de pacientes adultos, sem evidências de assimetrias, com a dentição permanente completa exceto os terceiros molares, sem nenhuma reabilitação protética, e nenhuma alteração craniofacial, nem congênita ou adquirida. O uso dessas imagens para criação dos modelos foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo sob o número 97/06 (Anexo A).

O modelo CAD foi criado e editado no software Rhinoceros 5.0 (2017; McNeel North America, Seattle, Wash) constituído por: maxila, base do crânio (ossos: zigomático, nasal, esfenóide e frontal), dentes (incisivo central, incisivo lateral, canino, 1º pré-molar, 2º pré-molar, 1º molar e 2º molar), ligamento periodontal, e unidade funcional osso-sutura representando a sutura palatina mediana (SPM).

O modelo anatômico de parte da maxila, dentes, ligamento periodontal e SPM foram importados no software FEMAP (10.1.1; Siemens PLM Software, Plano, Texas), e o aparelho hyrax incorporado. Este aparelho foi constituído por um parafuso expensor de dimensões 11x7x3mm, dois segmentos de fio de aço 1.5mm de diâmetro unindo o parafuso a outro fio de 1mm de diâmetro. O fio de 1mm de diâmetro tangencia o contorno palatino das coroas de todos os dentes (1º pré-molar, 2º pré-molar, 1º molar e 2º molar), sendo que no 1º pré-molar e 1º molar foram adicionadas bandas na união fio-dente com altura de 4mm e espessura de 0,2mm, formando o modelo geométrico com a malha de elementos tetraédricos (Figura 1).

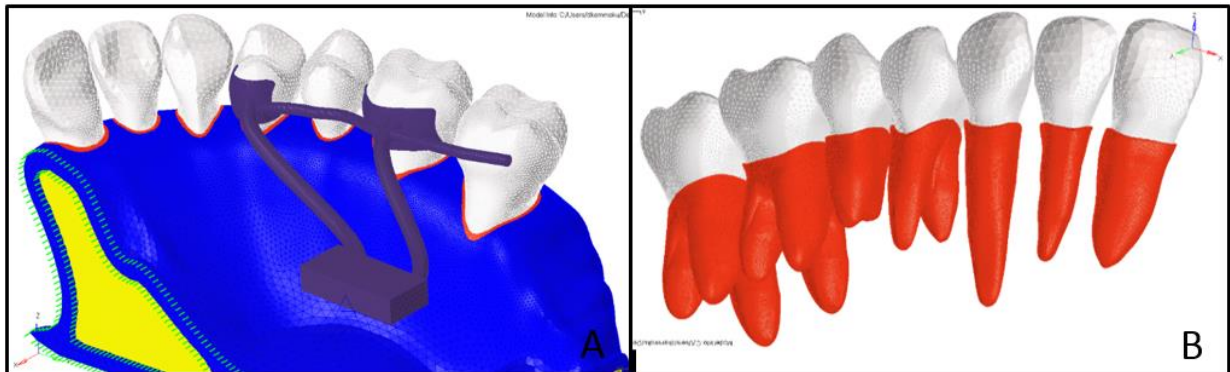


Figura 1 – (A) Modelo de elementos finitos contendo osso, dentes, ligamento periodontal, SPM e hyrax. (B) Representação do ligamento periodontal em vermelho.

O modelo de elementos finitos foi discretizado em elementos tetraédricos e analisado pelo software Ansys 17.2, utilizando uma espessura cortical de 2mm e elementos de barra com propriedade elástica para representar a SPM. As estruturas do modelo foram determinadas de acordo com as propriedades específicas de cada material (Tabela 1) e apresentam características elásticas, isotrópicas, lineares e homogêneas (Fernandes et al. 2019).

Tabela 1 – Propriedades mecânicas atribuídas às estruturas do modelo geométrico.

Material	Coefficiente de Poisson	Módulo de Young (MPa)
Osso cortical ^a	0,3	13700
Osso trabecular ^a	0,3	1370
Dente ^b	0,3	20000
Ligamento Periodontal ^c	0,49	0,69
Aparelho disjuntor (aço) ^a	0,33	200.000
SMP ^d	0,49	1

a-Serpe et al. 2015; b- Serpe et al. 2014 c- Andersen; Pedersen e Melsen 1991 d- Tanne; Hiraga e Sakuda 1989

Foram simuladas 6 variações de modelos computacionais com posições distintas do parafuso expensor (Tabela 2), sendo três variações anteroposteriores (P) e duas verticais (V). Em todas as simulações o parafuso expensor será posicionado, no sentido transversal, centralizado no palato do modelo, perpendicular à SPM e paralelo ao plano oclusal.

Tabela 2. Modelos de elementos finitos em relação ao posicionamento anteroposterior e vertical do parafuso expansor.

Anteroposterior	Vertical	
	Posição 1 (V1)	Posição 2 (V2)
Posição 1 (P1)	Modelo 1 (M1)	Modelo 4 (M4)
Posição 2 (P2)	Modelo 2 (M2)	Modelo 5 (M5)
Posição 3 (P3)	Modelo 3 (M3)	Modelo 6 (M6)

No sentido anteroposterior (Figura 2), o centro do parafuso foi posicionado equidistante às faces mesial do primeiro molar e distal do primeiro pré-molar em P1, alinhado ao centro da coroa do primeiro molar em P2 e em P3 a face mesial do expansor foi alinhada à face distal do primeiro molar. No sentido vertical (Figura 3), o parafuso expansor será posicionado a 20mm (V1) e 15mm (V2) do plano oclusal em direção ao palato (Fernandes et al. 2019).

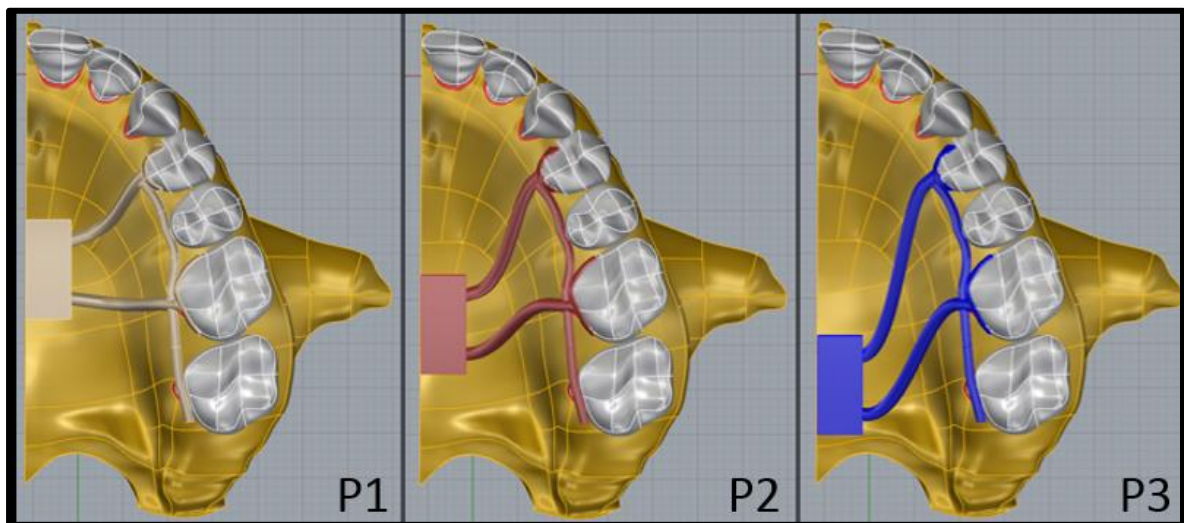


Figura 2 - Vista axial das posições anteroposteriores P1, P2 e P3 do parafuso expansor (Fernandes et al. 2019).

