

Zanivan DS; Pacheco MCT. Elias CN. Criação e validação de um modelo nasomaxilar tridimensional para estudos de expansão palatal implantossuportada através do método dos elementos finitos. In *Propriedades e Aplicações dos Biomateriais*, Editores Carlos Nelson Elias, Ana Karine Rocha de Andrade Nattrodt e Roberto Hirsch Monteiro. Edição digital 2022. **definir pela organização ISBN XXX, DOI YYY e pág.**

CRIAÇÃO E VALIDAÇÃO DE UM MODELO NASOMAXILAR TRIDIMENSIONAL PARA ESTUDOS DE EXPANSÃO PALATAL IMPLANTOSSUPORTADA ATRAVÉS DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Dênis de Souza. Zanivan, Instituto Militar de Engenharia,
e-mail: zanivan@hotmail.com. ORCID: 0000-0002-4399-2615
Maria Christina Tomé Pacheco. Universidade Federal do Espírito
Santo, e-mail: mchristp@gmail.com ORCID: 0000-0001-7576-2382
Carlos Nelson Elias. Instituto Militar de Engenharia, e-mail:
elias@ime.eb.br ORCID: 0000-0002-7560-6926

Resumo

O propósito deste estudo foi descrever a sequência de processamento de um modelo geométrico do complexo nasomaxilar para estudar a expansão palatal através de um aparelho expensor fabricado em aço inoxidável apoiado em mini-implantes no palato ósseo. Método: Foi criado um modelo tridimensional de um expensor palatal através do software SolidWorks (SolidWorks Corp., EUA) e realizado escaneamento (Picza modelo LPX 250, Rolland, EUA) de um processo nasomaxilar humano adulto de plástico (3B Scientific Products, EUA), sendo obtida imagem digitalizada com 250.000 faces poligonais não uniformes que, em seguida foram reduzidas para 10.000 faces uniformizadas (Pixform, Rolland, EUA) exportada como objeto sólido para o software SolidWorks, em formato de estereolitografia (STL). Em seguida foram criadas: a sutura nasal e palatina mediana através de cortes por extrusão; osso cortical e osso trabecular por subtração de material e; processo nasomaxilar direito por espelhamento. O modelo 3D criado (8 componentes) foi exportado para o software CosmosWorks (SolidWorks Corporation, EUA) para criação de um modelo de elementos finitos (MEF) com 84.975 EF, os quais receberam propriedades físicas específicas e condições de contorno em todas as suturas. Para mostrar o uso do modelo MEF foi feita expansão palatal com carregamento axial de 100 N distribuídos nas roscas internas das bases de apoio do aparelho EPIS. Foi empregada análise linear sendo obtidos resultados em forma de tensões principais trativas (σ_1) e compressivas (σ_3). Resultados: O modelo MEF apresentou baixa energia de distorção, proporcional à força empregada e ao tamanho dos EF. Foram produzidas tensões compressivas nos processos zigomáticos, processos pterigóides, ossos nasais e soalho das órbitas e tensões trativas na região da sutura palatina mediana. Conclusão: O modelo 3D criado é apropriado para o estudo da expansão palatal e o método criado pode ser empregado para outras pesquisas computacionais na área de biomateriais.

Palavras-chaves: Expansão palatal. Maxilar. Modelo nasomaxilar. Modelagem tridimensional. Método dos elementos finitos.

Introdução

Para o tratamento da atresia maxilar são comumente utilizados expansores palatais fixados em dentes (Chaconas e Caputo, 1982, Odenrick, Karlander e Pierce, 1991), os quais apresentam significativo efeito ortopédico, comprovado pela abertura da sutura palatina mediana (SPM), no entanto, a ancoragem dentária pode gerar efeitos indesejáveis sobre dentes e rebordos alveolares, causando maior expansão dentária que sutural (Isaacson e Ingram, 1964), alterando torques dentários, podendo provocar recessões gengivais, com variada resposta individual, dependendo da idade do paciente (Zimring e Isaacson, 1965, Odenrick, Karlander e Pierce, 1991). Com o desenvolvimento de aparelhos expansores palatais com ancoragem óssea (Mommaerts, 1999, Zanivan, 2006, Tausche et al, 2007) e com ancoragem dento-ósseosuportada (Garib et al 2008), novas alternativas surgiram para o tratamento da atresia maxilar, com menores chances de ocorrência de efeitos deletérios sobre dentes e rebordo alveolares. Sobretudo em pacientes com pouco suporte dentário ou com limitações periodontais para a realização da expansão maxilar dentosuportada ou dento-ósseosuportada, o aparecimento de aparelhos totalmente ósseo suportados apresentou-se como alternativa de tratamento (Zanivan, 2006). Para esta finalidade, surgiram em 2006 aparelhos expansores implantossuportados (EPIS) em mini-implantes (MI) inseridos paralelamente à SPM (Zanivan, 2008). Este tipo de aparelho difere de todos por apresentar apoios anti-rotacionais com MI de cabeça quadrada permitindo a ativação do torno expensor mantendo o paralelismo dos MI durante as ativações. A força de expansão gerada pelo aparelho EPIS promove a expansão direta da SPM sem a necessidade de cirurgias auxiliares de fragilização óssea, em adultos jovens, acelerando o tratamento ortodôntico e proporcionando ao profissional maior margem de sucesso na mecanoterapia ortodôntica (Mommaerts, 1999, Tausche et al, 2007).

O estudo da expansão maxilar por métodos de simulação computacional como o método dos elementos finitos (MEF) vem sendo utilizado por diversos autores (Iseri et al., 1998; Schott, 2001; Jeon, 2002; Jafari et al., 2003, Holberg, Steinhäuser e Rudzki, 2007; Gautam et al., 2007; Proavaditis et al., 2007). O modelo ósseo a ser analisado deve ter o formato aproximado da morfologia do modelo real e, em estudos da anatomia humana, esta morfologia é complexa demais, daí a importância de um modelo tridimensional. O modelo pode ser obtido através de desenho geométrico, escaneamento de um modelo virtual ou ainda através de imagens de tomografia computadorizada. O modelo é então subdividido em um número finito de pequenas partes que caracterizam o todo chamadas de elementos finitos (EF). Os EF podem apresentar diversos formatos e tamanhos e seu número depende do tipo da análise que se pretende realizar. Todos os EF de um modelo são conectados por nós e o conjunto de elementos e nós é a malha de EF. Para a análise de tensões um número maior de elementos é importante e, neste caso, a malha deve ser refinada. Cada material utilizado e cada estrutura anatômica do modelo deve ser caracterizada com valores referentes às suas propriedades mecânicas. Deste modo podem-se diferenciar os diferentes tecidos biológicos e os materiais que irão reagir ao carregamento de acordo com suas características. O modelo de elementos finitos não deve conter estruturas desnecessárias que apenas realce a estética, o que somente dificulta o processamento computacional dos dados. Entretanto, o modelo deve conter todos os elementos importantes para o estudo que se quer realizar e, para isso, devem ser aceitas simplificações das estruturas de forma que não comprometam a análise (Steinhäuser e Rudzki, 2007). O modelo de EF recebe restrições que limitam seu movimento no espaço e pode receber também conectores que modulam o grau de dificuldade para a movimentação. Estes parâmetros são chamados genericamente de condições de contorno e servem para definir o estudo a ser desenvolvido. A característica mais importante em um modelo de EF é a sua validação (Tausche et al, 2007). O modelo não precisa ser completamente real, mas deve apresentar comportamento equivalente ao da estrutura que se pretende estudar.

O objetivo do presente estudo foi desenvolver e validar um modelo 3D do complexo nasomaxilar, com número de EF capaz de qualificar e quantificar deslocamentos e tensões durante a expansão palatal implantossuportada com o modelo de aparelho EPIS.

