



Ministério da Educação – Brasil  
Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri – UFVJM  
Minas Gerais – Brasil  
Revista Vozes dos Vales: Publicações Acadêmicas  
Reg.: 120.2.095 – 2011 – UFVJM  
ISSN: 2238-6424  
QUALIS/CAPES – LATINDEX  
Nº. 08 – Ano IV – 10/2015  
<http://www.ufvjm.edu.br/vozes>

## **Modelagem Computacional da Expansão Rápida da Maxila pelo Método dos elementos finitos: estudo da Influência de diferentes estruturas cranianas no tratamento**

Prof. Dr. Libardo Andrés González Torres  
Docente Adjunto ICT / Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri – UFVJM – Diamantina – MG  
<http://lattes.cnpq.br/5206093330545546>  
E-mail: [l.gonzales@ict.ufvjm.edu.br](mailto:l.gonzales@ict.ufvjm.edu.br)

Fábio Henrique Carlos  
Bacharel em Ciência e Tecnologia  
Discente ICT / Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri – UFVJM  
<http://lattes.cnpq.br/8008088754420822>  
E-mail: [fabiocarlos.eng@gmail.com](mailto:fabiocarlos.eng@gmail.com)

Profª Agnes Batista Meireles  
Professora voluntária do Departamento de Odontologia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri – UFVJM  
<http://lattes.cnpq.br/0450328743529819>  
E-mail: [agnesmeireles@hotmail.com](mailto:agnesmeireles@hotmail.com)

Prof. Dr. Leandro Silva Marques  
Docente Adjunto do Departamento de Odontologia Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri - Campus JK  
<http://lattes.cnpq.br/3792451454838834>  
E-mail: [lsmarques.prof@gmail.com](mailto:lsmarques.prof@gmail.com)

**Resumo:** O presente trabalho, visa estudar o comportamento de um tratamento recorrente na ortodontia, a Expansão Rápida da Maxila (ERM), indicado para correção de um desvio morfológico da maxila caracterizada na clínica como mordida cruzada posterior. Para tanto, foi elaborado um modelo de Elementos Finitos em duas dimensões (2D) de um corte transversal na altura do primeiro molar. A análise das Tensões Máximas Principais ( $\sigma_1$ ) geradas durante a expansão, permite estudar a distribuição de tensões nos componentes da maxila, sobretudo, quando as propriedades da Sutura Palatina Mediana (SPM) e as algumas Suturas Cranianas são alteradas. Concentrações de tensões verificadas na região vestibular do osso alveolar demonstram a possibilidade de reabsorção óssea naquela região. O modelo bidimensional proposto apresentou algumas vantagens referentes à complexidade da geometria e velocidade de processamento dos resultados, em comparação a um modelo 3D.

**Palavras-chave:** Métodos dos Elementos Finitos. Análise Biomecânica. Expansão Rápida da Maxila.

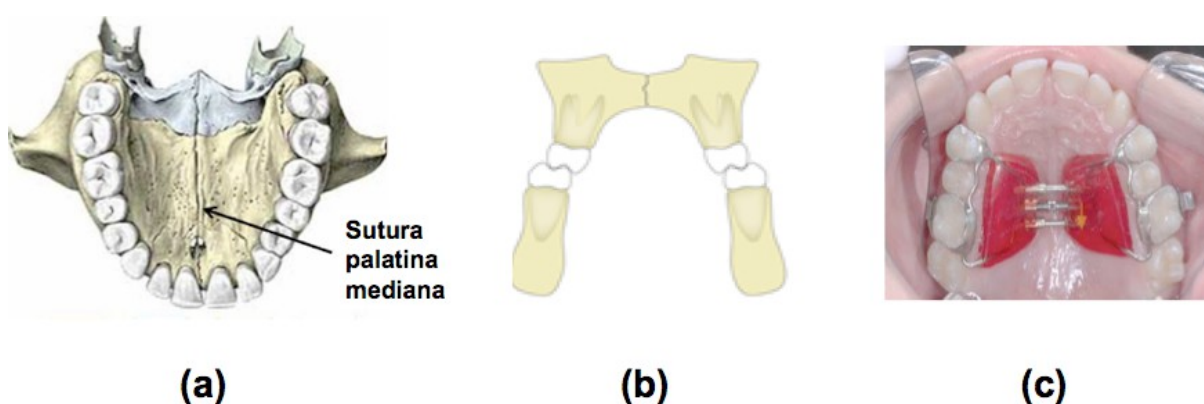
## Introdução

O Método dos Elementos Finitos (MEF) tornou-se ao longo dos anos uma importante ferramenta para a solução de problemas na engenharia, ciência e outras áreas. Este método foi proposto inicialmente para resolver problemas clássicos da mecânica estrutural elástico-linear e é amplamente utilizados para discretização de meios contínuos e tem se tornado ainda mais eficiente com a generalização de meios de cálculo computacionais potentes (Baker, 1991). O MEF permite fazer uma representação de problemas físicos complexos devido à sua geometria, condições de contorno e carregamento (Zienkiewicz, 1990). Métodos computacionais aplicados à biomecânica são utilizados há mais de três décadas para estudar e determinar tensões e deformações, por exemplo em ossos e em sistemas osso-implantes que estão submetidos à carregamentos mecânicos (Zuccati et al., 2011). Áreas como ortopedia e ortodontia utilizam de métodos matemáticos, sobretudo, o MEF para obter maior compreensão do comportamento dos sistemas biológicos combinados com a teoria da mecânica dos sólidos, tanto para estudar processos de remodelação e regeneração de ossos e tecidos, como para compreender o relacionamento mecânico dos aparelhos com sistemas biológicos (Chreli, 2012; S. Cowin, 2001).

Dentre alguns problemas abordados na ortodontia estão as correções que podem ocorrer em ossos da face como por exemplo a maxila. Normalmente, a maxila se apresenta como um osso composto por duas partes (maxila esquerda e

direita), unidas por uma articulação de tecido conjuntivo entre ossos mineralizados que se estende por todo o palato duro denominada Sutura Palatina Mediana (SPM) (Consolaro, 2008) (Figura 1a). Um tratamento ortodôntico importante é a Expansão rápida da maxila (ERM) que consiste na abertura da dimensão transversal da maxila por meio de forças laterais aplicadas por aparelhos disjuntores (Yang, 1986). A aplicação destas forças durante a (ERM), provoca a abertura da Sutura Palatina Mediana (SPM). Esse tratamento é necessário quando existe um desvio morfológico da maxila caracterizado pela perda de conformação parabólica normal do arco dentário superior, que passa a ter uma forma triangular e culmina em um caso clínico conhecido como mordida cruzada posterior que traz prejuízos funcionais ao paciente (Figura 1b).