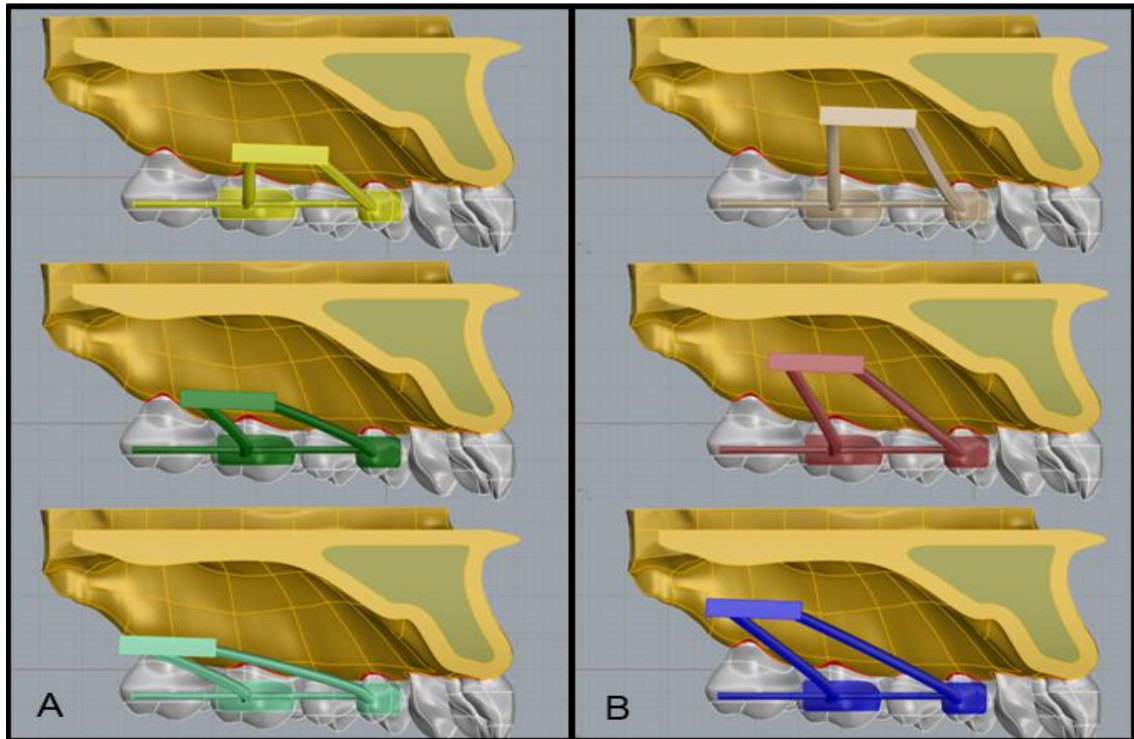


Figura 3 - Vista sagital das posições anteroposteriores P1, P2 e P3 do parafuso expansor nas posições verticais V1 (A) e V2 (B) (Fernandes et al. 2019).

Tanto para a análise da distribuição das tensões quanto para a análise de deslocamento foram definidas as condições de contorno do modelo, de forma a restringir os movimentos vertical, anteroposterior e transversal. Tais condições representam as estruturas ósseas cranianas que fazem contato anatomicamente com a maxila, sendo a fixação estabelecida nos limites superior (base do crânio), posterior (pilar pterigoideo). Para a região no limite mediano, foram utilizados elementos em barra com propriedades elásticas representando a SPM, mimetizando seu comportamento.

Na região da SPM, será imposta a condição de simetria e o carregamento recriado simetricamente no lado oposto, obtendo assim, resultados equivalentes para ambos os lados. Em cada modelo será simulado um deslocamento transversal de 0,5 mm no centro do parafuso, e devido à condição de simetria, será equivalente a 1 mm de ativação do expansor Hyrax.

4 ARTIGO

Influência do posicionamento do parafuso expansor hyrax nos movimentos dentários e no ligamento periodontal: um estudo com elementos finitos

FERNANDES LC, NORITOMI PY, VITRAL RWF, CAMPOS MJS.

Introdução: O objetivo desse estudo foi simular diferentes posicionamentos verticais e anteroposteriores do parafuso expansor do aparelho hyrax e avaliar o deslocamento dos dentes e padrão de distribuição de forças no ligamento periodontal utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF). **Métodos:** Parte da maxila, dentes, ligamento periodontal, sutura palatina mediana (SPM) e o aparelho hyrax foram modelados; e seis modelos distintos foram simulados com diferentes posições do parafuso expansor. Duas posições verticais (V1 e V2) com a distância de 20 e 15mm do plano oclusal em direção ao palato. Outras três anteroposteriores (P1, P2 e P3), com o centro do parafuso posicionado entre e equidistante às faces mesial do primeiro molar e distal do primeiro pré-molar, alinhado ao centro da coroa do primeiro molar e a face mesial do expansor alinhada à face distal do primeiro molar. A ativação inicial de 1mm foi simulada e a tensão máxima principal em cada modelo registrada. **Resultados:** Os dentes que apresentaram maior deslocamento e concentração de tensão e compressão foram o primeiro pre-molar (1ºPM) e o primeiro molar (1ºM), sendo a posição mais anterior e oclusal do parafuso expansor a que gerou maior deslocamento e tensão nos dentes. 1ºPM e 1ºM apresentaram rotação no sentido anti-horário, sendo mais expressiva no 1ºPM. Os dentes exibiram deslocamento intrusivo da face vestibular e extrusivo da face palatina, com exceção do 1ºPM, que apresentou uma tendência de extrusão vestibular e intrusão lingual. As coroas dentárias deslocaram no sentido vestibular e as raízes no sentido lingual, sendo que o 1ºPM apresentou uma tendência inversa. A concentração de tensão ocorreu na face vestibular das raízes linguais e na região cervical das faces linguais e a compressão se localizou na região cervical das raízes vestibulares. **Conclusão:** A variação do posicionamento vertical e anteroposterior do parafuso expansor interferiu no deslocamento e na distribuição e intensidade de forças nos dentes. O posicionamento mais oclusal e anterior do parafuso expansor gerou uma maior transferência de esforço mecânico aos dentes, resultando em maior deslocamento.

Introdução

A expansão rápida da maxila (ERM) é o tratamento indicado para a correção da deficiência transversa da maxila nos pacientes em fase crescimento ósseo¹, procedimento ortopédico que consiste na desarticulação da sutura palatina mediana (SPM) e aumento transversal da maxila, através de forças laterais aplicadas aos dentes superiores por aparelhos disjuntores²⁻⁴. Durante a ERM, o movimento desejado é de expansão dos dois segmentos maxilares, com inclinação mínima dos dentes envolvidos^{5,6}. Entretanto, apesar das forças distribuídas na ERM serem de grande magnitude⁷, não se obtém uma expansão maxilar puramente ortopédica, pois a inclinação dentária vestibular ocorre de forma indesejada^{5,6,8,9} o que prejudica a estabilidade e o prognóstico, limitando os resultados ortopédicos do tratamento^{8,10}.

Durante a ativação de aparelhos expansores, quanto maior é a inclinação vestibular dos dentes posteriores, menor é a expansão óssea obtida, uma vez que a excessiva vestibularização dentária faz com que o limite clínico da ERM seja precocemente alcançado, ou seja, as cúspides palatinas dos superiores tocam as cúspides vestibulares dos inferiores, limitando a quantidade de abertura da SPM^{5,6,11}.

Embora as alterações ortopédicas da ERM possam mostrar algum grau de recidiva¹², o efeito dentário representa a alteração mais instável após a expansão^{10,13}. Por isso, quanto maior o efeito esquelético e menor a movimentação dentária, melhor é o prognóstico em termos de estabilidade pós-contenção^{5,6,9}.

Um dos aparelhos mais utilizados para realizar a ERM é o expansor hyrax, que apresenta um parafuso expensor transversal à SPM, que quando ativado força lateralmente os segmentos da maxila^{3,4}. Porém, sua confecção laboratorial permite variações tanto em altura quanto no sentido anteroposterior em relação ao palato. Clinicamente, a variação do posicionamento do parafuso expensor pode interferir na distribuição das forças ortopédicas por ele liberadas e nos efeitos dentários durante a sua utilização, influenciando a eficiência e estabilidade da ERM^{7,11}.

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é um método computacional aplicado à biomecânica utilizado para determinar tensões e deformações em estruturas submetidas a diferentes carregamentos mecânicos^{14,15}. Em Ortodontia, o MEF tem sido utilizado para analisar a tendência de movimentação e a distribuição de tensão em dentes e ossos craniofaciais durante a simulação de mecânicas ortodônticas, dentre elas a ERM^{7,11,16-19}.

Em trabalho anterior⁷, os autores utilizaram o MEF para descrever o padrão de distribuição de tensões e deformações sobre as estruturas ósseas da maxila após a simulação de 6 posicionamentos distintos do parafuso expansor durante a expansão maxilar, desconsiderando a possibilidade de movimentação dentária durante o processo.

Assim, o objetivo desse estudo foi simular diferentes posicionamentos verticais e anteroposteriores do parafuso expansor do aparelho disjuntor hyrax e avaliar o deslocamento dos dentes e o padrão de distribuição de tensão e compressão no ligamento periodontal utilizando o Método dos Elementos Finitos.

Material e métodos

O processo de obtenção e a definição das condições matemáticas dos modelos de elementos finitos para simulação da ERM foram os mesmos utilizados pelos autores em estudo anterior⁷.

Os modelos de elementos finitos utilizado nesse estudo foram gerados no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI – Campinas, Brasil). Para construir esse banco de dados, os modelos foram descaracterizados e construídos com base em imagens de tomografia computadorizada (GR model Light-Speed 16 Pró) de pacientes adultos, sem evidências de assimetrias, com a dentição permanente completa exceto os terceiros molares, sem nenhuma reabilitação protética, e nenhuma alteração craniofacial, nem congênita ou adquirida. O uso dessas imagens para criação dos modelos foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo sob o número 97/06 (Anexo A).

O modelo CAD foi criado e editado no software Rhinoceros 5.0 (2017; McNeel North America, Seattle, Wash) constituído por: maxila, base do crânio (ossos: zigomático, nasal, esfenóide e frontal), dentes (incisivo central, incisivo lateral, canino, 1º pré-molar, 2º pré-molar, 1º molar e 2º molar), ligamento periodontal, uma unidade funcional osso-sutura representando a sutura palatina mediana (SPM).