Materiais e métodos

O presente estudo foi dividido em quatro etapas principais: (1) modelagem 3D do complexo nasomaxilar; (2) modelagem 3D do aparelho EPIS; (3) agrupamento e transformação CAD-MEF dos modelos 3D para estudo pelo MEF e, (4) validação do modelo 3D.

Para a obtenção do modelo experimental do aparelho EPIS foi utilizado um micro-computador (PC) com processador Intel (R) Core 2 Duo (R), CPu 2,71 GHz; com 3,24 GB de memória RAM. O programa utilizado foi o software SolidWorks 2008 (SolidWorks Corporation, EUA) executado no sistema operacional *Windows*. A intenção com a modelagem foi estabelecer o comportamento do aparelho expensor durante seu movimento de abertura lateral. A maneira na qual o modelo 3D do aparelho expensor foi criado governou como ele foi estudado. O longo eixo do torno expensor do aparelho EPIS foi posicionado na direção x (transversal). A direção y representou o sentido vertical e a direção z o sentido ântero-posterior. Estas direções foram mantidas durante as análises pelo método dos elementos finitos, no modelo total complexo nasomaxilar/EPIS.

Foram aplicadas restrições geométricas estabelecendo-se relações adequadas entre os componentes do modelo nasomaxilar e do aparelho EPIS (FIG. 1). Foi estabelecida uma relação matemática entre o diâmetro dos MI e suas cavidades ósseas, de forma que qualquer modificação deste parâmetro fosse imediatamente seguida de modificação no diâmetro de sua cavidade. O uso das restrições e relações matemáticas garantiu que os conceitos originais do projeto, como cavidades ou raios iguais fossem capturados e mantidos. As seguintes relações foram adicionadas ao modelo quando ele foi criado, fornecendo outras formas de conectar as geometrias relacionadas ao aparelho expensor, sendo estas: paralelismo das bases de apoio, paralelismo das paredes das suturas nasal e SPM, paralelismo dos MI, relação de perpendicularidade com o torno expensor e com a SPM, concentricidade das bases de apoio, concentricidade dos MI no encaixe das bases de apoio e, concentricidade dos parafusos de cobertura nos MI.

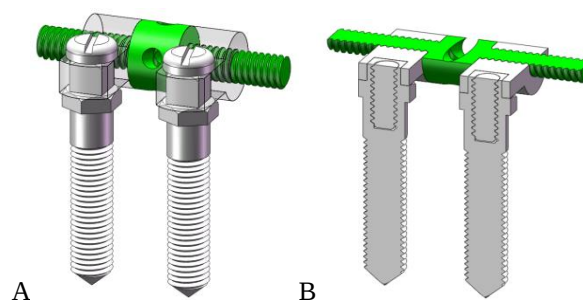


FIG. 1. Em (A), aparelho EPIS com as bases de apoio transparentes mostrando os encaixes anti-rotacionais na cabeça dos MI e em (B), corte transversal e longitudinal mostrando as roscas dos parafusos de encaixe e do torno expensor.

Tendo em vista a complexidade e detalhamento dos componentes do expensor, foram realizadas simplificações para facilitar o processamento computacional. Foram eliminados do aparelho EPIS os parafusos de cobertura e o torno expensor. Foram suprimidos dos MI: rosas internas e externas, biseis e chanfros, arredondamentos das arestas e o orifício interno dos parafusos, (FIG. 2A). As eliminações e supressões foram necessárias para diminuir o

número de nós e elementos facilitando a análise computacional durante a aplicação do método dos elementos finitos, (FIG. 2B). Os erros estimados, durante a aplicação dos critérios de simplificações, não foram considerados. Apesar da importância das roscas dos MI como concentradores de tensão (FIG. 2C), sua eliminação foi uma condição necessária para permitir este estudo, em virtude das limitações computacionais. Contudo, a ausência das roscas não impediu a avaliação das tensões num aspecto mais amplo, no complexo nasomaxilar. As bases de apoio do expensor EPIS não foram simplificadas, permitindo que o carregamento fosse empregado diretamente em suas roscas internas, simulando a força exercida pela ativação do torno expensor.

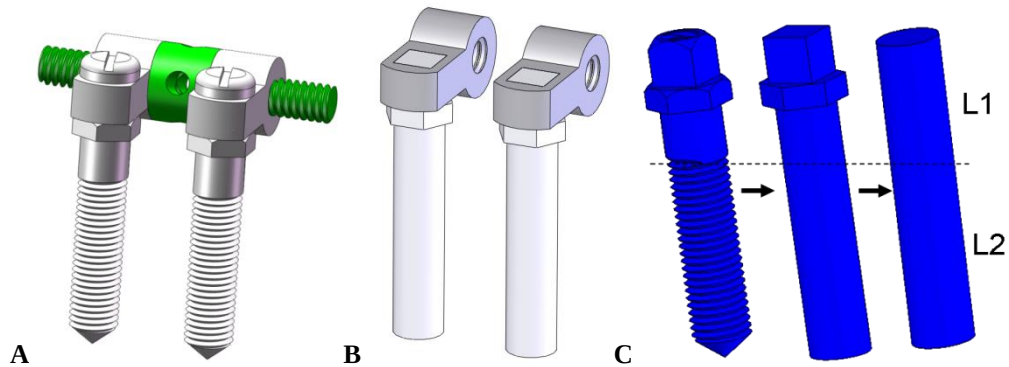


FIG. 2: Em (A) Modelo 3D do aparelho EPIS antes e, (B) após as simplificações adotadas e em (C), três estágios de simplificações adotadas para facilitar o MEF e os cálculos analíticos empregados. Na simulação computacional pelo MEF foi usado o modelo do meio e para os cálculos analíticos foi usado o modelo à direita (cilindro). L1 representa a parte livre do MI, L2 representa a parte do MI engastada no osso.

Para as bases de apoio foram adotadas as propriedades mecânicas do aço inoxidável F 138, seguindo a especificação da norma ASTM F 138-03 (2003) e para os MI da liga de titânio grau 5, seguindo a especificação da norma ASTM F136-06 (2006). Considerando-se a forma cilíndrica do torno expensor eliminado, com um corte transversal constante, a sua rigidez rotacional (*Krot*) foi calculada conforme a fórmula:

$$\text{Onde, } J = \frac{\pi \times r^4}{2} \text{ é o momento polar de inércia de um círculo de raio } r, \text{ medido em } m^2.$$

$$J = \frac{3,14 \times (1,25)^4}{2} \quad J = 3,83 mm^4 \quad krot = \frac{J \times G}{L}$$

G, módulo de cisalhamento do material. L, comprimento efetivo do longo eixo do torno expensor.

$$Krot = \frac{J \times G}{L} \quad Krot = \frac{3,83 mm^4 \times 75800 MPa}{12 mm} \quad Krot = 2419283 N.mm / rad$$

A rigidez axial (*Kax*) do eixo cilíndrico do MI de raio r constante pode ser calculada pela fórmula inicial abaixo onde E é o módulo de elasticidade do material do componente torno expensor e A é a área de corte transversal do círculo de raio r do MI.

$$Kax = \frac{E \times A}{L} \quad A = 2\pi r^2 \quad A = 2(3,14) \times (1,25)^2 \quad A = 9,8125 mm^2$$

$$Kax = \frac{E \times A}{L} \quad Kax = \frac{110 \cdot 10^6 \times 9,8125}{12 mm} \quad Kax = 89.947,916 N.mm$$

