

## **ANÁLISE DE TENSÕES E DEFORMAÇÕES PELO USO DE DIFERENTES DISJUNTORES PALATINOS NA SUTURA PALATINA MEDIANA**

**Larissa Carvalho Trojan Serpe, Universidade Federal de Minas Gerais, laritrojan@gmail.com**

**Estevam Barbosa de Las Casas, Universidade Federal de Minas Gerais, estevam@dees.ufmg.br**

**Ana C. M. M. Toyofuku, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, amelo@ilapeo.com.br**

**Ricardo Luiz Utsch de Freitas Pinto, Universidade Federal de Minas Gerais, utsch@demec.ufmg.br**

**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 pelo uso de aparelhos disjuntores palatino. O presente trabalho pretende analisar o comportamento mecânico da extremidade óssea da Sutura Palatina Mediana (SPM) na simulação da ERM quando submetida ao tratamento com disjuntor palatino dentossuportado e osseossuportado. O objetivo dessas análises é contribuir para a compreensão da técnica ortopédica e para a otimização dos tratamentos usados na atualidade. As simulações foram realizadas em modelos de elementos finitos desenvolvidos com base na Tomografia Computadorizada (TC) Cone Beam. 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. Com os resultados obtidos neste trabalho foi possível melhorar o entendimento da distribuição das tensões quando utilizados aparelhos disjuntores dentossuportados ou osseossuportados.*

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

### **1. INTRODUÇÃO**

O método dos elementos finitos (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, por exemplo, na correção do formato de palato atrésico.

A SPM, assim como as demais suturas craniofaciais, é uma articulação de tecido conjuntivo entre ossos mineralizados e estende-se ao longo de todo o palato duro. A distância entre uma extremidade óssea e outra é de 161-211 µm (Knaup et al., 2004).

A ERM consiste no uso do aparelho disjuntor palatino, o qual gera forças elevadas, aplicadas convencionalmente 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) e é passível de gerar reabsorção radicular (Erverdi et al., 1994). Além disso, o efeito dentário representa a alteração mais instável após a expansão (Haas, 1970), ou seja, quanto maior o efeito esquelético e menor a movimentação dentária, melhor é o prognóstico em termos de estabilidade. Com este objetivo aparelhos disjuntores com apoio ósseo foram alvo de estudos computacionais (Lee et al., 2014; Serpe, 2014), laboratoriais (Boryor et al., 2013) e clínicos (Helmkamp, 2012; Machado et al., 2013).

O presente trabalho pretende analisar o comportamento mecânico da extremidade óssea da SPM na simulação da ERM quando submetida ao tratamento com disjuntor palatino dentossuportado e osseossuportado. O objetivo dessas análises é contribuir para a compreensão da técnica ortopédica e otimização dos tratamentos usados na atualidade.

### **2. METODOLOGIA**

Os modelos foram desenvolvidos com base na Tomografia Computadorizada (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 foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG sob parecer número 171147.

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). O processamento foi feito de acordo com o contraste dos tecidos, separados inicialmente em osso, elementos dentários e polpa. Após o processamento dessas seções, o modelo 3D gerado (Fig. 1) foi exportado em formato STL para o software RapidForm XOR3 (3D Systems Innovation Center, Seoul, Coreia 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 CAD, onde o detalhamento fino foi realizado.

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. 1). 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.

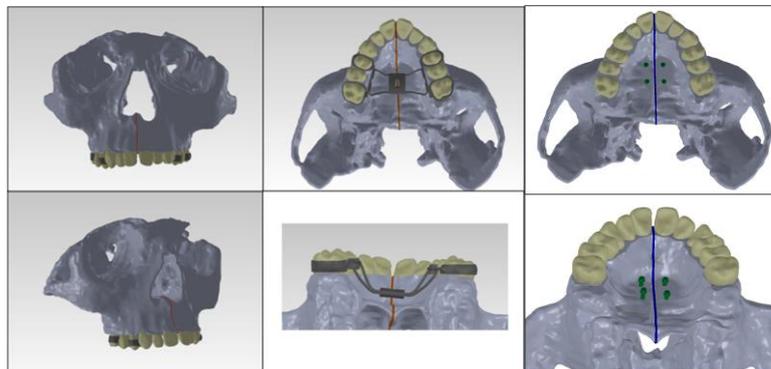


Figura 1. Modelo Geométrico 1 com aparelho disjuntor fixado aos dentes posteriores (coluna da esquerda e central) e modelo 2 com 4 mini-implantes instalados (coluna da direita). (Em coloração cinza escuro: aparelho disjuntor/aço; marrom e azul: unidade funcional osso-sutura; verde: mini-implantes).