O modelo anatômico de parte da maxila, dentes, ligamento periodontal e SPM foram importados no software FEMAP (10.1.1; Siemens PLM Software, Plano, Texas), e o aparelho hyrax incorporado. Este aparelho foi constituído por um parafuso expensor de dimensões 11x7x3mm, dois segmentos de fio de aço 1.5mm de diâmetro unindo o parafuso a outro fio de 1mm de diâmetro. O fio de 1mm de diâmetro tangencia o contorno palatino das coroas de todos os dentes (1º pré-molar, 2º pré-molar, 1º molar e 2º molar), sendo que no 1º pré-molar e 1º molar foram adicionadas bandas na união fio-dente com altura de 4mm e espessura de 0,2mm, formando o modelo geométrico com a malha de elementos tetraédricos (Figura 1).

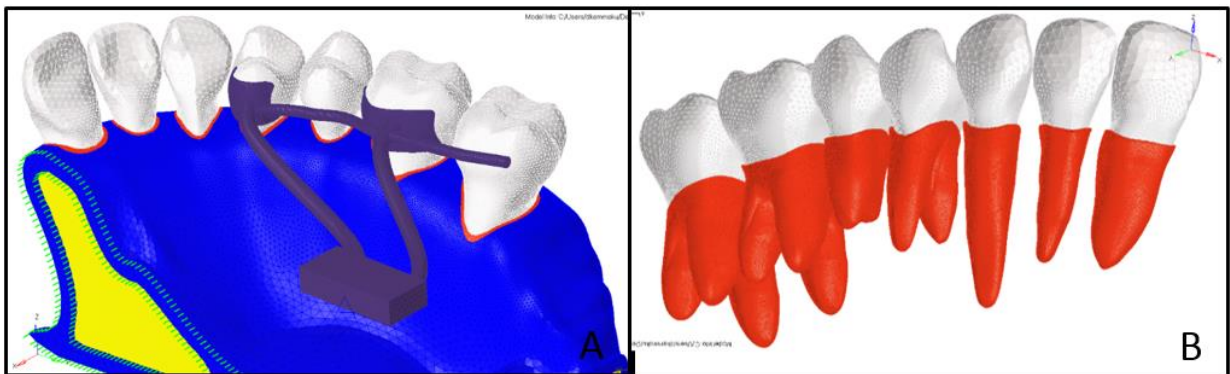


Figura 1 – (A) Modelo de elementos finitos contendo osso, dentes, ligamento periodontal, SPM e hyrax. (B) Representação do ligamento periodontal em vermelho.

O modelo de elementos finitos foi discretizado em elementos tetraédricos e analisado pelo software Ansys 17.2, utilizando uma espessura cortical de 2mm e elementos de barra com propriedade elástica para representar a SPM. As estruturas do modelo foram determinadas de acordo com as propriedades específicas de cada material (Tabela 1) e apresentam características elásticas, isotrópicas, lineares e homogêneas⁷.

Tabela 1 – Propriedades mecânicas atribuídas às estruturas do modelo geométrico.

Material	Coefficiente de Poisson	Módulo de Young (MPa)
Osso cortical ¹⁴	0,3	13700
Osso trabecular ¹⁴	0,3	1370
Dente ²⁰	0,3	20000
Ligamento Periodontal ²¹	0,49	0,69
Aparelho disjuntor (aço) ¹⁴	0,33	200.000
SMP ²²	0,49	1

Foram simuladas 6 variações de modelos computacionais com posições distintas do parafuso expensor (Tabela 2), sendo três variações anteroposteriores (P) e duas verticais (V). Em todas as simulações o parafuso expensor será posicionado, no sentido transversal, centralizado no palato do modelo, perpendicular à SPM e paralelo ao plano oclusal.

Tabela 2. Modelos de elementos finitos em relação ao posicionamento anteroposterior e vertical do parafuso expensor.

Anteroposterior	Vertical	
	Posição 1 (V1)	Posição 2 (V2)
Posição 1 (P1)	Modelo 1 (M1)	Modelo 4 (M4)
Posição 2 (P2)	Modelo 2 (M2)	Modelo 5 (M5)
Posição 3 (P3)	Modelo 3 (M3)	Modelo 6 (M6)

No sentido anteroposterior (Figura 2), o centro do parafuso foi posicionado equidistante às faces mesial do primeiro molar e distal do primeiro pré-molar em P1, alinhado ao centro da coroa do primeiro molar em P2 e em P3 a face mesial do expensor foi alinhada à face distal do primeiro molar. No sentido vertical (Figura 3), o parafuso expensor será posicionado a 20mm (V1) e 15mm (V2) do plano oclusal em direção ao palato⁷.

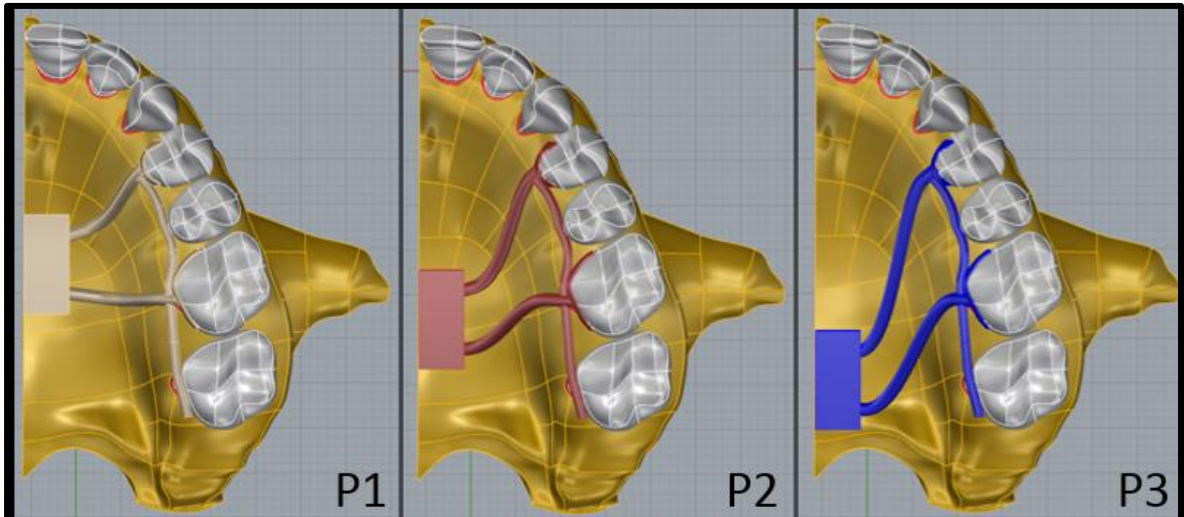


Figura 2 - Vista axial das posições anteroposteriores P1, P2 e P3 do parafuso expensor⁷.

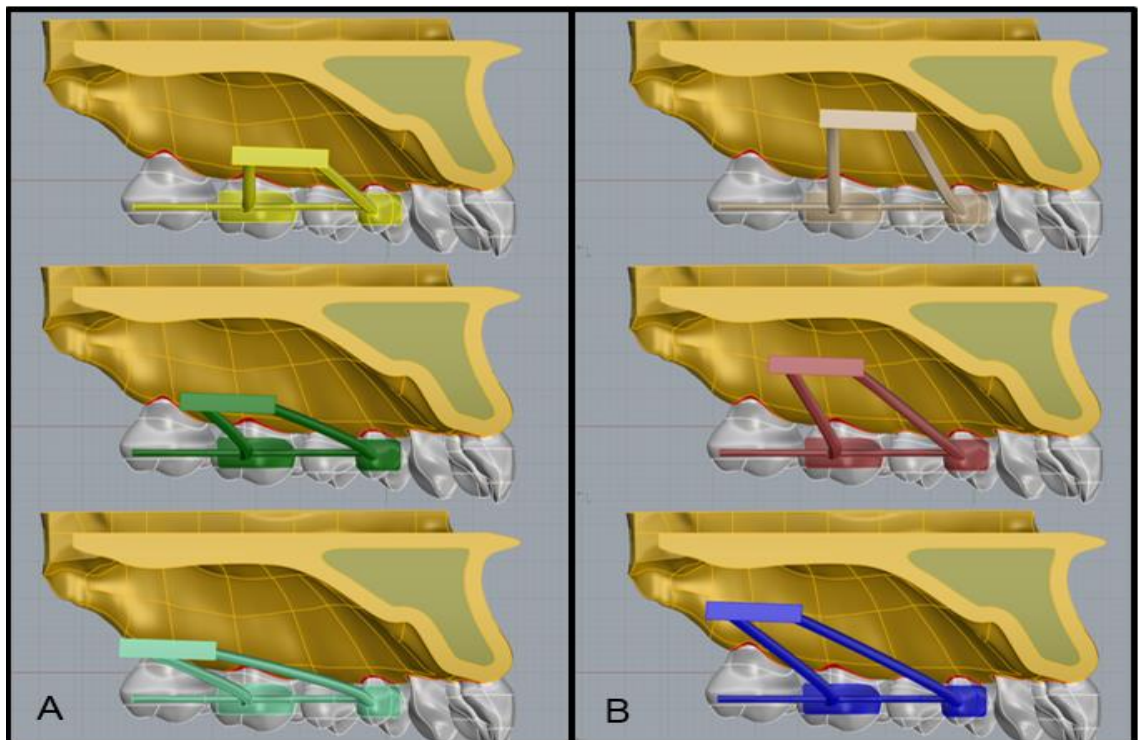


Figura 3 - Vista sagital das posições anteroposteriores P1, P2 e P3 do parafuso expensor nas posições verticais V1 (A) e V2 (B) ⁷.

