

INFLUÊNCIA DAS SUTURAS ZIGOMÁTICO-MAXILARES NA EXPANSÃO RÁPIDA DA MAXILA: ESTUDO COMPUTACIONAL PELO MEF

L. C. Trojan-Serpe*, F. H. Carlos**, E. B. de Las Casas*, L. A. Gonzalez-Torres**, A. C. M. M. Toyofuku***

*Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil.

** Universidade Federal do Vale do Jequitinhonha e Mucuri, Diamantina, Brasil.

***Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Brasil.

e-mail: laritrojan@gmail.com

Resumo: Estudos biomecânicos têm feito, nas últimas décadas, o uso de métodos computacionais como uma importante ferramenta para análises do comportamento de ossos quando submetidos a esforços mecânicos. O presente trabalho visa avaliar a influência das suturas zigomático-maxilares (SZ) na modelagem da Expansão Rápida da Maxila (ERM), além de comparar os resultados obtido na análise de tensões realizada em modelo de duas (2D) e três (3D) dimensões da maxila e ossos adjacentes. Para tal, foram desenvolvidos modelos de Elementos Finitos (EF) a partir de imagens tomográficas de um crânio jovem. Resultados preliminares apontaram para mínima influência das propriedades atribuídas às SZ na ERM. O modelo 2D apresentou vantagens referentes à redução da complexidade da geometria e velocidade de processamento dos resultados, em comparação ao modelo 3D. No entanto, alguns aspectos precisam ser estudados e considerados no modelo atual em busca de resultados mais confiáveis, como propriedades não lineares das suturas.

Palavras-chave: Expansão Rápida da Maxila, Elementos Finitos, Biomecânica.

Abstract: In recent decades, biomechanical studies have used computational methods as an important tool for analyzing the behavior of bones under mechanical loads. The present study aims to evaluate the influence of the zygomatic maxillary sutures (ZS) in the modeling of rapid maxillary expansion (RME) and to compare the results obtained from the stress analysis in two (2D) and three (3D) dimensions models of the maxilla and adjacent bones. For such analysis, Finite Element (FE) models from computed tomography images of a young skull were developed. Preliminary results indicated minimal influence of the properties assigned to ZS in the RME. The 2D model showed advantages regarding the reduction of the complexity of the geometry and speed of processing of the results, compared to a 3D model. However, some aspects need to be studied and considered in the current model in search of more reliable results.

Keywords: Rapid Maxillary Expansion, Finite Elements, Biomechanics.

Introdução

O Método dos Elementos Finitos (MEF) mostrou-se, ao longo dos anos, uma ferramenta importante na solução de problemas recorrentes na engenharia, ciência 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 [1]. 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. [2,3]

Na ortodontia, um dos tratamentos mais estudados nos últimos anos, inclusive usando o MEF, é a Expansão Rápida da Maxila (ERM). Este tipo de tratamento consiste na abertura da Sutura Palatina Mediana (SPM) por meio de forças laterais aplicadas por aparelhos disjuntores, resultando em aumento da dimensão transversal da maxila [4]. A aplicação destas forças durante a ERM é resultado de um deslocamento aplicado por um parafuso expansor fixado aos dentes de ancoragem (no sentido da língua para a bochecha).

Uma vez que a maxila possui relação com diversos ossos de crânio por meio das suturas cranianas, o presente trabalho visa analisar a influência de suturas cranianas (zigomático-maxilares) nas tensões distribuídas na maxila e na SPM. Esta análise é feita por meio de modelo de elementos finitos (EF) bidimensional, que será validado com base em um modelo 3D desenvolvido em estudo prévio [5].

Materiais e métodos

A geometria bidimensional da maxila e ossos adjacentes (zigomático, vômer e etmoide) foi desenvolvida com o auxílio de programas de computador com base em imagens de tomografia computadorizada (TC) de um jovem de 11 anos de idade, cedida pelo Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO). A mesma imagem de TC que foi utilizada no modelo tridimensional [5].

O processamento da imagem foi obtido a partir de um corte da maxila na altura do primeiro molar inferior.

Este corte foi separado e a segmentação das estruturas foi realizada com o auxílio do software livre Invesalium (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - Campinas, Brasil) e de atlas de anatomia [6]. Na sequência, a geometria foi exportada para o software de desenho assistido por computador (CAD), Solidworks® 12 (Concord, Massachusetts, EUA, 2011), onde esse modelo sofreu simplificações específicas para diminuir algumas irregularidades nas suturas cranianas e na SPM. Os dentes foram considerados como material homogêneo. O modelo foi, então, importado para o software de Engenharia assistida por computador (CAE) Abaqus 6.12 (Providence, Rhode Island, EUA, 2012), onde foram atribuídas propriedades mecânicas a cada uma das estruturas que o compõe (Tabela 1) e gerou-se a malha de EF.