O segundo passo foi a obtenção do modelo 3D do complexo nasomaxilar através da técnica de reconstrução de imagem tridimensional, via digitalização por escaneamento à laser de um complexo nasomaxilar, contendo dentes, retirado de um crânio humano adulto de plástico (3B Scientific Products, EUA). O modelo plástico foi escolhido como base geométrica para o presente estudo por representar bem o tamanho mediano de uma maxila humana, conforme estudo prévio (Holberg, Steinhäuser e Rudzki, 2007). Foi realizada a digitalização do osso maxilar, osso nasal e osso palatino esquerdos, no Scanner Picza modelo LPX 250 (Rolland, EUA). O volume geométrico obtido foi considerado bastante similar ao osso real em relação à complexidade geométrica do mesmo. A imagem digitalizada (FIG. 2) foi transformada em um desenho computadorizado (CAD) sendo aberta no próprio software do scanner Pixform (Rolland, EUA), para tratamento de limpeza da superfície do modelo e remoção de rugosidades. Após esta fase foi realizada a transformação das superfícies da imagem 3D em faces poligonais não uniformes, num total de 250.000 (FIG. 3). Considerando o limite de abertura para corpos sólidos com mais de 11.000 faces poligonais, no software SolidWorks, foi decidido pela redução das faces poligonais não uniformes de 250.000 para 10.000, (FIG. 3A) e, em seguida, feita a uniformização das faces poligonais para auxiliar na diminuição dos erros de discretização, durante a fase de criação da malha de EF, (FIG. 3B).

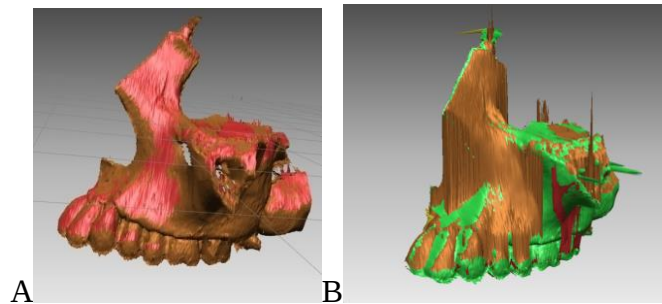


FIG. 2: Imagem 3D obtida por escaneamento do complexo maxilar esquerdo de plástico (A) e após ser exportada para o software Pixform (B).

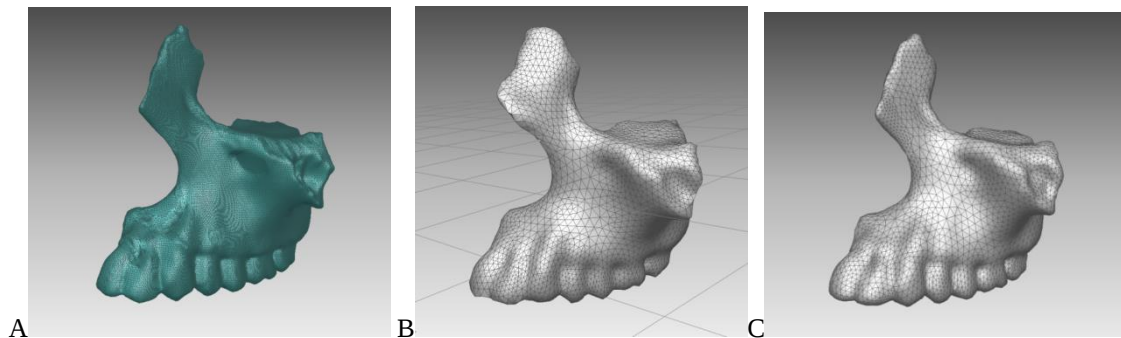


FIG. 3: Em A, Imagem 3D do complexo maxilar esquerdo com 250.000 faces poligonais. Em B, Imagem 3D com 10.000 faces poligonais não-uniformizadas e, em C, após uniformização no software Pixform (B).

O complexo nasomaxilar esquerdo foi exportado como objeto sólido para o software SolidWorks, em formato de estereolitografia (STL). Neste software foi criada a SPM e a sutura nasal, através de corte por extrusão. Em seguida, foi criada a divisão do osso cortical e do osso trabecular através de subtração interna de material, criando dois corpos sólidos, osso cortical com espessura uniforme de 0,5 mm e osso trabecular (Masahiko et al, 2007, Dalstra et al, 1995) os quais foram salvos como componentes (objeto sólido), em separado, (FIG. 3C).

Após esta fase o complexo nasomaxilar esquerdo foi submetido à realização de:

1. Criação das cavidades dos MI: Um MI foi posicionado no processo maxilar esquerdo, inclinado em 22° em relação ao plano oclusal, (FIG. 4); em seguida foi criada a sua cavidade óssea através de comando de subtração de material ósseo ao redor, permanecendo desta forma a cavidade óssea dependente do formato externo e da dimensão do MI, (FIG. 5). Portanto, a cavidade óssea teve as mesmas dimensões do MI, ou seja, 2,5 mm de diâmetro por 8 mm de profundidade, tendo sua linha de centro distante 3 mm da SPM, (FIG. 6);
2. Em seguida, foi inserida a componente base de apoio do aparelho expansor na cabeça quadrada do MI.
3. Criação do complexo nasomaxilar direito através do recurso de espelhamento, (FIG. 7). Desta forma, todos os componentes do modelo e demais recursos foram copiados e transferidos para o lado direito; foi gerado dois ossos maxilares, direito e esquerdo, com dois MI equidistantes 3 mm da SPM, com duas bases de apoio inseridas em suas cabeças.

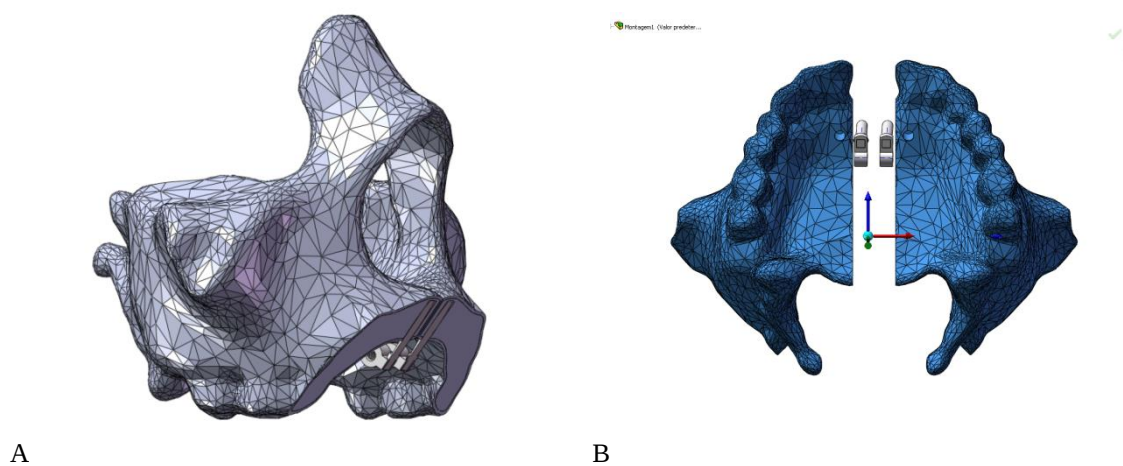


FIG. 4: Corte oblíquo (A) mostrando a inclinação de 22° dos MI (B), em relação ao plano oclusal.