Tanto para a análise da distribuição das tensões quanto para a análise de deslocamento foram definidas as condições de contorno do modelo, de forma a restringir os movimentos vertical, anteroposterior e transversal. Tais condições representam as estruturas ósseas cranianas que fazem contato anatomicamente com a maxila, sendo a fixação estabelecida nos limites superior (base do crânio), posterior (pilar pterigoideo). Para a região no limite mediano, foram utilizados elementos em barra com propriedades elásticas representando a SPM, mimetizando seu comportamento.

Na região da SPM, será imposta a condição de simetria e o carregamento recriado simetricamente no lado oposto, obtendo assim, resultados equivalentes para ambos os lados. Em cada modelo será simulado um deslocamento transversal de 0,5 mm no centro do parafuso, e devido à condição de simetria, será equivalente a 1 mm de ativação do expansor Hyrax.

Resultados

Deslocamento Total

Sob uma perspectiva axial, o deslocamento total dos dentes nos seis modelos após a abertura do parafuso é representado na Figura 4. Os modelos M1, M2 e M3, todos na posição vertical V1, apresentaram valores similares de deslocamento total máximo, porém concentrados em diferentes áreas. No modelo M1 o deslocamento foi concentrado no segundo pré-molar e no primeiro molar, seguidos da região vestibular do primeiro pré-molar. Em M2 houve uma concentração de deslocamento no primeiro molar, com pequenas áreas nos pré-molares. Já em M3, apenas as faces mesial e vestibular do 1PM e a distolingual do 1M apresentaram deslocamento relevante.

O modelo M4 foi o modelo que o maior deslocamento total, sendo encontrado valores próximos a 0.4mm nos dentes 1ºPM, 2ºPM e 1ºM e de 0.2mm em algumas áreas do 2ºM. O modelo M5 apresentou uma distribuição similar a M4, porém com os valores máximos reduzidos entre 30 e 50%. Já o modelo M6 apresentou um deslocamento aproximadamente 3 vezes menor do que M4, com concentração na região distolingual do 1ºM.

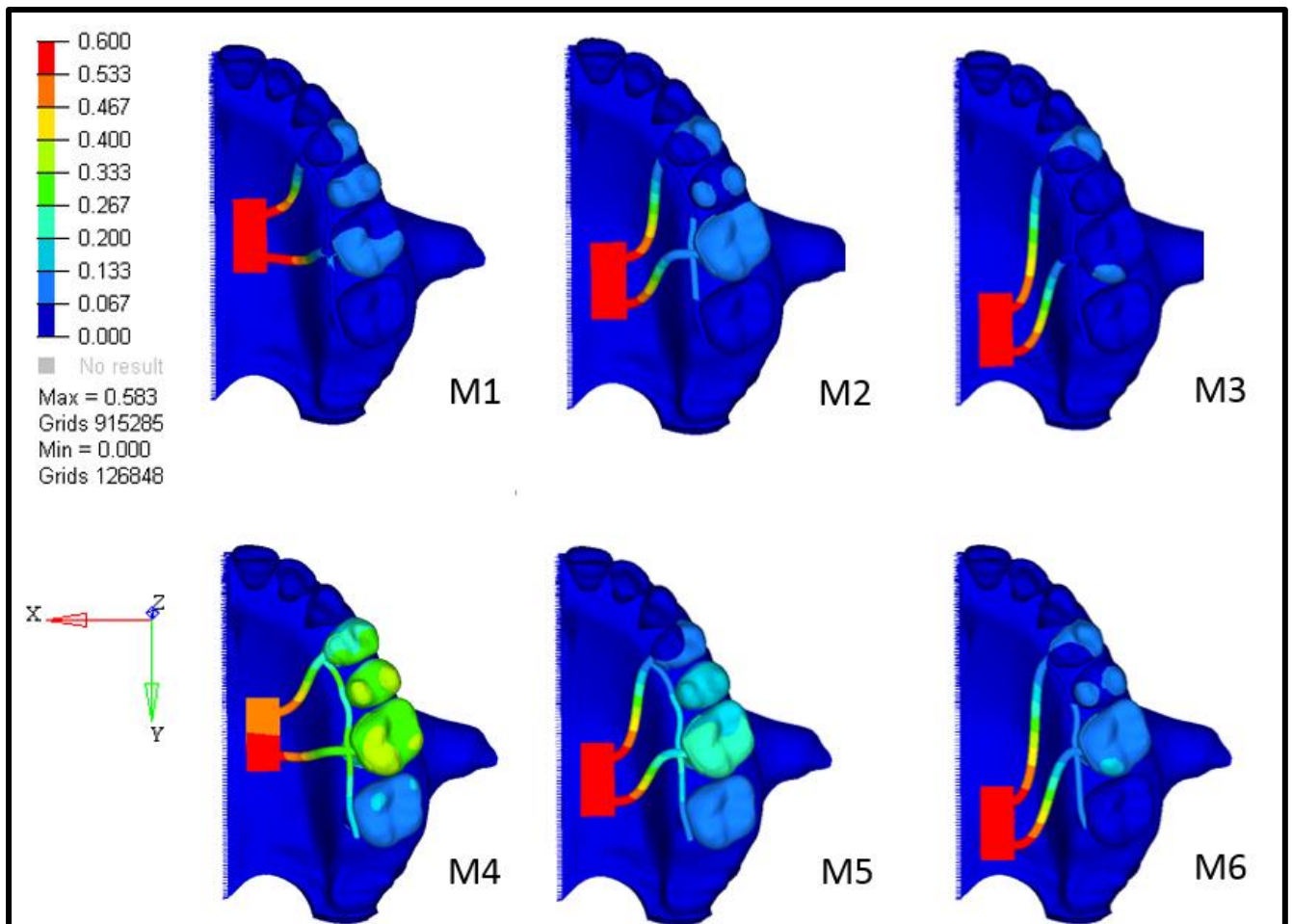


Figura 4 – Vista axial do deslocamento dentário total dos modelos simulados.

O 1ºPM e 1ºM apresentaram uma tendência de rotação no sentido anti-horário em todos os modelos, com a face mesial do 1ºPM se deslocando para lingual e a face distal do 1ºM em sentido vestibular (Video 1). Porém, como o 1ºPM está localizado na extremidade do aparelho a tendência de giro foi mais expressiva em comparação ao 1ºM. Nos modelos M1, M2, M3 e M6 o 1ºPM também apresentou um deslocamento no sentido lingual associado a rotação.

Deslocamento Vertical

Em todos os modelos, os dentes posteriores apresentaram de maneira geral uma tendência de intrusão da face vestibular (Figure 5A – azul) e de extrusão da face palatina (Figure 5B – vermelho), com valores homólogos e de sentido inverso. Os modelos M4 e M5 apresentaram movimentos verticais mais expressivos, localizados no 1ºM e no 2ºPM, com extrusão das raízes palatinas e intrusão das faces vestibulares desses dentes. Em M1, M2, M3 e M6 o 1ºPM apresentou uma tendência de extrusão vestibular e intrusão lingual, contrariando a tendência geral.