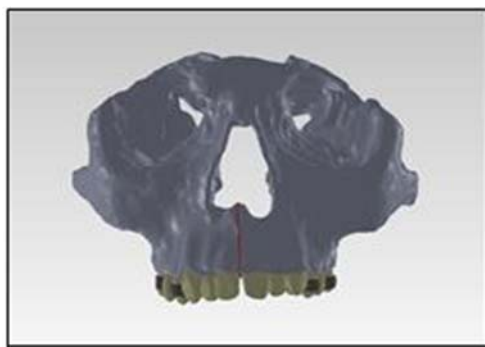
Tabela 1: Propriedades Mecânicas

Estrutura	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso	10000	0,3
Dente	20000	0,3
LPD	0,69	0,49
SPM	1	0.3

O tamanho dos elementos foi padronizado com o utilizado no modelo 3D (Figura 1) e, posteriormente testado através de teste de malha. Por fim, resultou em um modelo com 26780 elementos predominante quadráticos e 29347 nós.

Dos resultados gerados pelo modelo 3D, com 12 minutos para processar a análise sob as mesmas condições de carregamento, foi criada uma secção o mais próximo possível da utilizada pelo modelo bidimensional (Figura 2).

Figura 1: Modelo 3D.



As condições de contorno foram aplicadas somente na extremidade superior do modelo, impedindo qualquer tipo de movimento nesta região. (Figura 3). O carregamento foi imposto com base no protocolo proposto por Haas (1961) que preconiza ¼ de volta do parafuso disjuntor a cada 12 horas. Esse giro resulta em afastamento de 0,25 mm. Sendo assim, o deslocamento

aplicado foi de 0,125 mm (sentido da língua para bochecha) em cada dente de ancoragem do modelo.

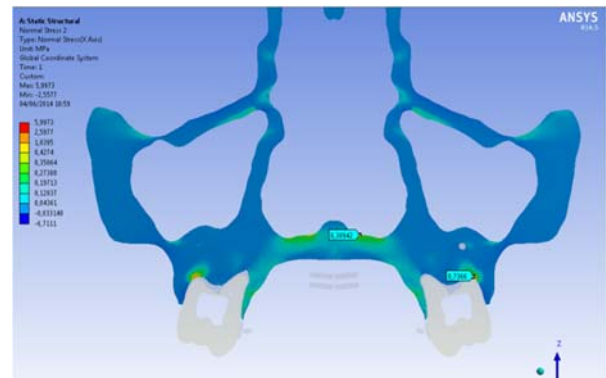


Figura 2: Secção no plano frontal do Modelo 3D desenvolvido em estudo anterior na região do primeiro molar, com tensões normais ao plano x.

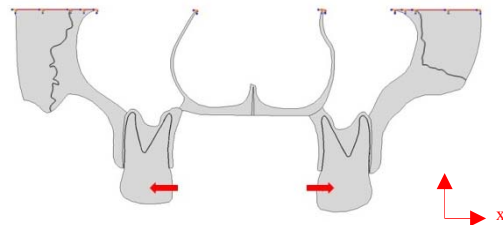


Figura 3: Modelo 2D com representação das condições de contorno aplicadas (região superior engastada e deslocamento lateral nos primeiros molares).

Todo o modelo foi considerado com comportamento isotrópico, linear e homogêneo submetido à deformação plana, com 8,05 mm de espessura (largura do primeiro molar medido da tomografia).

Para avaliar a influência das suturas zigomáximo-maxilares (SZ), todas as propriedades foram mantidas constantes e variou-se apenas as propriedades das SZ, como segue na Tabela 2. No Caso 1, as suturas zigomáticas apresentam o mesmo módulo de elasticidade que o osso. O qual foi considerado como uma estrutura homogênea neste estudo e teve seu valor de módulo de elasticidade estimado entre o módulo de elasticidade do osso cortical e o esponjoso [5].

O Caso 2 representa suturas em estágio de ossificação incompleta [7] e no Caso 3 as suturas zigomáticas foram consideradas com propriedades semelhantes às do tecido conjuntivo [8].

Tabela 2: Propriedades Mecânicas das suturas cranianas para cada caso simulado.

Casos simulados	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Caso 1	10000	0,3
Caso 2	750	0,49
Caso 3	1	0,49

Resultados

Foram avaliados os resultados referentes à tensão normal ao plano x com o intuito de ser passível de comparar o modelo 2D e 3D.