O aparelho usado na ERM, primeiramente proposto por Hass em, 1973, consiste em um protótipo com ancoragem muco-dento-suportada. O parafuso expensor é o elemento ativo no aparelho (Hass, 1973). Ele é responsável pela força gerada através do afastamento das extremidades, causando a disjunção palatina através do rompimento da Sutura Palatina Mediana e da desorganização das demais suturas cranianas corrigindo o problema da mordida cruzada posterior através do aumento do perímetro do arco maxilar (Bell, 1982). Essa força é dissipada nos pontos de ancoragem, no sentido da língua para a bochecha (Figura 1c). A conexão das duas metades do aparelho é também uma função do parafuso expensor, que localiza-se no centro da estrutura metálica imerso em uma resina acrílica.



**Figura1: (a) Imagem do osso maxilar: vista oclusal (Sobotta, 2000); (b) Imagem ilustrativa para exemplificar a mordida cruzada posterior. (Locks, 2008); (c) Foto Oclusal da arcada superior com disjuntor tipo Haas cimentado (Trojan-Serpe, 2014).**

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 1mm de expansão. Para os dias subsequentes, o aparelho deve ser ativado  $\frac{1}{4}$  de volta a cada 12 horas. As forças geradas pelo aparelho por uma única ativação do expansor ( $\frac{1}{4}$  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 (Isaacson, 1964).

Apesar de amplamente utilizada para a correção da mordida cruzada posterior, problemas como movimento dentário indesejado em zonas de suporte de aparelhos, perda óssea na região alveolar de suporte dos dentes e a não existência de critérios claros para definir quando é necessária a assistência cirúrgica no tratamento ainda são recorrentes no cotidiano clínico.

A respeito do comportamento mecânico da maxila, materiais frágeis, como o osso maxilar, falham quando a tensão principal máxima ( $\sigma_1$ ) ou a mínima ( $\sigma_2$ ) atinge um valor igual ao limite de resistência à tensão ou compressão, respectivamente, segundo a Teoria da Tensão Normal Máxima-Critério de Rankine (Hibbeler, 2004).

O presente trabalho é um estudo biomecânico e computacional que visa analisar a influência de algumas suturas cranianas e da resistência da SPM nas tensões e deformações distribuídas na maxila através de um modelo de elementos finitos bidimensional. O modelo proposto tem o intuito de substituir, em alguns casos, o modelo 3D. Devido a sua simplicidade e capacidade de fornecer resultados em curto período de tempo, pretende-se analisar e comparar casos onde as propriedades de componentes da maxila foram alteradas.

### **Materiais e Métodos:**

Para o presente trabalho, foi desenvolvida uma geometria em duas dimensões (2D). Foi feita a comparação de diferentes casos para a análise de um modelo de elementos finitos para fornecer informações relevantes sobre o comportamento de toda a maxila quando submetida ao tratamento da ERM.

Para obter a geometria, arquivos em formato DICOM foram processados no *software* livre Invesalius (cedido pelo Centro de Tecnologia da Informação –CTI-Renato Archer) e foram usados dados anatômicos da maxila (Sobotta, 1980). Os arquivos DICOM, obtidos de imagens de tomografia computadorizada (TC) de um adolescente de 11 anos de idade, foram cedidos pelo grupo de Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

A geometria do modelo foi desenhada no *software* de desenho assistido por computador (CAD), Solidworks® 12 (Concord, Massachusetts, EUA, 2011). O modelo construído em CAD foi simplificado para diminuir algumas irregularidades nas suturas cranianas e na SPM. Considerou-se que os dentes são constituídos de um material homogêneo. O modelo geométrico bidimensional foi construído e armazenado no formato *STEP*, e depois exportado ao *software* de Engenharia assistida por computador (CAE) Abaqus 6.12 (Providence, Rhode Island, EUA, 2012) para realização das análises mecânicas. Foram construídas partes independentes com propriedades de material elástico-linear (Módulo de elasticidade e Coeficiente de Poisson) específicas. Algumas propriedades dos materiais sofreram variações com objetivo de analisar diferentes níveis de rigidez das estruturas. As partes com propriedades não variadas seguem no Quadro 1:

**Quadro 1: propriedades consideradas constantes da maxila (Trojan-Serpe, 2014).**

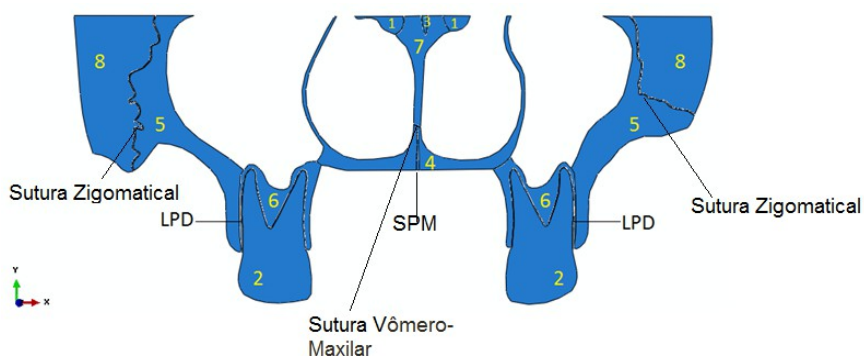
<b>Estrutura Anatômica</b>	<b>Módulo de Young (E) (MPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson(<math>\nu</math>)</b>
Concha Nasal(1)	<b>7500</b>	<b>0.3</b>
Dente(2)	<b>18600</b>	<b>0.3</b>
Etmóide(3)	<b>7500</b>	<b>0.3</b>
Ligamento Periodontal	<b>0.69</b>	<b>0.49</b>
Maxila Processo Palatino(4)	<b>13500</b>	<b>0.3</b>
Maxila Processo Alveolar(5)	<b>7500</b>	<b>0.3</b>
Ossos Alveolar(6)	<b>7500</b>	<b>0.3</b>
Vômer(7)	<b>7500</b>	<b>0.3</b>
Zigomático(8)	<b>7500</b>	<b>0.3</b>

As condições de contorno e propriedades utilizadas foram baseadas em um estudo prévio (Trojan-Serpe, 2014). O valor de módulo de elasticidade de 7500 MPa foi adotado como uma média entre as propriedades para o osso cortical e trabecular. Considerou-se também, o processo palatino da maxila totalmente composto por osso cortical com módulo de elasticidade de 13700 MPa.