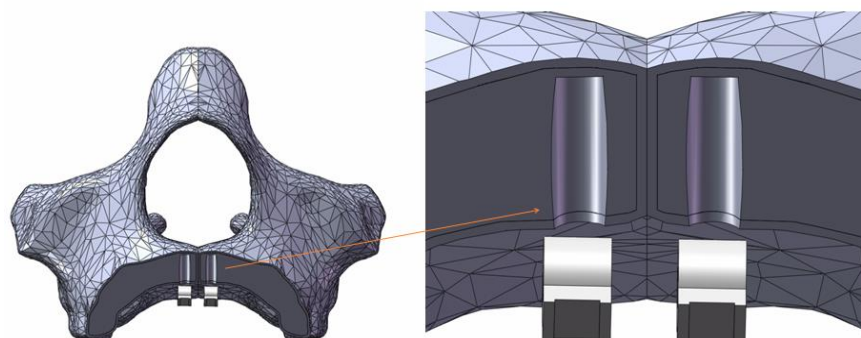


FIG. 5: Maxila em corte demonstrando os orifícios criados para inserção dos MI do aparelho EPIS com a presença de osso cortical e trabecular.

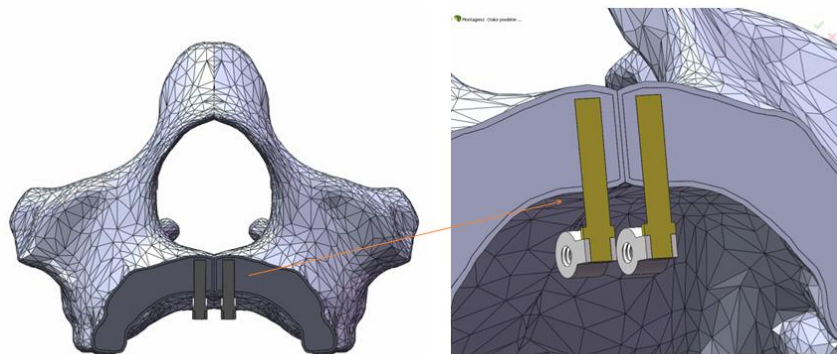


FIG. 6: Maxila em corte com os MI inseridos em seus orifícios na maxila 3D.

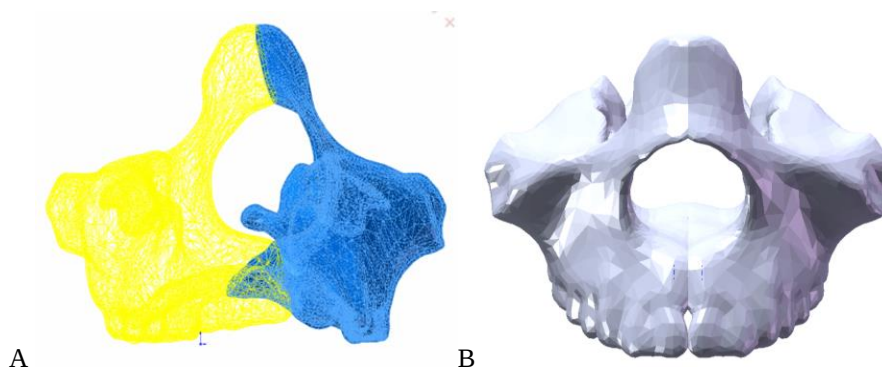


FIG. 7: Efeito de espelhamento criando o complexo nasomaxilar direito (A) a partir do complexo maxilar esquerdo. Em (B), maxila completa após espelhamento.

A fase de agrupamento do modelo CAD maxilar/EPIS foi realizada no software SolidWorks com a criação de um arquivo de agrupamento de corpos sólidos. Os modelos foram agrupados conforme a ordem de importação de cada componente, sendo estabelecido que os MI e bases de apoio do aparelho EPIS estariam paralelos entre si e com a SPM. Os MI permaneceram engastados nas suas cavidades por definição de ajuste preciso devido a rigidez do material dos MI (115 GPa) ser maior que a rigidez óssea (15 GPa (osso cortical) e 2 GPa (osso trabecular)). Foram empregados conectores de pino, com rigidez axial e rotacional, especificadas de acordo com as dimensões do torno expansor eliminado e suas propriedades materiais. Os conectores de pino foram aplicados às faces cilíndricas concêntricas nas bases de apoio, desta forma, a rigidez do torno expansor foi considerada durante os ensaios pelo método dos elementos finitos.

O MEF foi usado neste estudo através do programa de análise linear de projetos CosmosWorks 2008 (SolidWorks Corporation, EUA), trabalhando no sistema operacional Windows, integralizado no software SolidWorks 2008. A aplicação do MEF envolveu a idealização do modelo 3D com uma estrutura contínua como se fosse uma montagem com um número finito de pequenos elementos sólidos tetraédricos, conectados a um número finito de pontos, chamados pontos nodais ou simplesmente nós. Estes elementos sólidos possuem três graus de liberdade por nó gerando translação nas direções xyz. Estas direções no sistema de coordenadas nodais correspondem às direções radial, axial e tangencial, respectivamente. O software CosmosWorks necessitou de várias informações para analisar os modelos geométricos 3D. Estas informações fazem parte do pré-processamento dos EF, e representam como os modelos são usados. Foram divididas em propriedades dos materiais, restrições, carregamentos e condições de contato aplicadas.

Com base na análise linear, foi escolhido pelo emprego de carregamento com aplicação de força transversal (FT), na direção x, representando acumulo de forças pela ativação do torno expensor. A FT foi aplicada nas faces mediais internas das roscas nas bases de apoio, (FIG. 8); este local foi escolhido para simular a força liberada durante a ativação do torno expensor. De acordo com Zimring e Isaacson, (1965), com sucessivas ativações, forças de intensidades acentuadas são geradas não somente no momento da ativação do torno de expansão, mas permanecem na forma de forças residuais, variando de 7,529 kgf a 11,112 kgf. Justamente por isso, foi aplicada carga de 100 N, simulando uma sollicitação complexa de acumulo de cargas, em virtude do ângulo de aplicação da força gerar variados vetores de força nas roscas internas das bases de apoio.

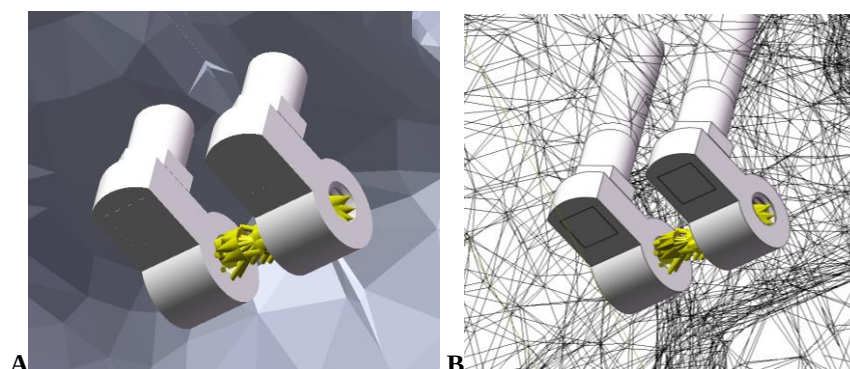


FIG. 8: Mostra o ponto de aplicação de carregamento (setas amarelas) nos ensaios de EF, no aparelho EPIS inserido no modelo maxilar 3D, em **(A)** com estrutura sombreada e em **(B)** com estrutura amada.

As propriedades mecânicas adotadas no processo nasomaxilar 3D estão resumidas na TAB. 1. Para efeito de comparação, foi decidido pelo emprego do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson para o osso cortical (Peterson et al, 2006 e Holberg, Steinhäuser e Rudzki, 2007) e para o osso trabecular conforme descrito por Faria et al, (2007).

TAB. 1: Resumo dos parâmetros experimentais, número de componentes inseridos nos modelos e tipos de modelos aplicados no presente estudo.