O Caso 1, onde as suturas zigomáticas apresentam o mesmo módulo de elasticidade que o osso, representa a situação em que as suturas já estão completamente ossificadas. Os picos de tensão foram previstos para a face óssea do processo zigomático da maxila voltada para o seio maxilar. A magnitude desses picos variou de 1 a 3 MPa do lado direito e esquerdo devido à assimetria do modelo. O palato experimentou tensões de 1 a 2 MPa (Figura 4).

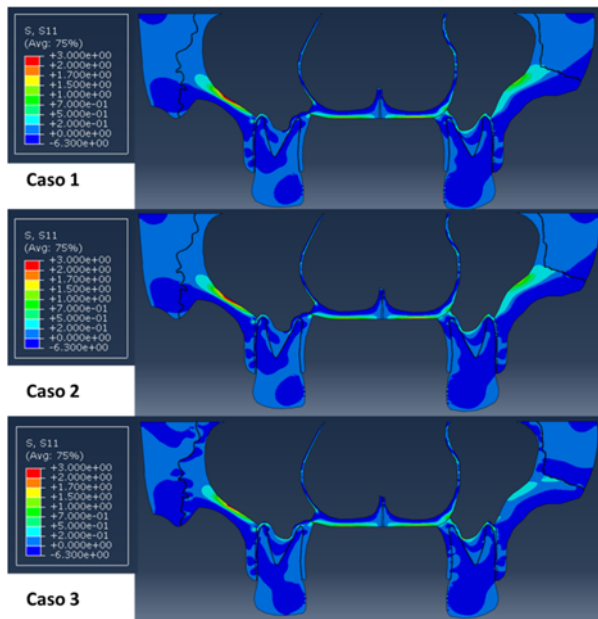


Figura 4: Modelo 2D com as tensões normais ao plano x previstas para cada caso.

Quando se observa o osso alveolar circundante às raízes dentárias, a porção próxima à raiz vestibular experimentou tensões de até -1,9 MPa. Enquanto a porção próxima à raiz palatina experimentou tensões de até -1,9 MPa no terço apical e de 0,2 MPa no terço médio e cervical.

A influência da rigidez das suturas zigomático-maxilares na maxila foi analisada em função das tensões normais (direção x), como mostrados na Figura 4 e 5.

Observou-se que para os casos 1 e 2, a variação das propriedades mecânicas das SZ não promoveu alterações relevantes quanto à distribuição de tensões ao longo da maxila. Uma redução pequena foi observada para o Caso 3 (SZ com $E = 1$ MPa), porém, somente reduzindo a região afetada, o pico de tensão máxima (3 MPa) se manteve.

A redução da rigidez das suturas cranianas levou a um leve aumento da concentração de tensão na face palatina do rebordo alveolar de 1,5 MPa para 2,2 MPa (face voltada para a seio maxilar).

As tensões de tração na SPM não sofreram grandes alterações entre os 2 primeiros casos. Para região palatina (inferior) da SPM foram previstas tensões de 3 MPa para o Caso 1 e 2, e de 6 MPa para o Caso 3. Para a região nasal (superior) da SPM foram previstas tensões - 7 MPa, Caso 1 e 2, e de - 1 MPa, Caso 3.

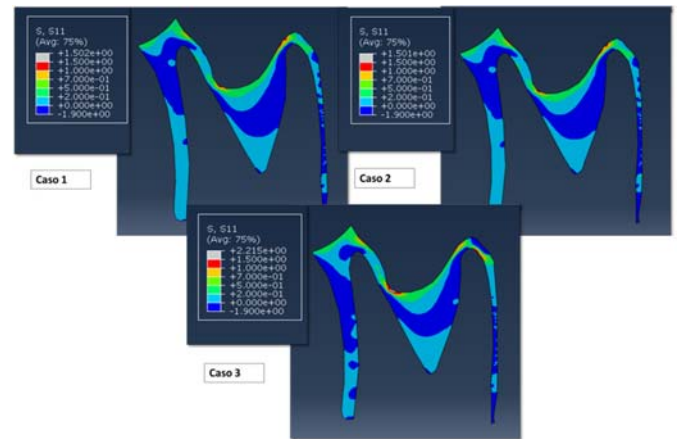


Figura 5: Região do rebordo alveolar próximo à raiz do dente de suporte (Tensões normais ao plano X).

O tempo de processamento em computador Intel (R) X5670, 2 GHz e 24 GB de memória RAM foi de 15 segundos.