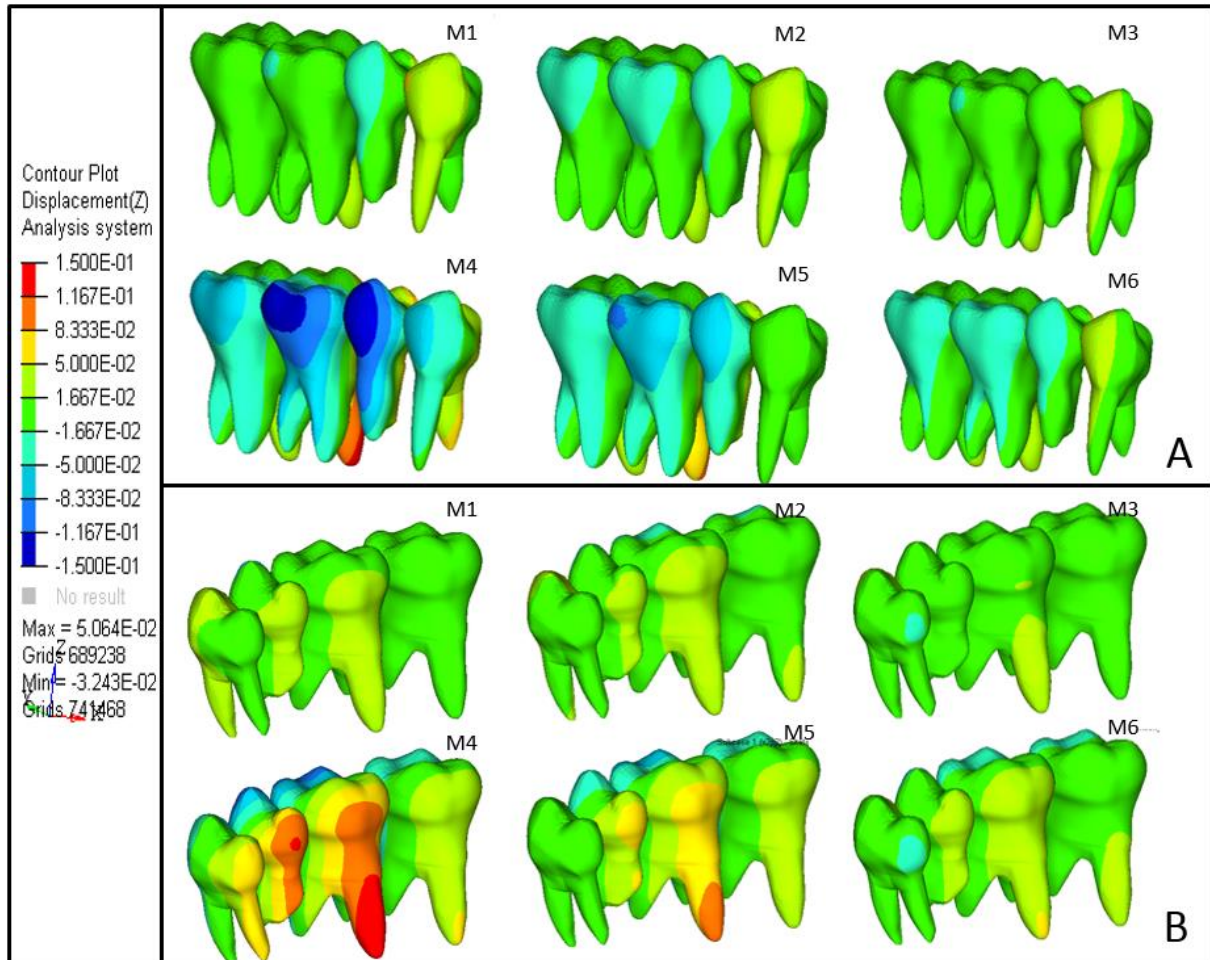


Figura 5 – Deslocamento dentário no sentido de intrusão visto por vestibular (A) e de extrusão visto por lingual (B). Na escala de cores, o deslocamento de intrusão foi representado pelas cores frias (azul) e o deslocamento de extrusão pelas cores quentes (vermelho).

Deslocamento Horizontal

A avaliação isolada do deslocamento horizontal mostrou que de maneira geral, houve uma tendência de deslocamento vestibular das coroas e lingual das raízes nos dentes posteriores (Figura 6). Nos modelos M1, M2, M3 e M6 os dentes apresentaram baixos valores de deslocamento. Nesses mesmos modelos, o 1ºPM apresentou uma movimentação da coroa para lingual e mesial (Figura 6 – representação da posição inicial pela malha em preto) e da raiz para vestibular, havendo um aumento dessa tendência de movimentação do 1ºPM a medida que o parafuso expensor foi posicionado para posterior.

O modelo M4 apresentou o maior deslocamento no sentido vestibular das coroas dos dentes, com valores máximos ocorridos na região oclusal do 2ºPM e 1ºM. Em M5 o mesmo comportamento foi apresentado com menor deslocamento - 65% ou

menos do valor encontrado nas mesmas regiões em M4). Em M5, o 1ºPM também apresentou uma tendência de deslocamento mesial de sua coroa, porém associado ao deslocamento vestibular, diferentemente dos modelos M1, M2, M3 e M6 (Figura 6).

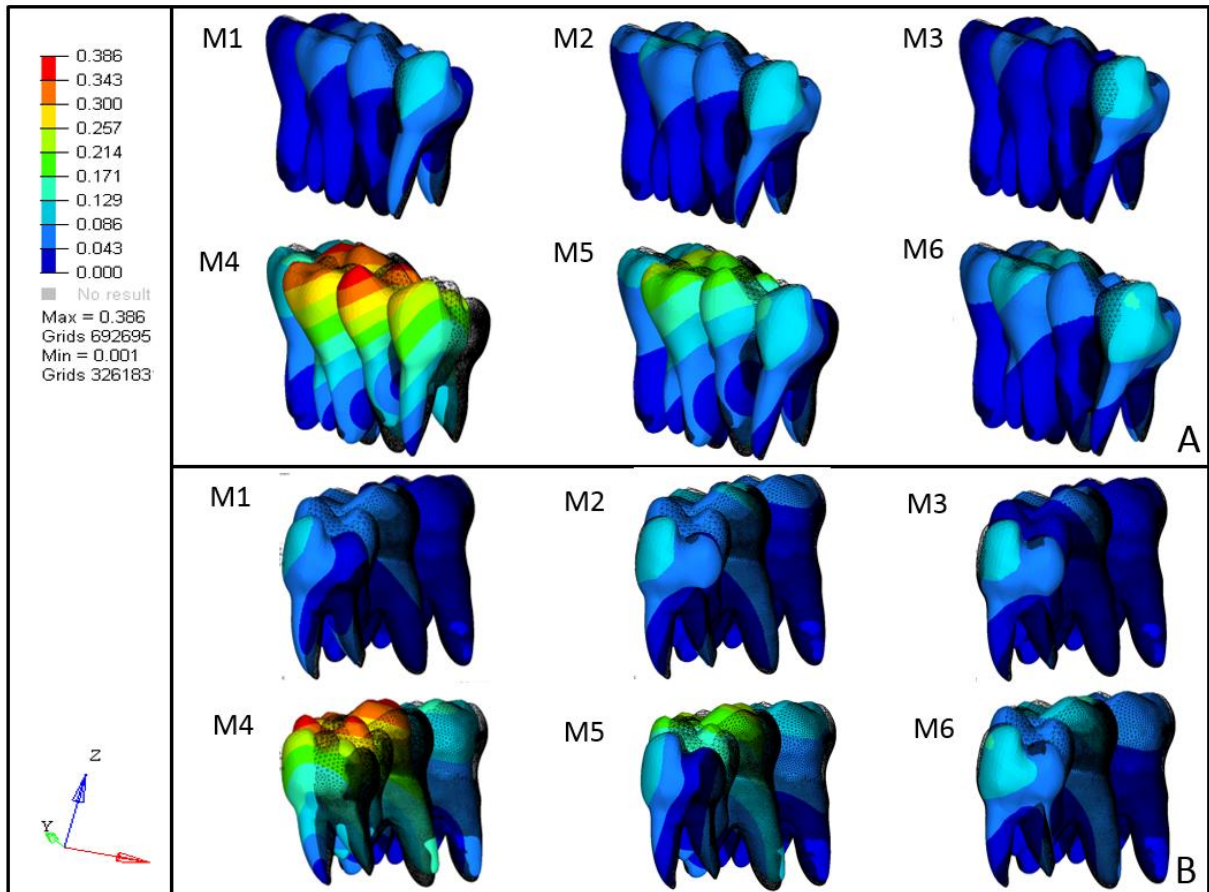


Figura 6 – Deslocamento dentário horizontal apresentado por vista vestibular (A) e lingual (B). A malha em cor preta representa a posição inicial dos dentes no sistema, previamente a ativação do parafuso expansor.

Tensão e Compressão

Além do deslocamento, o MEF avaliou as forças de tensão (Figura 7) e compressão (Figura 8) ocorridas nas regiões de representação do ligamento periodontal nas superfícies radiculares dos dentes posteriores.

Os locais de maior concentração de tensão ocorreram na face vestibular das raízes lingual e na região cervical das faces linguais, possivelmente devido a tendência de inclinação vestibular desses dentes em decorrência da ativação do parafuso expansor. Os valores de tensão máxima foram localizados no ápice na raiz palatina do 1ºM (aproximadamente 5 ou mais MPa) em M4. O 1ºPM apresentou um

comportamento irregular nos modelos M1, M2, M3 e M6, com concentração das áreas de tensão nas faces linguais das regiões apicais de suas raízes, indicando uma tendência de inclinação lingual de sua coroa (Figura 7B).