Todas as partes do modelo foram unidas através de uma ferramenta de contato dentro do *software* de elementos finitos usado. Todos os materiais do modelo foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos submetidos à uma deformação plana com 8.05 mm de espessura (valor medido do dente molar do adolescente de 11 anos do arquivo DICOM). Posteriormente, o modelo foi discretizado e a malha gerada apresentou 15892 elementos quadriláteros conectados por 17523 nós.

No tratamento ortodôntico da ERM dento-suportado com aparelho expansor produz-se uma força via rotação do parafuso do aparelho. O deslocamento dos dentes esperado após a aplicação da força expansora foi considerado para fazer o estudo das tensões, pelo protocolo utilizado proposto por Hass (1961), o valor de deslocamento estimado é de 0,25 mm ( no sentido da língua para bochecha).

A Figura 2 representa as diferentes partes da maxila enumeradas de acordo com o quadro 1.



**Figura 2: Representação das partes da maxila.**

Quatro casos foram implementados para analisar a influência da rigidez das suturas cranianas no tratamento da expansão e outros quatro casos para analisar a influência da rigidez da SPM no tratamento da ERM. Em todos os oito casos o parâmetro de análises utilizado foi a Tensão Máxima Principal ( $\sigma_1$ ), uma vez que o osso, material frágil, é o mais presente na maxila. No Quadro 2 se apresentam as propriedades estudadas para as suturas cranianas considerando a SPM com módulo de elasticidade de 1 MPa e coeficiente de Poisson de 0.49 (Trojan-Serpe, 2014).

**Quadro 2: propriedades para as suturas cranianas para os quatro primeiros casos de estudo**

	Módulo de Young (E) (MPa)	Coefficiente de Poisson( $\nu$ )
Caso 1	1	0.49
Caso 2	50	0.3
Caso 3	500	0.3
Caso 4	7500	0.3

Nos demais casos (de 5 a 8) as propriedades das Suturas Cranianas foram mantidas constantes em 1 MPa e e coeficiente de Poisson 0.49 e variou-se as propriedades da SPM, como segue no quadro 3.

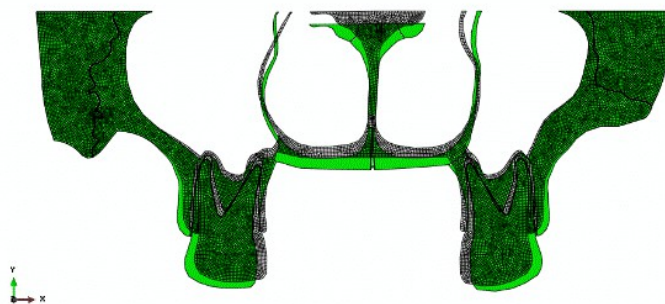
**Quadro 3: propriedades para a SPM para os demais casos de estudo (de 5 a 8)**

	Modulo de Young (E) (Mpa)	Coefficiente de Poisson ( $\nu$ )
<b>Caso 5</b>	1	0.49
<b>Caso 6</b>	10	0.3
<b>Caso 7</b>	50	0.3
<b>Caso 8</b>	7500	0.3

Os casos analisados, consideraram as suturas cranianas e a SPM variando desde um caso com pouca rigidez mecânica ( $E = 1$  MPa e  $\nu = 0.49$ ), sutura pouco ossificada e composta predominantemente por fibras, até um caso onde as suturas estão totalmente interdigitadas, com propriedades semelhantes às dos ossos ( $E = 7500$ MPa e  $\nu = 0.3$ ), sutura totalmente ossificada. Outros dois casos foram implementados para observar as distribuições de tensões com e sem a presença do ligamento periodontal, para isso, foi atribuído a este caso, propriedades do osso alveolar. O ligamento periodontal (LPD) possibilita o movimento dentário e é uma estrutura de suporte que liga o dente ao osso alveolar (Quinn, e Yoshikawa, 1985).

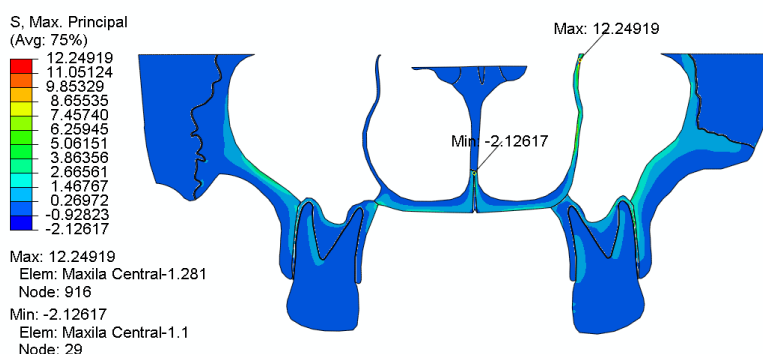
### **Resultados:**

Os resultados foram analisados para comparação dos casos. Imagens isoladas do osso alveolar foram geradas com o propósito de avaliar e compreender mais especificamente o comportamento do osso alveolar quando alteradas as propriedades das suturas cranianas e as SPM. A deformação para o primeiro caso estudado (Caso 1) foi ilustrada na Figura 3.



**Figura 3: Comportamento da deformação da maxila (Caso 1). Em verde claro, evidencia-se a estrutura anatômica deformada.**

A influência da rigidez das Suturas Cranianas na maxila foi analisada em função das Tensões Principais. Os resultados no caso 1 são apresentados na Figura 4.



**Figura 4: Resultados de Tensões Máximas Principais no modelo geral (caso 1), em MPa.**

A Figura 4 traz uma representação geral dos modelos de 1 a 4 para a maxila, uma vez que não foram observadas variações consideráveis de tensões ao longo da maxila.