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 (modelo axissimétrico).

Ambos os modelos foram discretizados (processo de geração da malha de elementos finitos) no programa de elementos finitos ANSYS 14.5 (Bela Engineering Group, Downers Grove, Ill), 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 convergência de malha para obter uma discretização precisa o suficientemente sem um número excessivo de nós.

Todos os materiais foram considerados como isotrópicos e linearmente elásticos. As propriedades mecânicas atribuídas a cada um estão dispostas na Tab. (1). 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) (Sun et al., 2011).

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

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. A 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. Para simular as ativações do aparelho disjuntor foram aplicados deslocamentos referentes a uma (0,125 mm) e três (0,375 mm) ativações nas faces mediais do aparelho e de uma ativação (0,125 mm) mini-implantes em sentido transversal e direção lateral.

Foi realizado teste t de Student para comparar a diferença estatística entre abertura, tensão máxima principal e mínima principal para os dois disjuntores, por meio do programa estatístico STATA 11.0 (StataCorp LP, Texas-USA).

### 3. RESULTADOS

Quando analisadas as deformações máximas principais promovidas na extremidade óssea que compõe a SPM (Fig. 2), foram observados diferentes comportamentos para os dois tipos de disjuntor. O aparelho dentossuportado promoveu

deformações inferiores a  $2 \mu\text{E}$  na região nasal anterior, entre  $6$  e  $14 \mu\text{E}$  na região bucal anterior e  $8,5$  e  $84,5 \mu\text{E}$  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  $0,6 \mu\text{E}$  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  $490 \mu\text{E}$ , atingindo valores de  $1270 \mu\text{E}$  na região próxima ao mini-implante anterior.

Para facilitar a comparação entre os dois disjuntores foram selecionados 16 pontos na superfície óssea da SPM (Fig. 3) e os valores foram expostos na Fig. (4).

A quantidade de ativações, ou seja, o deslocamento aplicado pode promover estímulos significativamente distintos entre os aparelhos aqui estudados. Para tal, foram comparadas as tensões promovidas na superfície óssea da SPM quando obtidos o mesmo afastamento entre elas.

Com uma ativação do disjuntor apoiado em mini-implantes, foi previsto um afastamento médio de  $0,04 \text{ mm}$  na sutura. Para obter aproximadamente o mesmo afastamento com o disjuntor dentossuportado, foram necessárias 3 ativações. Para este cenário, a relação entre as tensões principais máximas e mínimas (Fig. 5) foram estatisticamente semelhantes para os dois disjuntores observados ( $p > 0,05$ ). A se notar os resultados na região do pré-molar, que apresentaram uma diferença marcante, provavelmente pela proximidade com a região de instalação do mini-implante. Tais valores foram resumidos na Tab. (5).

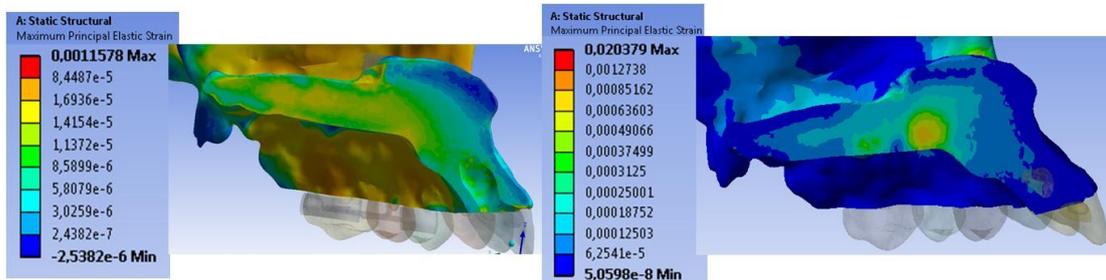


Figura 2. Distribuição de deformações máximas principais quando aplicado deslocamento de uma ativação em aparelho dentossuportado (à esquerda) e osseossuportado (à direita).

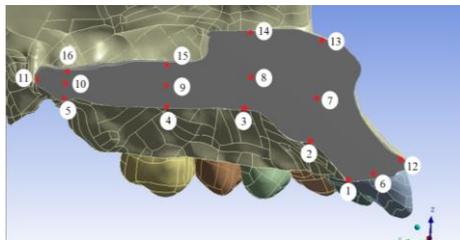


Figura 3. Pontos onde a deformação foi medida na superfície óssea da SPM.