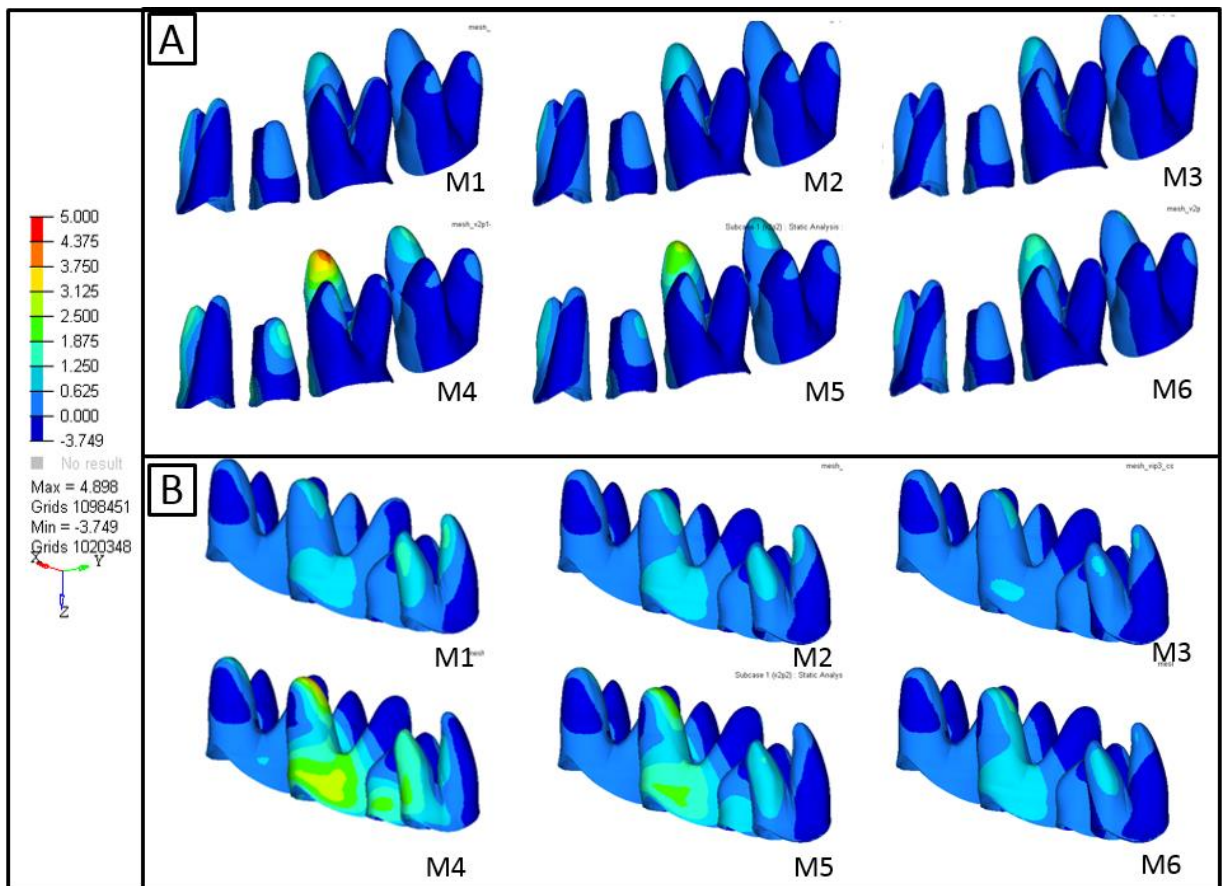


Figura 7 - Distribuição da tensão no ligamento periodontal apresentado por vista vestibular (A) e lingual (B).

Uma vez que matematicamente a compressão é o inverso da tensão, a Figura 8 apresenta a distribuição das forças de compressão no ligamento periodontal com valores negativos, sendo os valores máximos representados em azul. Os locais de maior concentração de compressão ocorreram na região cervical das raízes vestibulares dos dentes. Os maiores valores de compressão foram obtidos nos primeiros molares, em ordem decrescente nos modelos M4, M5, M6, M2, M1 e M3. Em todos os modelos, com exceção de M4, nota-se uma tendência de deslocamento mesial da área de compressão da face vestibular da raiz vestibular do 1ºPM, indicando novamente a tendência de rotação desse dente.

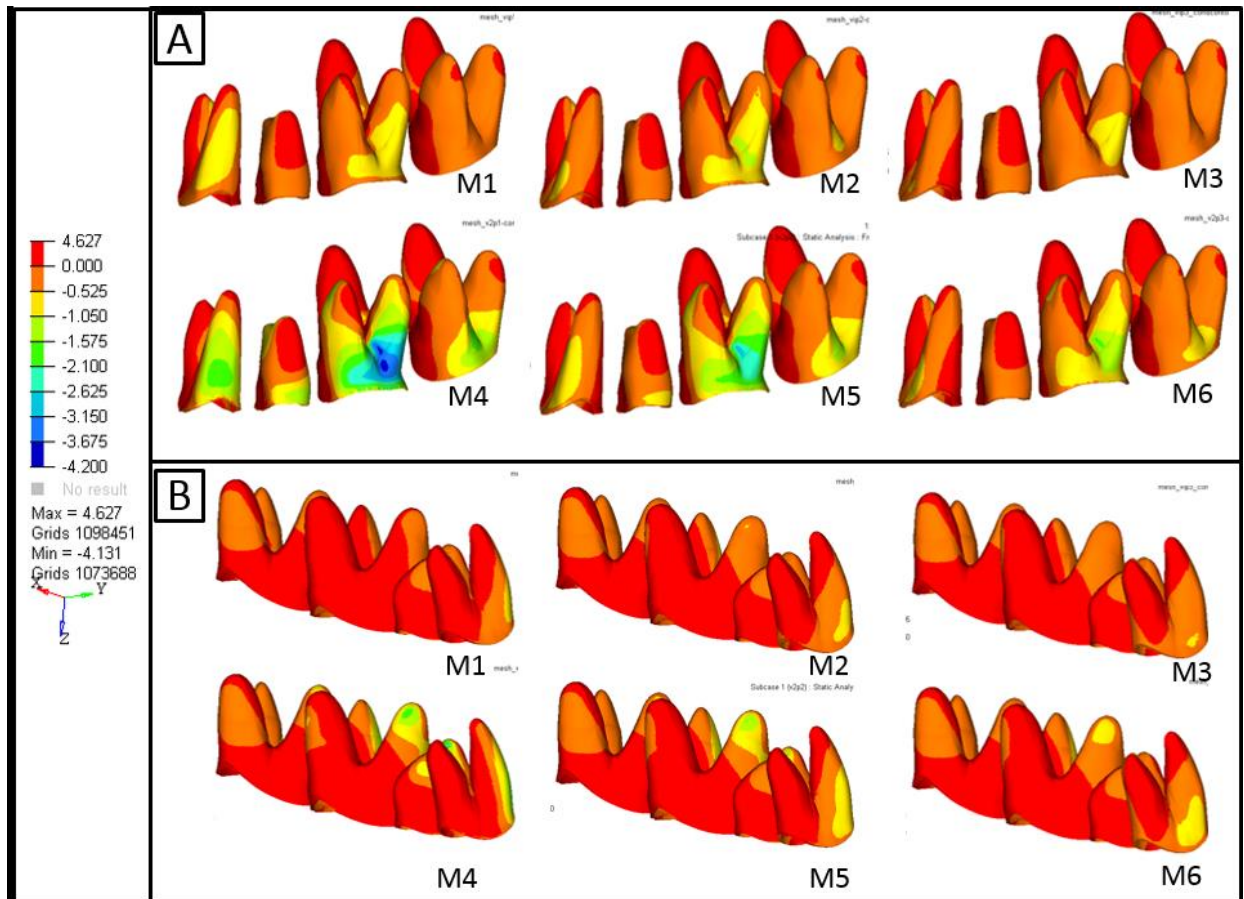


Figura 8 - Distribuição da compressão no ligamento periodontal apresentado por vista vestibular (A) e lingual (B).

Discussão

Apesar da expansão rápida da maxila (ERM) ser considerada um tratamento com eficácia comprovada para pacientes com atresia transversal esquelética da maxila, seu estudo e aprimoramento dos aparelhos disjuntores têm por objetivo minimizar os efeitos dentários indesejados e maximizar os efeitos ortopédicos^{11,23,24}.

Durante a ERM, o movimento desejado é de expansão dos dois segmentos maxilares, com inclinação mínima dos dentes envolvidos. Entretanto, apesar das forças distribuídas na ERM serem de grande magnitude, muitas vezes não se obtém uma expansão maxilar puramente ortopédica, pois a inclinação dentária vestibular ocorre de forma indesejada^{5,6,8,9}, o que prejudica a estabilidade e o prognóstico, limitando os resultados ortopédicos do tratamento^{8,10}.

O Método dos Elementos Finitos (MEF) tem sido utilizado para demonstrar as tensões e deformações impostas aos dentes e ossos durante a ERM^{7,11,16,25,26}. Em estudo anterior⁷, os autores utilizaram modelos de elementos finitos mimetizando a estrutura óssea da maxila, os dentes de ancoragem para o hyrax e a sutura palatina

mediana para analisar a distribuição das tensões na maxila durante a ERM, simulando 6 posições do parafuso expensor com variações anteroposteriores e verticais. Em sequência, para analisar o efeito dentário desses mesmos posicionamentos do parafuso expensor, o presente estudo utilizou modelos computacionais com todas as estruturas anatômicas (osso, dentes e ligamento periodontal) que podem influenciar a movimentação dentária.

A análise da mudança de posicionamento anteroposterior (P1, P2 e P3) em cada uma das posições verticais do parafuso expensor, mostrou uma tendência de menor deslocamento dentário a medida que o parafuso expensor foi posicionado para posterior, havendo somente uma inversão entre M1 e M2. Além disso, a tendência de giro no sentido anti-horário do primeiro pré-molar e primeiro molar; e a redução da intensidade das tensões na maxila⁷ também foram relacionadas ao posicionamento posterior do parafuso expensor. A análise inversa, quando as posições verticais (V1 e V2) do parafuso expensor são comparadas entre si em cada uma das posições anteroposteriores, mostrou que o posicionamento do parafuso próximo às coroas dentárias (modelos M4, M5 e M6) resultou em maior quantidade de deslocamento dentário.