Observou-se que a variação de propriedades das suturas cranianas (Sutura zigomática e sutura vômero-maxilar) não alterou significativamente a distribuição de tensões ao longo da maxila. Em todos os casos analisados, observou-se valores de  $\sigma_1$  máxima no lado direito, próximo a condição de contorno do modelo, na região nasal e valores de  $\sigma_1$  mínimos na região superior da SPM. O comportamento da maxila, apresenta tração na parte superior da maxila processo alveolar e inferior do processo palatino. Nas regiões laterais (bochechas) dos dentes, na região central (vômer, conchas nasais e etmóide), osso zigomático, região inferior da maxila

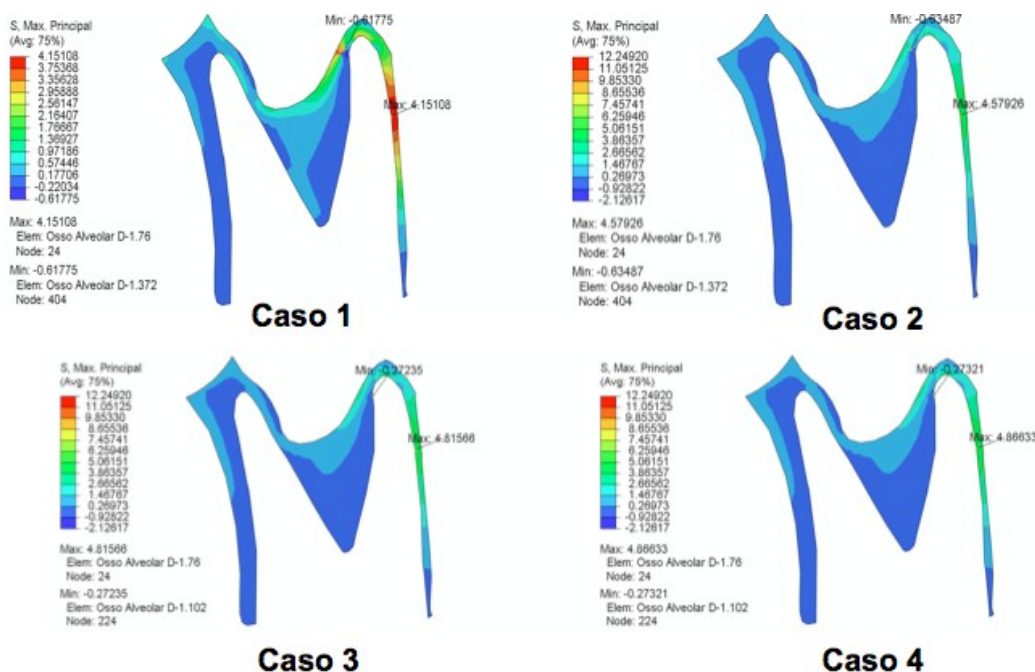


processo alveolar e superior, processo palatino, observou-se regiões de compressão. Quando aumentados os valores da rigidez das suturas cranianas, observou-se que o osso zigomático do lado direito sofreu aumento de concentrações de tensão. O quadro 4 apresenta os valores de  $\sigma_1$  máxima (máx.) e mínima (mín.) para a maxila nos casos de 1 a 4.

**Quadro 4: Valores de  $\sigma_1$  observados na maxila nos casos 1,2,3 e 4.**

	$\sigma_1$ max.(MPa)	$\sigma_2$ min.(MPa)
<b>Caso 1</b>	12.24919	-2.12617
<b>Caso 2</b>	12.18839	-2.02996
<b>Caso 3</b>	12.05267	-1.91377
<b>Caso 4</b>	12.01712	-1.89288

As influências das suturas cranianas no osso alveolar direito foram analisadas em função das Tensões Principais. Os resultados no caso 1 são representados na Figura 5.



**Figura 5: Resultados de Tensões Máximas Principais no osso alveolar direito, em MPa.**

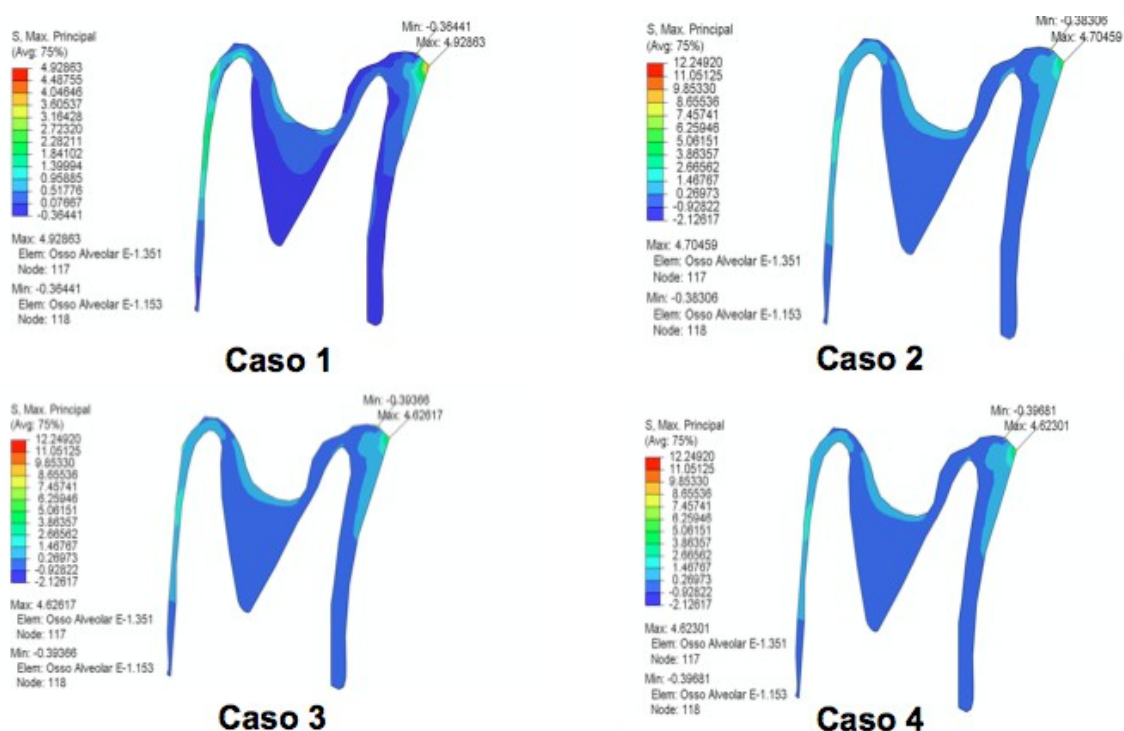
O osso alveolar, região onde é ancorado o dente, apresenta variações de valores de tensões, com regiões de tração na região vestibular (bochecha) e compressão na região lingual.

O quadro 5 apresenta os valores de  $\sigma_1$  máximas e mínimas para os casos de 1 a 4.