PARÂMETROS	CONDIÇÕES
	Maxila adulta
Mód. (<i>E</i>) osso cortical	15 GPa
Mód. (<i>E</i>) osso trabecular	2 GPa
Coef. Poisson (<i>v</i>)	0,30
Densidade óssea (<i>ρ</i>)	1.8 g/cm ³
Rigidez axial da SPM	15 GPa
Rigidez cisalhante da SPM	8 GPa
Modelos MEF	1
Número de componentes	8
Tipo de modelo MEF	Rígido

Em virtude de o objetivo do estudo ter sido a análise das tensões sobre o complexo nasomaxilar, os dentes não foram considerados na estrutura do modelo maxilar, não recebendo dados de propriedades físicas, tendo apenas participação estética no modelo 3D. As seguintes condições de contorno foram aplicadas:

Restrição de movimento nas suturas ao redor do complexo nasomaxilar, na sutura frontonasal, sutura frontomaxilar, suturas zigomáxicomaxilares, suturas ptérigomaxilares e nos processos piramidais do osso palatino (suturas circum-maxilares), impedindo a translação nas direções xyz, permitindo apenas rotação, (FIG. 9). As restrições aplicadas nas suturas

zigomático-maxilares, por estarem na mesma direção (x) do carregamento aplicado, permitiram que o modelo fosse restringido de movimento de corpo rígido.

Conectores elásticos com rigidez axial pré-estabelecida para a maxila adulta, com $E = 15$ GPa. Após ser estabelecida a rigidez normal (axial), foi criada rigidez cisalhante, correspondente à 53% da axial (8 GPa). Estes conectores elásticos (FIG. 10A), com constante (K) proporcional à rigidez estabelecida na superfície cortical das suturas nasal e SPM, estabelecem um contato de união entre as superfícies corticais das suturas até o limite de rigidez especificado. Ocorre rompimento destes conectores se o carregamento gerar tensão acima do limite de rigidez estabelecido. Desta forma, a SPM adulta foi considerada fechada, com resistência à sua própria abertura, conforme a rigidez axial e cisalhante determinada em suas superfícies corticais, conforme descrito por Provaditis et al, (2007).

Conectores de pino nas faces cilíndricas externas, concêntricas nas bases de apoio (FIG. 10B). Estes conectores determinaram rigidez axial (K_{ax}) e rotacional (K_{rot}), de acordo com o módulo de elasticidade do torno expansor eliminado do modelo MEF para simplificação.

Conectores de vínculo que permitem que a distância original entre dois pontos seja mantida, não restringindo as rotações nas extremidades. Os conectores de vínculo foram aplicados na parte posterior da SPM (FIG. 11A) e na parte mais superior da sutura frontonasal (FIG. 11B), determinando vínculos de união nas partes ósseas, significando a criação dos pontos de deslocamento-zero e rotação-zero durante o movimento de expansão palatal conforme descrito por Gautam et al, (2007).

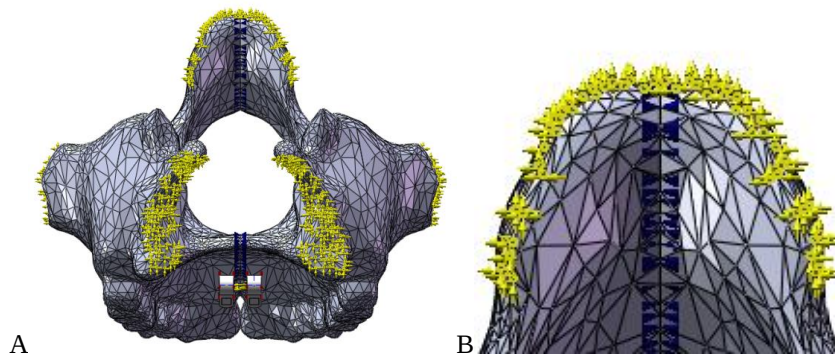


FIG. 9: (A) Áreas suturais que receberam restrições de movimento (setas verdes); em (B) detalhe das restrições aplicadas na sutura frontonasal.

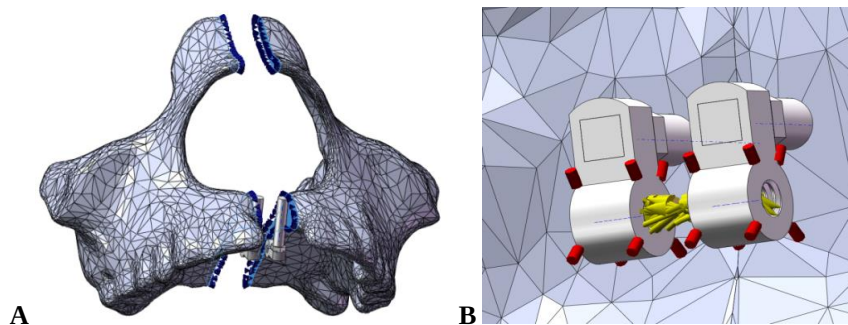


FIG. 10: (A) Aplicação dos conectores elásticos pré-estabelecendo rigidez axial e cisalhante às superfícies corticais da SPM e sutura nasal. E, (B), aplicação de conectores de pino nas paredes cilíndricas das bases de apoio como parte do pré-processamento aplicado.

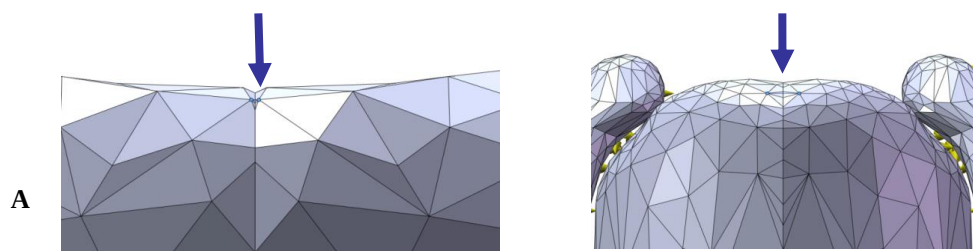


FIG. 11: (A) Criação de conector de vínculo entre os nós mais posteriores da SPM e, **(B)** Criação de conector de vínculo entre os nós mais superiores da sutura nasal.

Na transformação do modelo CAD/EF, devido às definições de posicionamentos (*mates*) do programa SolidWorks não servirem como posicionamento no programa CosmosWorks, foram aplicadas condições para estabelecer novos contatos entre os componentes do modelo 3D da seguinte forma: Contato de não penetração, de superfície para superfície, aplicado nas duas paredes corticais da SPM e da sutura nasal. Este contato permite que as superfícies se aproximem, afastem, girem, mas não se penetrem. Contato de união entre os MI e suas paredes ósseas, adotando-se uma situação de osseointegração para os parafusos. Este contato estabelece que qualquer movimento dos MI seja repassado às paredes ósseas de seus orifícios, sem permissão de movimento relativo entre eles. Contato de união entre os componentes MI e bases de apoio, gerando estabilidade na estrutura do aparelho EPIS, pela presença de um sistema anti-rotacional (cabeça quadrada dos MI). Contato de colagem entre o osso maxilar e o osso nasal e palatino, impedindo a ocorrência de deslocamento de um destes ossos por movimento de corpo rígido.