As diferenças gerais de deslocamento total dos dentes posteriores observadas nos modelos simulados pode ser explicada pois, à medida que o parafuso é deslocado para posterior e para próximo ao palato, sua distância ao ponto de aplicação da força (coroas dentárias do primeiro pré-molar e primeiro molar) aumenta, ampliando o momento da biomecânica e a extensão e flexibilidade do dispositivo, resultando em maior tensão nos braços conectores do aparelho^{11,19}, menor efetividade em transferir força à maxila⁷, redução do movimento dentário no sentido da abertura do parafuso^{11,19} e potencialização da rotação dos dentes.

Nas simulações realizadas, houve maior deslocamento vestibular das áreas oclusais dos dentes posteriores em relação às áreas posicionadas apicalmente, acompanhado de deslocamento lingual e extrusivo dos ápices radiculares e concentração de compressão e tensão nas regiões vestibulocervical e linguoapical do ligamento periodontal, respectivamente, caracterizando uma inclinação vestibular. Esta tendência de inclinação parece ter sido proporcional ao deslocamento dentário total ocorrido em cada modelo, não tendo sido associada à alguma posição específica do parafuso expensor. Contrariamente, Araugio *et al.*¹¹ descreveram uma menor tendência de inclinação vestibular dos dentes posteriores quando o parafuso expensor

foi simulado em posição similar à V1 (posição vertical 1) em comparação à uma posição vertical em torno de 5mm mais apical que V2. Porém, os autores utilizaram um modelo computacional simplificado que descartou as propriedades estruturais dos ossos maxilares e utilizou suportes elásticos posicionados nas superfícies vestibulares das raízes dentárias para simular o ligamento periodontal, o que pode ter gerado esta diferença nos resultados.

De maneira geral, os dentes posteriores de todos os modelos apresentaram uma tendência à extrusão da cúspides e ápices linguais e pequena intrusão vestibular. O deslocamento intrusivo vestibular foi nitidamente menor do que o extrusivo lingual, o que pode ter ocorrido devido à presença das estruturas ósseas alveolares nos modelos computacionais, que simularam a oposição gerada pelo osso ao movimento de intrusão dentária.

Assim como o deslocamento extrusivo dos dentes posteriores no osso alveolar, o padrão de abertura da maxila com o vértice para superior e posterior ocorreu nas 6 posições do parafuso expensor⁷. Estes efeitos dentário e esquelético podem estar associados aos relatos de estudos anteriores que descreveram o deslocamento inferior da maxila, a rotação anti-horária da mandíbula e a abertura da mordida como efeitos da ERM^{27,28}.

O acúmulo das tensões na região anterior do osso maxilar nos momentos iniciais de ativação do parafuso expensor está relacionado ao favorecimento do movimento inicial de abertura da SPM²⁹. No estudo de Fernandes et al. (2019) o modelo M4 (mais anterior e mais oclusal) apresentou a transferência mais eficiente do esforço mecânico do parafuso expensor às estruturas ósseas, com as tensões máximas de maior intensidade e mais próximas ao forame incisivo. No estudo atual, o mesmo modelo M4 apresentou o maior e mais favorável deslocamento dentário total, indicando que, nas posições do parafuso expensor simuladas, o efeito desejado de abertura da SPM é obrigatoriamente acompanhado de um efeito dentário indesejado, devendo ser considerado durante a realização deste tipo de tratamento ortopédico.

O modelo M6 apresentou a menor e mais desfavorável distribuição de tensões na maxila de todos os modelos simulados⁷ e um deslocamento dentário total maior que os modelos M1, M2 e M3. Porém, este deslocamento dentário foi composto pelo giro anti-horário do primeiro pré-molar e primeiro molar e deslocamento lingual da

coroa dentária do primeiro pré-molar, mostrando ser um deslocamento improdutivo e menos eficiente durante a ERM.

Conclusão

As simulações realizadas nesse estudo através do método dos elementos finitos demonstraram:

- A variação do posicionamento vertical e anteroposterior do parafuso expansor interferiu no deslocamento e na distribuição e intensidade de forças nos dentes.
- A variação do posicionamento vertical do parafuso expansor teve maior influência no deslocamento dentário do que a variação anteroposterior.
- O posicionamento mais oclusal e anterior do parafuso expansor gerou uma maior transferência de esforço mecânico aos dentes, resultando em maior deslocamento.

Referências

01. Podesser B, Williams S, Crismani AG, Bantleon HP. Evaluation of the effects of rapid maxillary expansion in growing children using computer tomography scanning: a pilot study. *Eur J Orthod* 2007;29:37-44.
02. Biederman W. A hygienic appliance for rapid expansion. *J Pract Orthod* 1968;2:67-70.
03. Chaconas SJ, Caputo AA. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1982;82:492-501.
04. Garib DG, Henriques JFC, Janson G, Freitas MR, Coelho RA. Rapid maxillary expansion—tooth tissue-borne versus tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation of dentoskeletal effects. *Angle Orthod* 2005;75:548–57.
05. Starnbach HK, Cleall JF. The effects of splitting the midpalatal suture on the surrounding structures. *Am J Orthod* 1964;50:923-4.
06. Starnbach H, Bayne D, Cleall J, Subtelny JD. Facioskeletal and dental changes resulting from rapid maxillary expansion. *Angle Orthod* 1966;36:152-64.
07. Fernandes LC, Farinazzo Vitral RW, Noritomi PY, Schmitberger CA, Campos MJS. Influence of the hyrax expander screw position on stress distribution in the maxilla: A study with finite elements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2019;155:80-7.

08. Haas AJ. Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics. *Am J Orthod* 1970;57:219-55.
09. Mew J. Relapse following maxillary expansion: a study of twenty-five consecutive cases. *Am J Orthod* 1983;83:56-61.
10. Haas AJ. Rapid palatal expansion: A recommended prerequisite to Class III treatment. *Trans Eur Orthod Soc* 1973:311-18.
11. Araugio RMS, Silva JDLA, Pacheco W, Pithon MM, Oliveira DD. Influence of the expansion screw height on the dental effects of the hyrax expander: A study with finite elements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;143:221-7.
12. Sarnäs KV, Björk A, Rune B. Long-term effect of rapid maxillary expansion studied in one patient with the aid of metallic implants and roentgen stereometry. *Eur J Orthod* 1992;14:427-32.
13. Timms DJ. A study of basal movement with rapid maxillary expansion. *Am J Orthod* 1980;77:500-7.
14. Serpe LC, Las Casas EB, Toyofuku AC, Gonzalez-Torres LA. A bilinear elastic constitutive model applied for midpalatal suture behavior during rapid maxillary expansion. *Res Biomed Eng* 2015;31:319-27.
15. Magesh V, Pandurangan H, Singh DKJ. Finite element analysis of slot wall deformation in stainless steel and titanium orthodontic brackets during simulated palatal root torque. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2018;153:481–88.
16. Provatidis CG, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo / in vitro and finite element studies. *Eur J Orthod* 2008;30:437–48.
17. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod* 2003;73:12-20.
18. Lee HK, Bayome M, Ahn CS, KIM SH, Kim KB, Mo S S, Kook Y. Stress distribution and displacement by different bone-borne palatal expanders with micro-implants: a three-dimensional finite-element analysis. *Eur J Orthod* 2014;36:531-40.
19. Matsuyama Y, Motoyoshi M, Tsurumachi N, Shimizu N. Effects of palate depth, modified arm shape, and anchor screw on rapid maxillary expansion: a finite element analysis. *Eur J Orthod* 2015;37:188-93.

20. Serpe LC, Torres LA, de Freitas Pinto RU, Toyofuku AC, de Las Casas EB. Maxillary biomechanical study during rapid expansion treatment with simplified model. *J Med Imaging Health Inform* 2014;4:137-41.
21. Anderson KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Amer J Orthod* 1991;99:427-40.
22. Tanne K, Hiraga J, Sakuda M. Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. *Eur J Orthod* 1989;11:382-91.
23. Trindade IE, Castilho RL, Sampaio-Teixeira AC, TrindadeSuedam IK, Silva-Filho OG. Effects of orthopedic rapid maxillary expansion on internal nasal dimensions in children with cleft lip and palate assessed by acoustic rhinometry. *J Craniofac Surg* 2010;21:306-11.
24. Goldenberg DC, Goldenberg FC, Alonso N, Gebrin ES, Amaral TS, Scanavini MA, Ferreira MC. Hyrax appliance opening and pattern of skeletal maxillary expansion after surgically assisted rapid palatal expansion: a computed tomography evaluation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:812-9.
25. Han UA, Kim Y, Park JU. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution and displacement of the maxilla following surgically assisted rapid maxillary expansion. *J Craniomaxillofac Surg* 2009;37:145-54.
26. Gautam P, Zhao L, Patel P. Biomechanical response of the maxillofacial skeleton to transpalatal orthopedic force in a unilateral palatal cleft. *Angle Orthod* 2011;81:503-9.
27. Haas AJ. The treatment of maxillary deficiency by opening the midpalatal suture. *Angle Orthod* 1965;35:200-17.
28. Heflin BM. A three-dimensional cephalometric study of the influence of the midpalatal suture on the bones of the face. *Amer J Orthod* 1970;57:194-95.
29. Liu S, Xu T, Zou W. Effects of rapid maxillary expansion on the midpalatal suture: a systematic review. *Eur J Orthod* 2015;37: 651-5.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esta pesquisa é um desdobramento do manuscrito “Influence of the hyrax expander screw position on stress distribution in the maxilla: A study with finite elements”, publicado no último volume do American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (Janeiro / 2019), no qual descrevemos a distribuição da tensão e deslocamento no osso maxilar, tendo o parafuso expensor as mesmas variações de posicionamento.