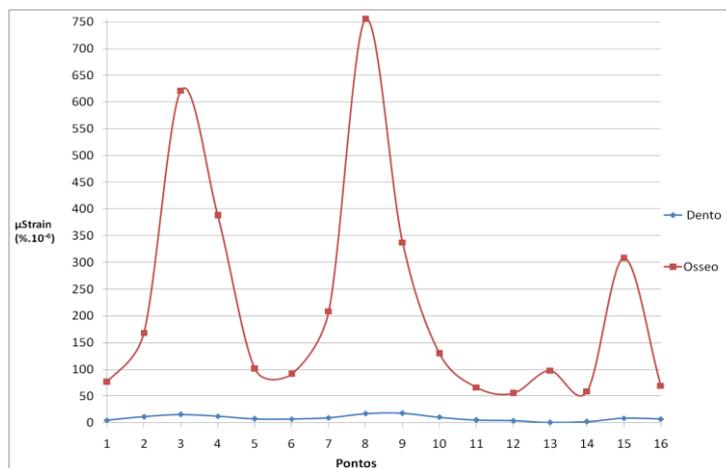


Figura 4. Gráfico das deformações medidas em 16 pontos da superfície óssea da SPM quando aplicado o carregamento com disjuntor dentossuportado (linha em azul) e osseossuportado (linha vermelha).

#### 4. DISCUSSÃO

O comportamento mecânico da extremidade óssea da SPM na simulação da ERM quando submetida ao tratamento com disjuntor palatino dentossuportado e osseossuportado se mostrou bastante distinto para uma mesma quantidade de

deslocamento aplicado. Os valores previstos de deformações para a superfície óssea da sutura foram com ordem de grandeza 10 vezes maior.

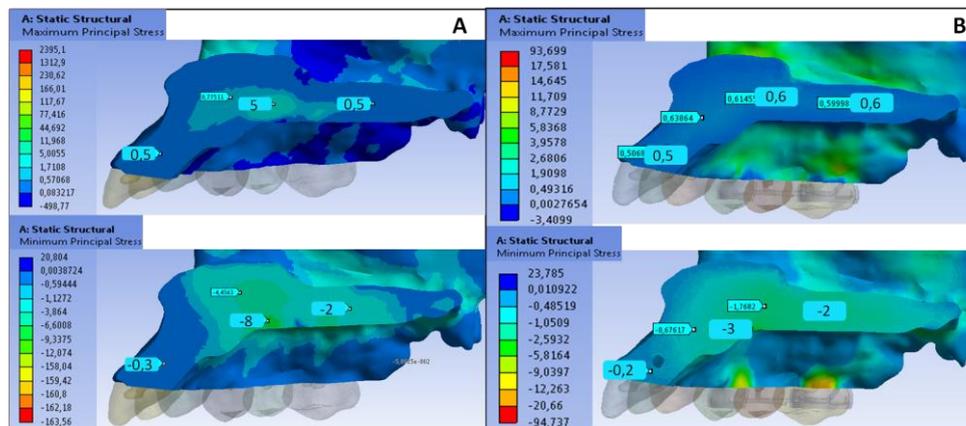


Figura 5. Tensões principais para um mesmo afastamento/abertura da SPM. Em A, modelo bilinear com disjuntor osseossuportado e, em B, modelo bilinear com disjuntor dentossuportado.

Tabela 2. Deslocamento versus tensões principais na região da SPM.

Disjuntor	Região da SPM	Abertura da SPM (mm)	Tensões de tração (Max. Principal - MPa)	Tensões de compressão (Min. Principal - MPa)
<b>Osseossuportado</b> (1 ativação/0,25 mm)	anterior	0,043	0,5	0,3
	pré-molar	0,041	5	8
	molar	0,048	0,5	2
<b>Dentosuportado</b> (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

Os disjuntores osseossuportados são atualmente alvos constantes de estudos, porém não há um consenso na literatura sobre seu protocolo de ativação. Um fator importante a ser avaliado para se estabelecer um protocolo são as tensões e deformações causadas no osso. 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 foram da mesma ordem de grandeza, apesar de distribuição espacial distinta (Fig. 5 e Tab. 2).

Como esta terapia ortodôntica tem um grande conhecimento de seu sucesso em pacientes que ainda não atingiram a maturidade esquelética, pode-se assumir que as tensões geradas pelo aparelho dentossuportados sejam adequadas para obter o afastamento das extremidades ósseas da SPM. Com isso, sugere-se, que o protocolo de ativação para disjuntores com apoio ósseo possa ser reduzido ou ter intervalos de ativações maiores que permitam ao sistema absorver/dissipar essas tensões.