**Quadro 5: Valores de  $\sigma_1$  para o osso alveolar direito nos casos 1,2,3 e 4 (Figura 5).**

	$\sigma_1$ máx. (MPa)	$\sigma_1$ mín. (MPa)
<b>Caso 1</b>	4.15108	-0.61775
<b>Caso 2</b>	4.57926	-0.63487
<b>Caso 3</b>	4.81566	-0.27235
<b>Caso 4</b>	4.86633	-0.27321

A influência das suturas cranianas no osso alveolar direito foi analisada em função das Tensões Principais, e os resultados no caso 1 são apresentados na Figura 6.



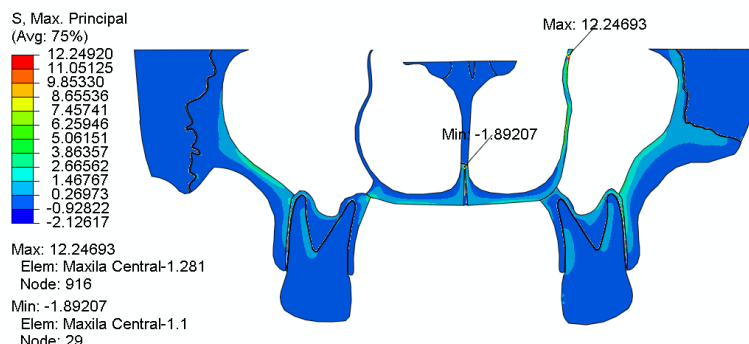
**Figura 6: Resultados de Tensões Máximas Principais no osso alveolar esquerdo, em MPa.**

No osso alveolar esquerdo, foram observados valores de  $\sigma_1$  maiores que no lado direito, além de pontos de concentração de tensões diferentes. Esses valores são apresentados no Quadro 6.

**Quadro 6: Valores de  $\sigma_1$  para o osso alveolar direito nos casos 1,2,3 e 4. (Figura 6).**

	$\sigma_1$ máx. (MPa)	$\sigma_1$ mín. (MPa)
<b>Caso 1</b>	4.92863	-0.36441
<b>Caso 2</b>	4.70459	-0.38306
<b>Caso 3</b>	4.62617	-0.39366
<b>Caso 4</b>	4.62301	-0.39681

A influência da rigidez da SPM na maxila foi analisada em função das Tensões Principais, os resultados são apresentados na Figura 7.



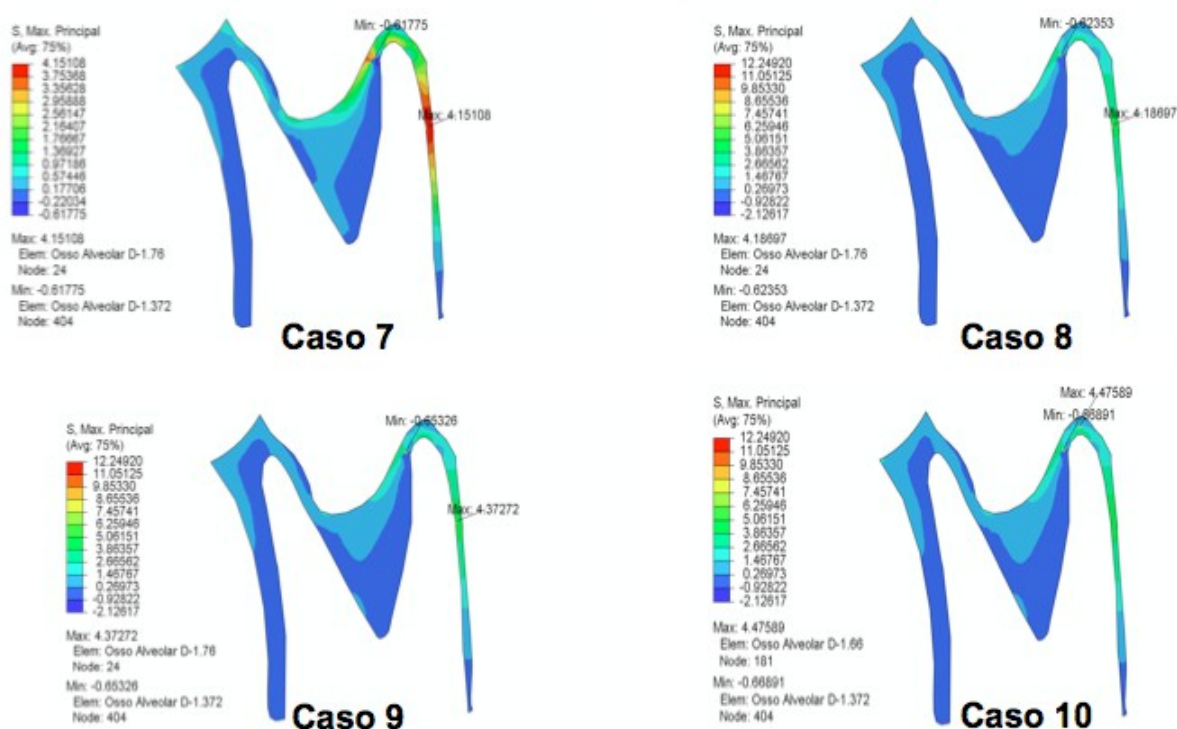
**Figura 7: Resultados de Tensões Principais no modelo geral (caso 6), em MPa.**

A Figura 7 traz uma representação geral dos modelos de 5 a 8 para a maxila, uma vez que não foram observadas variações consideráveis de tensões ao longo da maxila. No casos 7 e 8, onde os valores de máximos e as distribuições de  $\sigma_1$  também são muito próximos dos casos 5 e 6, porém devido à maior rigidez da SPM, foi observado um valor mínimo e máximo de tensão na região nasal direita, próxima a condição de contorno do modelo. Os valores de  $\sigma_1$  máximos e mínimos são apresentados no Quadro 7.

**Quadro 7: Valores de  $\sigma_1$  observados no modelo geral nos casos 5, 6, 7 e 8. (Figura 7).**

	$\sigma_1$ máx.(MPa)	$\sigma_1$ mín.(MPa)
<b>Caso 5</b>	12.24919	-2.12617
<b>Caso 6</b>	12.24693	-1.89207
<b>Caso 7</b>	12.23139	-1.02491
<b>Caso 8</b>	12.22906	-1.02526

A influência da rigidez da SPM no osso alveolar direito foi analisada em função das Tensões Principais. Os resultados são apresentados na Figura 8.