O modelo 3D agrupado foi importado para o software CosmosWorks e unido tridimensionalmente por EF tetraédricos sólidos, os quais preencheram toda a geometria do modelo. Estes elementos tetraédricos possuem quatro nós em cada canto, unidos por seis linhas, contendo seis nós em cada metade das linhas; portanto, consistindo de dez nós. O deslocamento destes nós apresenta comportamento quadrático, ou seja, sempre positivo, modelando muito bem estruturas geométricas altamente irregulares, como o complexo nasomaxilar. Foi aplicado controle de qualidade de malha ao modelo 3D, com transição automática, com número de loops 3 e fator de tamanho de 0,2 mm. A verificação jacobiana para o sólido foi de nó para nó. O gerador de malhas empregado foi padrão, sendo gerada automaticamente a malha tetraédrica no modelo, dividindo o modelo em 84.975 EF, dimensionados em 2,85 mm, com tolerância de 0,14 mm perfazendo uma média de 147.943 nós e DOF de 443.313 (FIG. 12).

Cada ponto nodal ou simplesmente nó representa uma equação algébrica linear que relaciona as cargas (F) ou deslocamentos (U), impostos nestes nós com os deslocamentos resultantes, podendo determinar tensões e deformações em todo o modelo 3D. Devido à presença de pequenas irregularidades geométricas no modelo, foram realizados aumentos das concentrações de nós e EF, no aparelho EPIS e na interface óssea ao seu redor, para melhor representação dos campos de tensões nestas regiões.

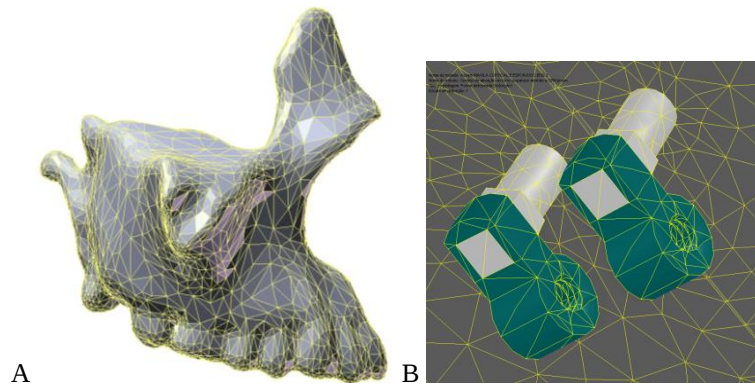


FIG. 12: Malha de EF **(A)** criada no software CosmosWorks, em **(B)** detalhe da qualidade da malha do aparelho EPIS.

O solver ou processamento dos EF propriamente dito foi realizado após a geração da malha de EF. A malha de EF gerada para o modelo geométrico 3D foi apresentada ao solver como um grande número de equações algébricas lineares. Foi usado um solver iterativo, chamado FFEPlus, que resolveu as equações por técnicas numéricas de aproximação. Devido ao alto número de elementos e nós do modelo 3D criado, este solver permitiu mais facilmente a resolução dos cálculos numéricos. Não foi possível estimar um erro de processamento, no entanto, este solver foi empregado por ter se mostrado mais eficiente quanto maior fosse o número de graus de liberdade (DOF). Devido às restrições de movimento aplicadas às suturas zigomático-maxilares, na mesma direção (x) do carregamento aplicado (FT), nenhum movimento de corpo rígido foi detectado pelo solver, não tendo sido necessário o uso de molas suaves ou alívio inercial para equilibrar o modelo 3D.

Para evitar erros de discretização, foram realizadas alterações na malha de EF até se comprovar a convergência do modelo 3D. Com o objetivo de corrigir a distorção dos EF, após algumas gerações automáticas da malha, obteve-se uma plotagem inicial da energia de deformação dos elementos, com o objetivo de gerar resultados mais precisos de tensões. Para definir-se um critério de convergência foi realizada a plotagem da energia total de deformação em vez da energia de von Mises, para ser obtida convergência monotônica, sem platôs locais, evitando o término prematuro do processo de simulação tridimensional. Em seguida, buscou-se avaliar as tensões principais, trativas (σ_1) e compressivas (σ_3), para comparação qualitativa com estudos prévios de extensometria por strain gages.

Resultados

O resultado da plotagem foi obtido em função do carregamento, de 100 N, efetuado no ensaio com o modelo 3D nasomaxilar, o qual recebeu propriedades materiais de uma maxila considerada adulta. A aplicação da carga (F) gerou deslocamento (U) no modelo 3D, ou seja, trabalho; a energia deste trabalho, medida em joules (N-m), foi proporcional ao produto do carregamento, ou seja, ao deslocamento correspondente (Hibbeller, 2004).

Foi observado que a energia dos elementos foi proporcional à força empregada e ao tamanho dos EF, sendo considerada de baixa magnitude por elemento, estando abaixo de 0.004 joules, não sendo necessário maior refino de malha, capacitando o modelo 3D para receber simulações pelo método dos elementos finitos. Desta forma, a simulação tridimensional com condição de carregamento de força transversal (FT), empregada para validar inicialmente o modelo 3D, recebeu semelhante número de EF, com pequena variação, (FIG. 13).

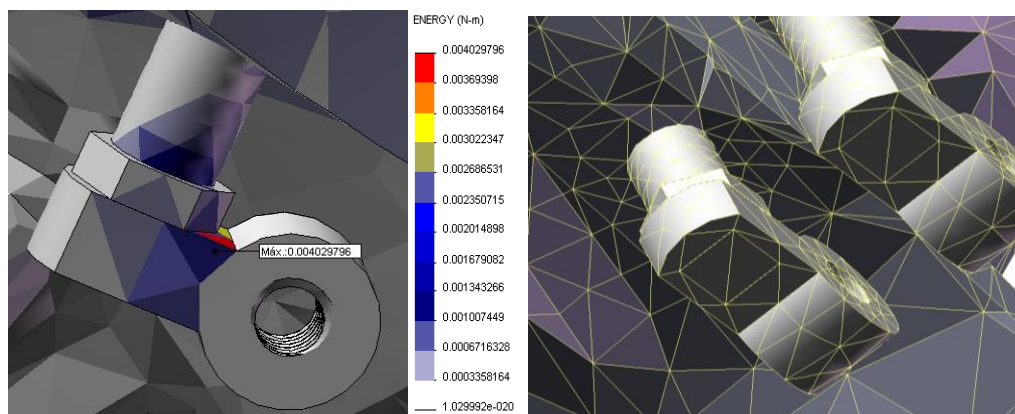


FIG. 13: Plotagem da distribuição de energia total de deformação (ETD) calculada durante os processos de convergência de malhas e na segunda figura a verificação das plotagens da malha obtida após definição do processo de convergência.

Para verificar a aplicabilidade do modelo 3D tornou-se de suma importância sua validação pela comparação com resultados de ensaios de extensometria *in vitro* (Akca, 2002, Zanivan et al, 2010, Nelson Elias et al, 2017), os quais mostraram as áreas ósseas sob domínio de tensões trativas (+) e compressivas (-), durante a expansão palatal. Foi realizado um ensaio preliminar pelo método dos elementos finitos, em um modelo 3D considerado com propriedades ósseas de um indivíduo adulto, com emprego de força transversal (FT) de 100 N, representando uma condição de carregamento extremo, sob acúmulo de forças (Zimring e Isaacson, 1965, Sander et al, 2006). Em seguida foram plotadas as tensões principais σ_1 (+) e σ_3 (-), que melhor representam os sítios de tensões trativas e compressivas, respectivamente, (FIG. 14). Foi realizada sondagem manual dos pontos nodais correspondentes ao posicionamento dos *strain gages* no crânio adulto seco para comparação (Nelson Elias et al, 2017).