## 5. 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:

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 quando no mini-implante utilizado. Portanto, sugere-se um protocolo de ativação mais espaçado ou com ativação (deslocamento aplicado) reduzida.

## 6. REFERÊNCIAS

Boryor, A., Wunderlich, A., Kim, K.B. e Böckers, T, 2013. “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, Vol.28, pp. e11–e16.

- Ciambotti, C., Ngan, P., Orth, C., Durkee, M., Kohli, K. e Kim, H., 2001. “A comparison of dental and dentoalveolar changes between rapid palatal expansion and nickel-titanium palatal expansion appliances”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol.119, pp. 11– 20.
- Erverdi, N., Okar, I., Küçükkeles, N. e Arbak, S., 1994. “A comparison of two different rapid palatal expansion techniques from the point of root resorption”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol.106, N.1, pp. 47-51.
- Haas, A.J., 1970. “Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol.57, N.3, pp. 219- 55.
- Helmkamp, M.E., 2012. “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, St. Louis, 138 p.
- Hibbeler, R.C., 2004, “Resistência dos Materiais”, 5ª Edição, Pearson Education do Brasil, São Paulo, Brasil, 592 p.
- Knaup, B., Yildizhan, F., Wehrbein, H., 2004. “Age-Related Changes in the Midpalatal Suture. A histomorphometric study”, *Journal of Orofacial Orthopedics*, Vol.65, N.6, pp. 467–474.
- Lee, S.C., Park, J.H., Bayome, M., Kim, K.B., Araujo, E.A., Kook, Y., 2014. “Effect of bone-borne rapid maxillary expanders with and without surgical assistance on the craniofacial structures using finite element analysis”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; Vol.145, pp. 638-648.
- Machado, F.R.C., Dums K., Losso E.M., Correr G.M., Moro, A. e Moresca, R., 2013. “Alterações dentárias transversais em pacientes submetidos à expansão rápida da maxila com ancoragem esquelética”, *Orthodontic Science and Practice*, Vol. 6, N.23, pp. 291-299.
- Provatidis, C.G., Georgiopoulos, B., Kotinas, A. e McDonald, J.P., 2008. “Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies”, *European Journal of Orthodontics*, Vol. 30, pp. 437–448.
- Serpe, L.C.T., 2014. “Análise biomecânica do osso maxilar durante a expansão rápida da maxila: efeitos ortodônticos e ortopédicos gerados pelo uso de disjuntores palatinos”, *Dissertação (mestrado)*, Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia, Belo Horizonte, Brasil, 98 p.
- Sun, Z., Hueni, S., Tee, B.C. e Kim, H., 2011. “Mechanical strain at alveolar bone and circummaxillary sutures during acute rapid palatal expansion”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol.139, N.3, pp. e219-e228.
- Tanne, K., Hiraga, J. e Sakuda, M., 1989. “Effects of directions of maxillary forces on biomechanical changes in craniofacial complex”, *European Journal of Orthodontics*, Vol.11, pp. 382-391.
- Wang, Q., Wood, S.A., Grosse, I.R., Ross, C.F., Zapata, U., Byron, C.D., Wright, B.W. e Strait, D.S., 2012. “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*, Vol.295, pp. 278–288.
- Wertz, R.A., 1970. “Skeletal and dental changes accompanying rapid midpalatal suture opening”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol.58, N.1, pp. 41-66.
- Yoshida, N., Koga, Y., Peng, C.L., Tanaka, E. e Kobayashi, K., 2001. “In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament”, *Medical Engineering & Physics*, Vol.23, pp. 567–572.

## 7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à CAPES, FAPEMIG e CNPq pelo apoio à pesquisa.

## 8. ABSTRACT

Rapid Maxillary Expansion (RME) is the technique to increase the upper arch transversal dimension, using lateral forces applied on the upper posterior teeth, by the use of palatal expander appliances. This work intends to analyze the mechanical behavior of the bone end of the Median Palatine Suture (MPS) when simulated the RME treatment with bone or tooth borne palatal expander. The goal of this analysis is to contribute to the understanding of this orthopedic technique aiming at the optimization of currently used treatments. The simulations were performed on finite element geometric models developed based on Cone Beam Computed Tomography. Comparing the effects of activations, it was observed that, to obtain similar displacement in the MPS of a bone support palatal expander activation, it took 3 activations with tooth borne expander. The results obtained in this study advance in the understanding of the stress distribution when using palatal expanders with different types of anchorage.

## 9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.