**Figura 8: Resultados de Tensões Máximas Principais no osso alveolar direito, em MPa.**

O osso alveolar nos casos comparados de 5 a 8 se comporta de maneira semelhante aos casos de 1 a 4. Quando alteradas as propriedades da SPM, aumentando sua rigidez, as tensões tendem a se concentrar com maior intensidade no osso alveolar. Os valores de  $\sigma_1$  são apresentadas pelo Quadro 7.

**Tabela 7: Valores de  $\sigma_1$  para o osso alveolar direito nos casos 5, 6, 7 e 8. (Figura 8).**

	$\sigma_1$ máx. (MPa)	$\sigma_1$ mín. (MPa)
<b>Caso 5</b>	4.15108	-0.61775
<b>Caso 6</b>	4.18697	-0.62353
<b>Caso 7</b>	4.37272	-0.65325
<b>Caso 8</b>	4.47589	-0.66891

A influência da rigidez da SPM no osso alveolar esquerdo foi analisada em função das Tensões Máximas Principais. Os resultados são apresentados na Figura 9.

No osso alveolar esquerdo, ocorreram pequenas variações em compressão e consideráveis variações de tração na parte superior da região lingual. Os valores de  $\sigma_1$  máximas e mínimas são apresentadas no Quadro 8.

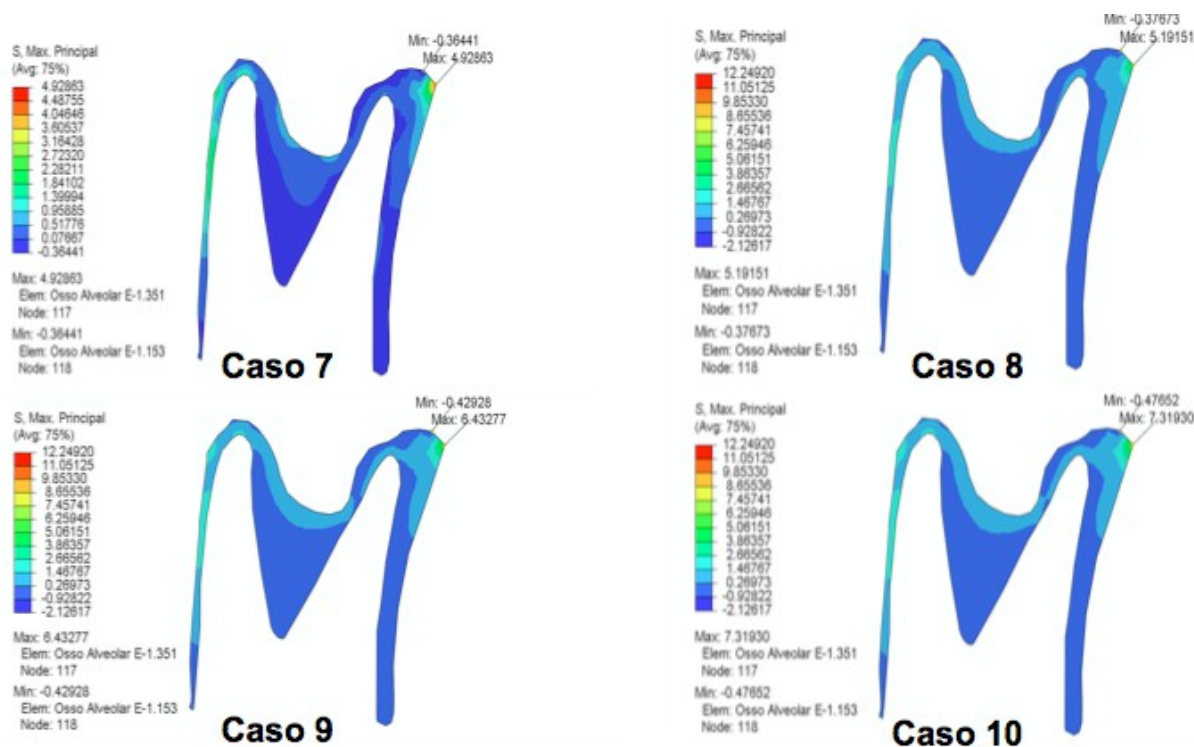
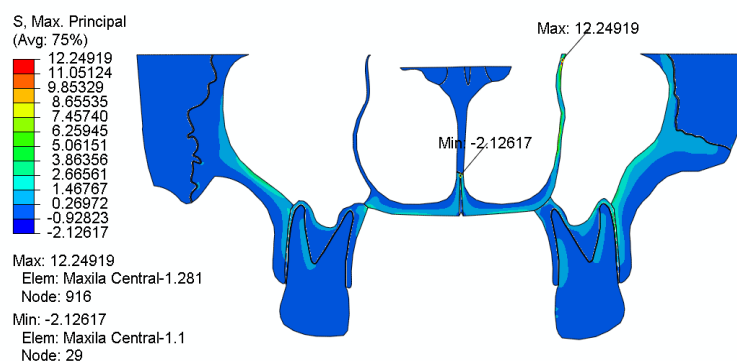


Figura 9: Resultados de Tensões Principais no osso alveolar esquerdo, em M.Pa

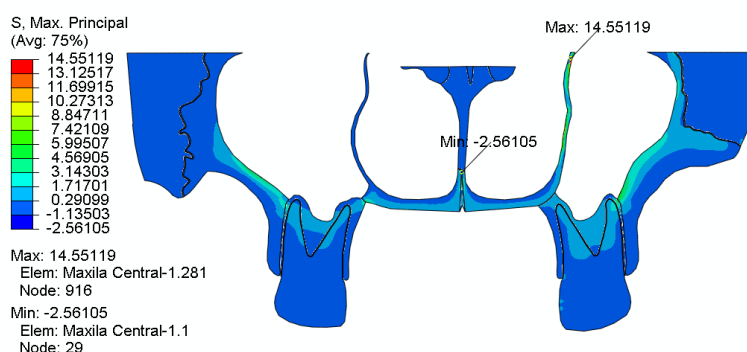
Quadro 8: Valores de  $\sigma_1$  para o osso alveolar esquerdo nos casos 5, 6, 7 e 8. (Figura 9).