Acreditamos que os dois artigos fornecerão aos profissionais subsídios teóricos para que possam definir a posição do parafuso expensor nos casos de expansão rápida da maxila, considerando os efeitos esqueléticos e dentários desejados e adversos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDERSON, K.L.; PEDERSEN, E.H.; MELSEN, B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. **Am. J. Orthod.**, v.99, n.5, p. 427-440, may. 1991.

ARAUGIO, R.M.S.; SILVA, J.D.L.A.; PACHECO, W.; PITHON, M.M.; OLIVEIRA, D.D. Influence of the expansion screw height on the dental effects of the hyrax expander: A study with finite elements. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 143, n.2, p. 221-227, feb. 2013.

BIEDERMAN, W. A hygienic appliance for rapid expansion. **J. Pract. Orthod.**, v. 2, n. 2, p. 67-70, feb. 1968.

BORYOR, A.; HOHMANN, A.; WUNDERLICH, A.; GEIGER, M.; KILIC, F.; KIM, K.B.; SANDER, M.; BÖCKERS, T.; SANDER, C. Use of a modified expander during rapid maxillary expansion in adults: an in vitro and finite element study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 28, n.1, p. 11–16, jan./feb. 2013.

CHACONAS, S.J.; CAPUTO, A.A. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.82, n.6, p.492-501, dec. 1982.

FERNANDES, L.C.; FARINAZZO VITRAL, R.W.; NORITOMI, P.Y.; SCHMITBERGER, C.A.; CAMPOS, M.J.S. Influence of the hyrax expander screw position on stress distribution in the maxilla: A study with finite elements. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.155, n.1, p.80-87, jan. 2019.

GARIB, D.G.; HENRIQUES, J.F.C.; JANSON, G.; FREITAS, M.R.; COELHO, R.A. rapid maxillary expansion—tooth tissue-borne versus tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation of dentoskeletal effects. **Angle Orthod.**, v. 75, n.4, p. 548–557, jul. 2005.

GAUTAM, P.; ZHAO, L.; PATEL, P. Biomechanical response of the maxillofacial skeleton to transpalatal orthopedic force in a unilateral palatal cleft. **Angle Orthod.**, v. 81, n. 3, p. 503-509, may. 2011.

GOLDENBERG, D.C.; GOLDENBERG, F.C.; ALONSO, N.; GEBRIN, E.S.; AMARAL, T.S.; SCANAVINI, M.A.; FERREIRA, M.C. Hyrax appliance opening and pattern of skeletal maxillary expansion after surgically assisted rapid palatal expansion: a computed tomography evaluation. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.106, n.6 , p. 812-819, dec. 2008.

HAAS, A. J. The treatment of maxillary deficiency by opening the midpalatal suture. **Angle Orthod.**, v. 35, p. 200-217, jul. 1965.

HAAS, A. J. Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics. **Am. J. Orthod.**, v. 57, n. 3, p. 219-255, mar. 1970.

HAAS, A. J. Rapid palatal expansion: A recommended prerequisite to Class III treatment. **Trans. Eur. Orthod.Soc.**, p. 311-318, 1973.

HAN, U.A.; KIM, Y.; PARK, J.U. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution and displacement of the maxilla following surgically assisted rapid maxillary expansion. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, v. 37, n. 3, p. 145-154, apr. 2009.

HEFLIN, B.M. A three-dimensional cephalometric study of the influence of the midpalatal suture on the bones of the face. **Am. J. Orthod.**, v.57,n.2, p.194-195, fev. 1970.

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. **Angle Orthod.**, v.73, n.1, p.12-20, feb. 2003.

KNAUP, B.; YILDIZHAN, F.; WEHRBEIN, H. Age-related changes in the midpalatal suture. A histomorphometric study. **J. Orofac. Orthop.**, v. 65, n. 6, p. 467–474, nov. 2004.

LEE, H.; TING, K.; NELSON, M.; SUN, N.; SUNG, S.J. Maxillary expansion in customized finite element method models. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.136, n. 3, p.367-374, sept. 2009.

LEE, H.K.; BAYOME, M.; AHN C.S.; KIM, S.H.; KIM, K.B.; MO, S.S.; KOOK, Y. Stress distribution and displacement by different bone-borne palatal expanders with micro-implants: a three-dimensional finite-element analysis. **Eur. J. Orthod.**, v. 36, p. 531-540, 2014.

LIU, S.; XU, T.; ZOU, W. Effects of rapid maxillary expansion on the midpalatal suture: a systematic review. **Eur. J. Orthod.** v. 37, n.6, p. 651-655, dec. 2015.

LOTTI, R.S.; MACHADO, A.W.; MAZZIEIRO, E.T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, v.11, n. 2, p.35-43, mar./abr. 2006.

MAGESH, V.; PANDURANGAN, H.; SINGH, D.K.J. Finite element analysis of slot wall deformation in stainless steel and titanium orthodontic brackets during simulated palatal root torque. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 153, n.4, p. 481–488, abr. 2018.

MATSUYAMA, Y.; MOTOYOSHI, M.; TSURUMACHI, N.; SHIMIZU, N. Effects of palate depth, modified arm shape, and anchor screw on rapid maxillary expansion: a finite element analysis. **Eur. J. Orthod.**, v. 37, n. 2, p. 188-193, apr. 2015.

MEW, J. Relapse following maxillary expansion: A study of twenty-five consecutive cases. **Am. J. Orthod.**, v. 83, n. 1, p. 56-61, jan. 1983.

MCNAMARA, J. A. Maxillary transverse deficiency. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 117, n. 5, p. 567-570, may 2000.

PODESSER, B.; WILLIAMS, S.; CRISMANI, A.G.; BANTLEON, H.P. Evaluation of the effects of rapid maxillary expansion in growing children using computer tomography scanning: a pilot study. **Eur. J. Orthod.**, v. 29, n. 1, p. 37-44, feb. 2007.

PROVATIDIS, C.G.; GEORGIOPOULOS, B.; KOTINAS, A.; MCDONALD, J.P. Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo / in vitro and finite element studies. **Eur. J. Orthod.**, v. 30, n. 5, p. 437–448, oct. 2008.

SARNÄS, 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. **Eur. J. Orthod.** v.14, n.6 , p.427-432, dec. 1992.

STARNBACH, H.K.; CLEALL, J.F. The effects of splitting the midpalatal suture on the surrounding structures. **Am. J. Orthod.**, v.50, n.12, p.923-924, dec. 1964.

STARNBACH, H.; BAYNE D.; CLEALL, J.; SUBTELNY, J.D. Facioskeletal and dental changes resulting from rapid maxillary expansion. **Angle Orthod.**, v. 36, n. 2, p. 152-164, apr. 1966.

SERPE, L.C.; TORRES, L.A.; DE FREITAS PINTO, R.U.; TOYOFUKU, A.C.; DE LAS CASAS, E.B. Maxillary biomechanical study during rapid expansion treatment with simplified model. **J. Med. Imaging Health Inform.** v.4, n.1, p.137-141, mar. 2014.

SERPE, L.C.T.; LAS CASAS, E.B.; TOYOFUKU, A.C.M.M.; GONZALEZ-TORRES, L.A. A bilinear elastic constitutive model applied for midpalatal suture behavior during rapid maxillary expansion. **Res. Biomed. Eng.**, v. 31, n. 4, p. 319-327, dec. 2015.

TANNE, K.; HIRAGA, J.; SAKUDA, M. Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. **Eur. J. Orthod.**, v.11, n.4, p.382-391, sept./oct. 1989.

TIMMS, D.J. A study of basal movement with rapid maxillary expansion. **Am. J. Orthod.**, v.77, n.5, p.500-507, may 1980.

TRINDADE, I.E.; CASTILHO, R.L.; SAMPAIO-TEIXEIRA, A.C.; TRINDADE-SUEDAM, I.K.; SILVA-FILHO, O.G. Effects of orthopedic rapid maxillary expansion on internal nasal dimensions in children with cleft lip and palate assessed by acoustic rhinometry. **J. Craniofac. Surg.**, v. 21, n.2, p. 306-311, mar. 2010.

ANEXOS

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER DE APROVAÇÃO Protocolo 97/06

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa “**Estabilidade das dimensões faciais em prótese óculo-palpebral confeccionada por meio de modelo reverso obtido pelo sistema CAD/CAM**”, de responsabilidade da Pesquisadora **Priscila Galzo Marafon**, sob orientação da Professora Doutora **Beatriz Silva Câmara Mattos**.

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

São Paulo, 01 de setembro de 2006


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