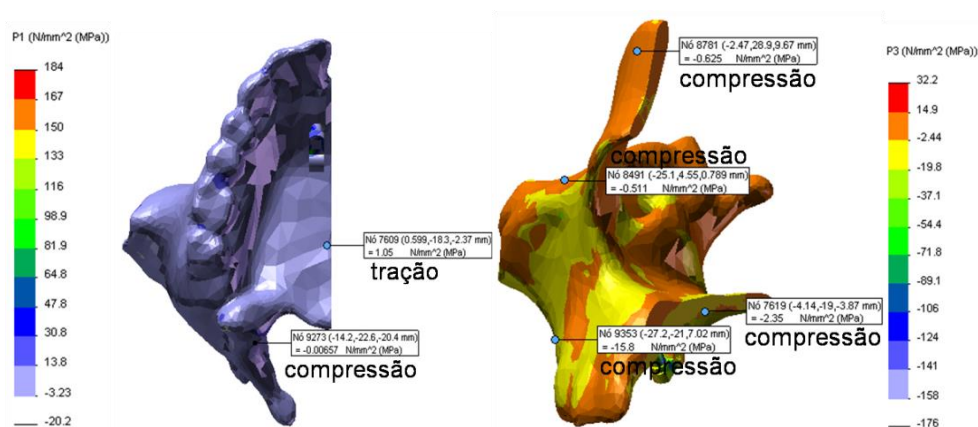


FIG. 14: Plotagem das primeiras tensões principais (σ_1) mostrando os sítios ósseos de colagem de strain gages com resultados de tração (positivas). Na segunda figura a plotagem das terceiras tensões principais (σ_3) mostrando os sítios ósseos de colagem de strain gauges com resultados de compressão (negativas).

Discussão

No estudo da expansão maxilar pelo MEF vem sendo observado, a certo tempo, o uso de modelos 3D com maior numero de EF para obtenção de resultados de tensões mais reais possíveis. Como exemplo temos Iseri et al, (1998) que avaliaram o efeito biomecânico da expansão rápida da maxila sobre o complexo craniofacial utilizando um modelo do esqueleto crânio-facial, obtido por tomografia computadorizada (TC) de um jovem masculino de 12

anos de idade, para tanto, utilizaram um modelo 3D compreendendo 2.270 EF sólidos com 2.120 nós. Schott, (2001), estudou os efeitos biomecânicos da expansão maxilar sobre as estruturas do complexo crânio-facial variando o ponto de aplicação da força de expansão no sentido ântero-posterior.

Jafari et al, (2003), avaliaram o efeito ortopédico da expansão palatal por aparelhos dento-suportados. Para isso, a partir de cortes de TC de um crânio humano jovem, criaram um modelo 3D constituído de 6.951 elementos de casca e elementos lineares quadrilaterais, com 7.357 nós e 440.142 graus de liberdade (DOF). No modelo 3D usado por Jafari et al, (2003), todas as suturas ósseas tiveram as mesmas propriedades físicas do osso cortical ao redor e nenhuma rigidez foi aplicada na SPM para provocar resistência à sua abertura durante a expansão maxilar. Holberg, Steinhauser e Rudzki, (2007), em um estudo para avaliar a expansão maxilar por um aparelho dento-suportado, obtiveram um modelo 3D por escaneamento digital de um modelo plástico de crânio, cópia fiel de um crânio humano de 25 anos de idade e, os cortes cirúrgicos dos modelos foram criados através de operações booleanas de subtração de material. Os modelos consistiram em mais de 50.000 elementos tetraédricos e quase 100.000 nós. Nestes modelos não foram aplicados dados do osso trabecular, para simplificar as operações, contendo apenas as propriedades de osso cortical e a SPM permaneceu aberta, sem restrições à sua abertura. Gautam et al, (2007) criaram um modelo 3D de um crânio humano jovem, obtido por TC digitalizada obtendo um modelo de EF constituído de 108.799 elementos tetraédricos, 193.633 nós, e DOF de 580.899. A SPM foi deixada livre, sem restrições à sua abertura ou qualquer rigidez estabelecida. Da mesma forma, Provaditis et al, (2007), geraram vários modelos 3D de um crânio humano, a partir de tomografia computadorizada, com geometria externa exportada em formato de estereolitografia (STL). Para a transformação CAD/EF foi usado um software desenvolvido por eles mesmos. O aparelho expensor usado foi dento-suportado, desenvolvido 3D pelo software ALGOR 12.10 (Pittsburg, USA). O modelo cranial foi preenchido automaticamente com elementos sólidos e a SPM e o osso ao redor foi preenchido com elementos de casca; a SPM foi considerada aberta com 1 MPa de rigidez ou fechada com 13.7 GPa de rigidez.

No presente estudo a análise linear aplicada para obtenção da plotagem das tensões principais (σ_1 e σ_3), levou em consideração os princípios da estática, observando que a força transversal (FT) aplicada foi de baixa magnitude tal que não alterou a rigidez estrutural das propriedades materiais empregadas no modelo 3D; portanto, a análise considerou a proporcionalidade entre as tensões e deformações geradas. No entanto, a análise linear não levou em consideração que a abertura da SPM significou redução das tensões residuais, portanto, a análise aplicada no presente estudo representou uma aproximação da realidade e os valores das tensões acima do limite de escoamento dos materiais indicam a necessidade de uma análise não linear.

Em modelos 3D de crânios humanos criados para simular a força expansora gerada por aparelhos expansores palatais dento-suportados (Jafari, 2003, Provaditis, 2007, Holberg et al, 2007) mostraram a dissipação das tensões pelos centros de resistência ósseos; detalhe importante foi a manutenção da sutura palatina mediana aberta, sem presença de restrições com a finalidade de observar a dissipação das forças expansoras após o rompimento da sutura, no entanto, em pacientes adultos a sutura palatina mediana apresenta resistência à sua própria abertura (Zimring e Isaacson, 1965). Os modelos 3D criados no presente estudo foram apropriados para o estudo das tensões e deslocamentos resultantes, principalmente pela presença de osso cortical e trabecular, suturas com restrições aos movimentos de translação, estabelecidas precisamente em todas as suas extensões, presença de SPM e sutura nasal com rigidez específica, gerando resistência à sua própria abertura, não sendo necessária mantê-la

aberta, sem rigidez, para ocorrer expansão palatal. A presença de resistência aplicada às paredes corticais da SPM e na sutura nasal utilizadas neste estudo levaram ao aumento das tensões principais avaliadas, podendo ser considerada como uma condição mais próxima da realidade encontrada em maxilas adultas.

Para o estudo dos deslocamentos ósseos resultantes mesmo um pequeno número de EF muitas vezes já seria suficiente, já que os resultados de deslocamentos convergem sempre para um valor finito, no entanto, na avaliação das tensões principais, quanto maior o número de nós e elementos, maior a precisão dos resultados. Nesse sentido, o modelo empregado no presente estudo, contando com alto número de nós e elementos (84.304), foi bem maior que a maioria dos modelos relatados pela literatura pesquisada (Jafari, 2003, Provaditis, 2007, Holberg et al, 2007) representando bem os campos das tensões principais, sendo adequado ao estudo, sobretudo na região do entorno dos MI.

As restrições de movimento, aplicadas às suturas frontomaxilar, frontonasal, zigomáticomaxilar e esfenomaxilares impediram a translação e permitiram a rotação nodal; estas restrições funcionaram como presença física destes centros de resistência ósseos, fazendo parte da simplificação que a análise necessitou para ser realizada, delimitando a área de avaliação e gerando um estudo mais aprofundado da dissipação das tensões nas suturas do complexo nasomaxilar. A SPM e a sutura nasal foram modeladas como faces de superfície reta, simulando íntimo contato entre as paredes corticais suturais. Em uma vista oclusal, o limite posterior da SPM, na área do osso palatino, foi considerado como o ponto de rotação-zero, quando da abertura da SPM e, em uma vista frontal, o ponto de rotação-zero, das metades maxilares, situou-se na altura da sutura frontonasal, no limite entre o osso nasal e o osso frontal. A simplificação do modelo do complexo nasomaxilar facilitou o processamento computacional sobretudo que a grande variabilidade individual não foi importante neste estudo.