	$\sigma_1$ máx. (MPa)	$\sigma_1$ mín. (MPa)
<b>Caso 5</b>	4.92863	-0.36441
<b>Caso 6</b>	5.19151	-0.37637
<b>Caso 7</b>	6.43677	-0.42928
<b>Caso 8</b>	7.31930	-0.47652

A influência do Ligamento Periodontal na distribuição de tensões ao longo de todo modelo e também o comportamento da SPM devido à movimentação dentária foram analisados. As propriedades dos componentes da maxila utilizadas nesse foram idênticas aos casos 1 e 5. Os resultados são apresentados na Figura 10.



Caso com LPD



Caso sem LPD

**Figura 10: Resultados de Tensões Principais no modelo geral com e sem LPD.**

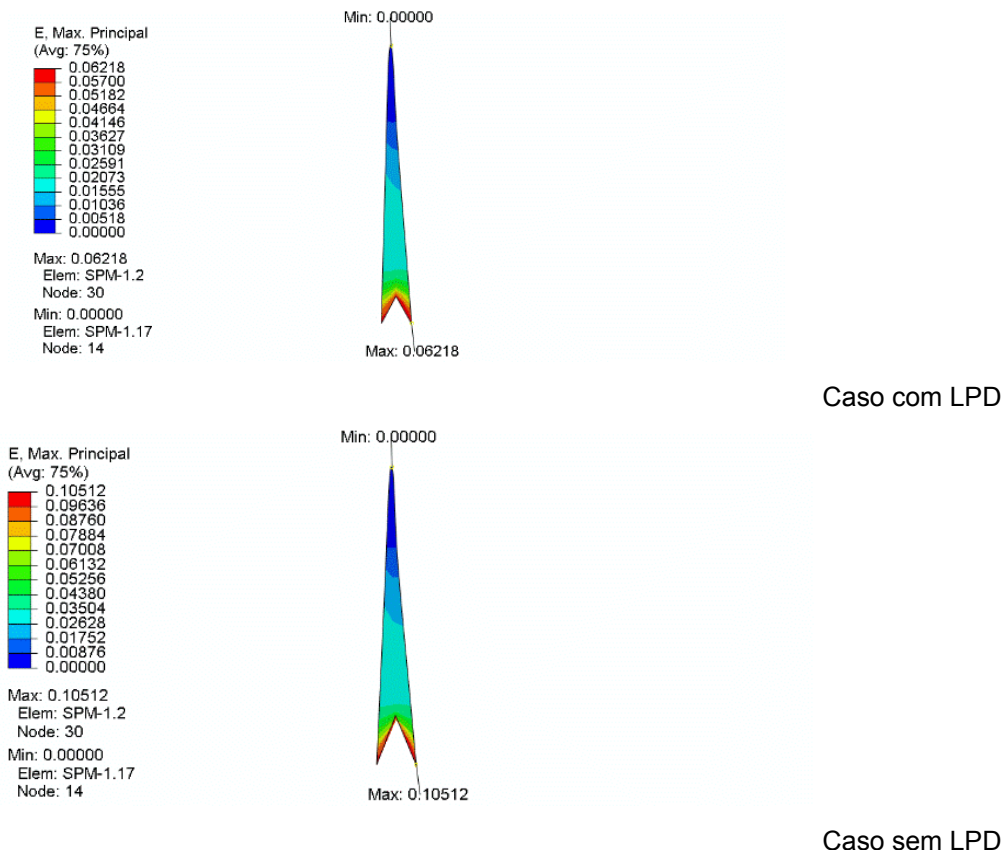
Observou-se pequena variação de  $\sigma_1$  mínima nos dois casos, e uma variação mais considerável de  $\sigma_1$  máxima. Os pontos de concentração de tensão se assemelham, porém, valores mais altos de tensão, principalmente na maxila processo alveolar foram identificados. Os valores de máximo e mínimo de  $\sigma_1$  são apresentados no quadro 8.

**Quadro 8: Valores de  $\sigma_1$  observados (Figura 11) no modelo geral com e sem LPD.**

	$\sigma_1$ máx. (MPa)	$\sigma_1$ mín.(MPa)
<b>Caso com LPD</b>	12.24919	-2.12617
<b>Caso sem LPD</b>	14.55119	-2.56105

Análise do deslocamento da SPM quanto à presença ou não do LPD e a influência do LPD na abertura da SPM. Os resultados de Deslocamento Máximo Principal são apresentados na figura 11.

Nos dois casos, o deslocamento no ápice da SPM é zero, porém, os valores de Deslocamento total para o caso com LPD e sem LPD são de 0.06218 e 0.10512 mm respectivamente, um aumento de 69%.



**Figura 11: Deslocamento Máximo Principal máximas e mínimas observados na SPM com e sem LPD.**

**Discussão:**

O tratamento do ERM foi estudado através de comparação de alguns casos específicos de um modelo 2D. O valor de  $\sigma_1$  máxima e a alteração no volume da fossa nasal foi observada quer como uma alteração na dimensão transversal da cavidade nasal ou ainda como uma alteração na função nasal conforme indicado pela resistência aérea nasal (McDonald, 1995).

Os resultados encontrados estão de acordo com um estudo de MEF *in vitro* descrito em Lee *et al.*(2009), onde os autores relataram 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.

Uma análise geral indicou que as alterações feitas nas suturas cranianas não afetou a maxila como um todo. Uma abordagem mais específica no osso alveolar permitiu observar alterações nos valores de tensão na região vestibular do osso

alveolar quando as suturas cranianas tornam-se mais rígidas, isso pode provocar reabsorção óssea na região alveolar. Os resultados obtidos nos caso de 1 a 4 para o osso alveolar direito foram relevantes para evidenciar que as suturas cranianas, sobretudo a sutura zigomática, tem papel importante na ERM, participando na absorção de parte do carregamento imprimido pelo aparelho expensor. Quando a sutura zigomática torna-se mais rígida, as tensões concentram-se com maior intensidade no osso alveolar. Esse tipo de movimento dos dentes é a alteração mais indesejada na ERM (Haas, 1973), no sentido lingual-vestibular provoca compressão do LPD (Bates, 1856), movimentação esquelética limitada (Shapiro e Kokich 1988), reabsorção radicular (Erverdi, 1994) e falta de ancoragem para manter a expansão da SPM por um período longo (Parr et al.; 1997). O estudo aprofundado de toda ERM é necessário para evitar esse movimento dentário para melhor estabilidade durante o tratamento e conseqüentemente obter melhores resultados.