Discussão

As tensões normais foram utilizadas para comparar os resultados de tensões previstas neste modelo com os do modelo 3D [5]. Os resultados do Caso 1 apresentaram magnitudes de tensões mais elevadas. Na região do palato e assoalho nasal os picos previstos aumentaram de 0,4 MPa (3D) para 1,5 MPa (2D).

Além disso, pode-se observar (Figura 2) que a distribuição das tensões no modelo 3D é mais suave, sem grandes concentrações pontuais. Essas alterações podem ser justificadas pela proximidade da região de interesse no estudo com a região onde a condição de contorno foi aplicada (engaste) no modelo 2D. Como um estudo quantitativo das tensões previstas, o modelo 2D não se mostrou adequado nesse momento. Porém, como um estudo inicial, nos permite algumas análises qualitativas.

O modelo 2D da maxila e ossos adjacentes (zigomático, vômer e etmoide), por apresentar uma complexidade bem inferior à de uma geometria 3D, nos permite fazer uso dessa vantagem para aumentar a definição dos detalhes no modelo sem comprometer o tempo de processamento do computador. Ou seja, pode ser um modelo muito útil para analisar e comparar casos alterando as propriedades mecânicas de seus componentes.

Com a redução do módulo de elasticidade da SZ, simula-se a comparação entre casos onde as suturas estão completamente ossificadas (Caso 1) e outros em que a ossificação está incompleta (Caso 2). De acordo

com os resultados obtidos, não foi observada influência da rigidez das SZ na distribuição de tensões. Isto concorda com o resultado presente na literatura [7] que aponta como modelo mais próximo da realidade clínica o que considera todas as suturas circum-maxilares totalmente ossificadas (com módulo de elasticidade igual ao do osso) e as suturas palatina mediana e transversa não completamente ossificadas.

A redução de tensões foi observada somente no caso 3, em que a SZ foi considerada completamente não ossificada. Considerando que a ausência por completo da ossificação poderá ser encontrada em estágios primários do desenvolvimento craniofacial e que para realizar tal mecânica, usualmente, se aguarda a erupção dos primeiros molares superiores (± 6 anos de idade), pode-se assumir que as SZ já apresentem algum grau de ossificação. Portanto, os casos 1 e 2 seriam mais adequados para se estudar a ERM.

Conclusão

Resultados preliminares apontaram para mínima influência das propriedades atribuídas as SZ na ERM. Um estudo futuro atribuindo propriedades não lineares ao osso e às suturas é uma sugestão interessante para verificar a influência desses parâmetros ao longo do tratamento da ERM.

Ao final deste estudo, podemos concluir que o modelo bidimensional, apesar de simples, nos fornece resultados interessantes. Viabiliza a avaliação da influência de determinados aspectos que aumentariam muito a complexidade de um modelo tridimensional como, por exemplo, as suturas cranianas. No entanto, alguns aspectos precisam ser estudados e considerados no modelo atual em busca de resultados mais adequados, como propriedades não lineares das suturas e um modelo mais completo com os demais ossos e suturas do crânio.

Agradecimentos

Agradecimentos aos órgãos financiadores CAPES e FAPEMIG.

Referências

- [1] Zuccati G, Casci S, Doldo T, Clauser C. Expansion of maxillary arches with crossbite: a systematic review of RCTs in the last 12 years. *European Journal of Orthodontics*. 2011;1-9. Downloaded from <http://ejo.oxfordjournals.org/> on June 8, 2014.
- [2] Chreli M. *Biomechanics of Dental Implants: Handbook for Researchers*. 1ª ed. Indiana: Nova Science Pub Inc.; 2012.
- [3] Cowin S. *Bone Mechanics Handbook*. 2ª ed. Boca Raton, FL: CRC Press; 2001.
- [4] Townend P.I. Technique of rapid expansion in patients with cleft lip and palate. *British journal of orthodontics*. 1980; 7(2):65-67.
- [5] Trojan-Serpe LC. Análise Biomecânica do Osso Maxilar durante a Expansão Rápida da Maxila –

Efeitos Ortodônticos e Ortopédicos Gerados pelo uso de Disjuntores Palatinos [dissertação]. Belo Horizonte, Universidade Federal de Minas Gerais, 2013.

- [6] Sobotta J. *Atlas de Anatomia Humana*. 21ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- [7] 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. *European Journal of Orthodontics*. 2008; 30:437–448.
- [8] Wang Q, Wood SA, Grosse IR, Ross CF, Zapata U, Byron CD, Wright BW, Strait DS. 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*. 2012; 295:278–288.