As variações de resultados da parte direita e esquerda da maxila dão-se em função da não simetria do modelo analisado, uma vez que a geometria desenvolvida foi retirada de um atlas de anatomia humana (Sobotta, 2000). O modelo possui o lado esquerdo com uma geometria na maxila no processo alveolar mais “fina” que a da direita, isso permite que este lado se deforme com maior facilidade, diminuindo assim os valores de  $\sigma_1$  analisados e alterando os pontos de concentração em comparação ao lado direito. Pode-se inferir que o fator responsável por distribuir as forças impostas pelo aparelho expensor é a rigidez dos ossos e suturas de cada ladoda maxila. Para obter um equilíbrio das forças, a porção da maxila que possui maior rigidez irá sofrer maior intensidade de carregamento mecânico.

Os resultados dos casos 5 e 6 evidenciam que há uma maior compressão no local quando a SPM não abre facilmente quando aplicadas as forças na ERM. Nos casos clínicos observa-se que em adultos há uma maior rigidez da sutura em relação à crianças e adolescentes e isto está de acordo com um estudo feito através de exames histológicos e radiomicrográficos, onde avaliou-se 60 indivíduos com idade entre 0 e 18 anos (Melsen, 1975). Portanto, em adultos é mais comum ocorrerem problemas referentes a não abertura da SPM durante a ERM, nesses casos se faz necessária uma intervenção cirúrgica (Zuccati, 2011).



## **Conclusão:**

No final deste estudo, podemos concluir que o modelo nos fornece resultados interessantes, próximos aos encontrados na literatura. Isto faz desse modelo uma ferramenta importante para um estudo preliminar do comportamento das tensões quando alteradas as propriedades das suturas cranianas e da SPM. Trabalhos futuros comparando o modelo gerado com um estudo de um modelo 3D serão desenvolvidos para verificação dos resultados. O tempo curto requerido para a solução do modelo é um diferencial favorável que pode eliminar a necessidade de elaboração de um modelo muito complexo para analisar pequenas questões referentes ao tratamento da ERM.

Os resultados obtidos para os casos com e sem LPD indicam que os menores valores de  $\sigma_1$  observados no caso com o LPD são devido à capacidade do LPD de tornar o complexo maxilar mais flexível, proporcionando maior distribuição do deslocamento. O movimento dentário absorve parte do deslocamento, resultando em uma menor abertura da SPM.

Este estudo foi desenvolvido por um grupo interdisciplinar de estudantes e professores do programa de Engenharia Mecânica e o Departamento de Odontologia da UFVJM, e se enquadra na linha de pesquisa de Biomecânica aplicada à odontologia e ortopedia do Grupo de Pesquisa em biomecânica e Bioengenharia da UFVJM.

## **Agradecimentos**

Os autores do presente trabalho gostariam de agradecer à FAPEMIG e à CNPQ, agências brasileiras, pelo suporte financeiro para desenvolver as pesquisas desenvolvidas.

## Referências:

BAKER, A. J., PEPPER, D. W. *Finite elements*. McGraw-Hill Inc. 1991.

BATES, S. Absorption. *Br J Dent Sci*, v.1, 1856, p.256.

CHRELI, M. *Biomechanics of Dental Implants: Handbook for Researchers*. 1ed. Indiana: Nova Science Pub Inc., 2012.

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

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

ERVERDI, N. et al. A comparison of two different rapid palatal expansion techniques from the point of root resorption. *Angle Orthod*, v.106, 1994, p.47-51.

HAAS, A. J. Rapid palatal expansion: recommended pre requisite to class III treatment. *Trans Eur Orthod Soc*, 1973, p. 318.

BELL, R. A. A review of maxillary expansion in relation to rate of expansion and patient's age. *Am J Orthod*, v. 81, 1982, p. 32-37.

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

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

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

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

LOCKS, A. Mordida cruzada posterior: uma classificação mais didática. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*, v. 13, 2008, p. 146-158.

MACNEAL, R. H. *Finite elements: their design and performance*. Marcel Dekker, Inc, New York, USA. 1994.

MCDONALD JP. *The effect of rapid maxillary expansion on nasal airway resistance, craniofacial morphology and head posture*. University of Edinburgh, 1995. Tese (Doutorado).

MELSEN, B. Palatal growth studied on human autopsy material. A histologic microradiographic study. *Am J Orthod*, v. 68, 1975, p. 42–54.

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 Orthod*, v. 67, 1997, p. 283-290.

QUINN RS, YOSHIKAWA DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod*. v. 88, 1985, p. 252-60.

SERPE-TROJAN, L. C. *Análise Biomecânica do Osso Maxilar durante a Expansão Rápida da Maxila: Efeitos Ortodônticos e Ortopédicos Gerados pelo uso de Disjuntores Palatinos*, Belo Horizonte/MG: Universidade Federal de Minas Gerais, 2014, 109p. Dissertação (Mestrado).

SHAPIRO, P.A.; KOKICH, V.G. Uses of implants in orthodontics. *Dent Clin North Am*, v. 32, 1988, p. 539-550.

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

TOWNEND, P.I. Technique of rapid expansion in patients with cleft lip and palate. *Br J Orthod*, v. 7, 1980, p. 65-67.

YANG, T. Y. *Finite element structural analysis*. Prentice-Hall, Inc, New Jersey, USA. 1986.

ZIENKIEWICZ, O. C. *The finite element method. Basic Formulation and Linear Problems*. McGraw-Hill Int, 1989.

ZUCCATI, G.; CASCI, S.; DOLDO, T.; CLAUSER, C. Expansion of maxillary arches with crossbite: a systematic review of RCTs in the last 12 years. *Eur J Orthodont*. v. 35, 2013, p. 29-37.

Texto científico recebido em: 28/09/2015

Processo de Avaliação por Pares: (*Blind Review* - Análise do Texto Anônimo)

Publicado na Revista Vozes dos Vales - [www.ufvjm.edu.br/vozes](http://www.ufvjm.edu.br/vozes) em: 24/11/2015

Revista Científica Vozes dos Vales - UFVJM - Minas Gerais - Brasil

[www.ufvjm.edu.br/vozes](http://www.ufvjm.edu.br/vozes)

[www.facebook.com/revistavozesdosvales](https://www.facebook.com/revistavozesdosvales)

UFVJM: 120.2.095-2011 - QUALIS/CAPES - LATINDEX: 22524 - ISSN: 2238-6424  
Periódico Científico Eletrônico divulgado nos programas brasileiros *Stricto Sensu*  
(Mestrados e Doutorados) e em universidades de 38 países,  
em diversas áreas do conhecimento.