Com a especificação de centros ósseos de rotação zero, foi possível observar que o modelo nasomaxilar comportou-se de forma semelhante ao modelo 3D do estudo de Gautam et al, (2007), fornecendo abertura em formato piramidal, de “V” invertido, numa visão frontal e oclusal, com base maior na parte ântero-inferior dos ossos maxilares. Apesar de alguns estudos sobre a expansão maxilar (Jafari et al, 2003, Holberg, et al, 2007) terem deixado a SPM livre, sem restrições de movimento, no presente estudo o pré-estabelecimento de rigidez axial e cisalhante, de acordo com as propriedades do osso cortical adulto, na SPM e nasal, representou muito bem a resistência sutural à sua própria abertura. Devido às superfícies corticais da SPM e da sutura nasal terem resistido a aplicação da força expansora, foi observado aumento das tensões principais no presente estudo.

Os resultados de extensometria validaram o modelo 3D criado, pela coincidência dos locais das tensões trativas e compressivas no complexo nasomaxilar, qualitativamente comprovando que, com a ativação dos aparelhos EPIS são geradas tensões compressivas nos processos zigomáticos, processos ptérigomaxilares, ossos nasais e soalhos das órbitas (Zanivan et al, 2010, Nelson Elias et al, 2017). Nos processos palatinos do osso maxilar são geradas tensões trativas ou mesmo compressivas, dependendo da resistência dos ossos maxilares. No entanto, predominaram as tensões trativas nos pontos nodais próximos da região paramediana da sutura palatina mediana. Esta observação sugere que uma mesma sutura pode responder diferentemente, de acordo com as requisições funcionais e de resistência local, podendo mesmo apresentar sítios trativos e compressivos ao longo da extensão sutural. A observação de tensões principais trativas e compressivas na região paramediana da SPM sugere que a região palatal responde de modo diverso, conforme a

rigidez e resistência óssea encontradas (Gautam et al, 2007), podendo ser altamente influenciadas pelas características individuais como idade e sexo (Faria et al, 2007), contudo, com predominância bem maior das tensões trativas.

Nos ensaios utilizando as tensões principais, as tensões foram dissipadas diretamente para a estrutura óssea próxima da SPM, em sentido trans-medial, ao longo da SPM, em direção aos ossos nasais e aos processos zigomáticos e em sentido póstero-superior, em direção aos processos ptérigo-maxilares. Estas observações, qualitativamente coincidentes com os resultados dos ensaios de extensometria e mostram que a porção superior dos processos pterigóides e os processos zigomáticos são os principais sítios onde predominam tensões compressivas, validando os ensaios realizados pelo método dos elementos finitos. Com o aumento da rigidez e densidade óssea, conforme o aumento da idade do paciente (Zimring e Isaacson, 1965, Prietsch *et al*, 1997), mais difícil torna-se a obtenção da expansão maxilar com abertura da SPM sem auxílio cirúrgico. Desta forma a aplicação de rigidez às superfícies corticais suturais, no presente estudo, foi condição importante no estudo das tensões observadas.

Conclusão

O modelo 3D criado é apropriado para o estudo da expansão palatal implantossuportada e o método criado pode ser empregado para outras pesquisas computacionais na área de biomateriais. As condições de contorno empregadas nas paredes suturais bem como nos demais centros de resistência ao deslocamento expansor, de acordo com as propriedades do osso cortical, representaram muito bem as condições reais encontradas durante a expansão com o aparelho expansor implantossuportado em adultos. Os resultados da simulação computacional validados pelos testes *in vitro* de extensometria óssea mostraram a viabilidade do modelo tridimensional criado e comprovaram a eficiência dos aparelhos expansores implantossuportados para a abertura da sutura palatina mediana.

Bibliografia

Akca, K.; Cehreli, M.C. e Iplikcioglu, H. A comparison of three-dimensional finite elements analysis with *in vitro strain gauge* measurements on dental implants. **Int. Journal of Prosthodontics**. 2002. Mar-Apr; 15(2):115-21.

ASTM F 138-03: Standard specification for wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants, in: **Annual Book of ASTM Standards**. Philadelphia, PA, American Society for Testing and Materials, 2003.

ASTM F 136-06: Standard specification for wrought Ti6Al4V ELI alloy for surgical implant applications, in: **Annual Book of ASTM Standards**. Philadelphia, PA, American Society for Testing and Materials, 2006.

Chaconas, S.J. Caputo, A.A. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. **AJODO**. Dec. 1982; v. 82, n. 6, p. 492-501.

Dalstra, M., Huiskes, R e Van Erning, L. Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone. **Journal of Biomechanics Engineering**. 1995; 117, 272-278.

Faria, R.; Pelógia, F. e Bottino, M.A. Pilares angulados: análise *in vitro* da tensão gerada no osso. **Implant News**. 2007; v.4. n° 6, págs. 719-23.

Garib, D.G., Navarro, R., Francischone, C.E., & Oltramari, P.V.. Rapid maxillary expansion using palatal implants. *J Clin Orthod.* 2008; 42(11),665-71.

Gautam, P. Valiathan, A. and Adhikari, R. Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: A finite element method study. **AJODO.** 2007; 132: 5.e1-5.e11.

Hibbeler, R.C. **Resistência dos Materiais.** 5ª Ed. Ed. Pearson Education. SP. São Paulo. 2004.

Holberg, C.; Steinhäuser, S. e Rudzki, I. Surgically assisted rapid maxillary expansion midfacial and cranial stress distribution. **AJODO.** 2007; 132: 776-782.

Isaacson, R.J., Ingram, A. H. Forces produced by rapid maxillary expansion. Part. II. Forces present during treatment. **Angle Orthod.**, Oct. 1964; v.34, n.4, p. 261-270.

Iseri H, Tekkaya A.E., Oztan O, Bilgic S. Biomechanical effect of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. **Eur. J. Orthod.** 1998; 20: 347–356.

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 método dos elementos finitos study. **Angle Orthod.** 2003; v. 73, n.1, p. 12-20.

Jeon, P.D. Effect of different vertical positions of palatal expansion-screw: Finite element analysis. Cypress, CA, USA 0036. **IADR Confex.**, San Diego. 2002.

Nelson Elias C, Jogaib F.D, Zanivan D.S., Resende Y.F. Extensiometric analysis of strain in craniofacial bones during implant-supported palatal expansion. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017 Dec;76:104-109. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.05.028. Epub 2017 May 25. PMID: 28576607.

Masahiko B. et al.; Prediction of strength and strain of the proximal método dos elementos finitosur by a CT-based finite element method. **Journal of Biomechanics.** 2007; 40:1745-1753.

Mommaerts, M.Y. Transpalatal distraction as a method of maxillary expansion. **British J. Oral Maxillofac. Surg.** 1999; 37: 268-72.

Odenrick, L., Karlander, E. L., Pierce, A. Surface resorption following two forms of rapid maxillary expansion. **Eur. J. Orthodon.** Aug. 1991; v.13, n.4, p. 264-270.

Peterson, J. Wang, Q. and Dechow, P.C. Material properties of the dentate maxilla. **Anat. Record Part A.** 2006; 288A: 962-972.

Prietsch, J. R. e cols. Comportamento do periodonto de sustentação de primatas jovens (*Cebus apella*), submetidos à expansão palatal. **Ortodontia Gaúcha.** Maio-dez. 1997; v.1, n.2, p. 91-103.

Provaditis C. Georgiopoulos, B. Kotinas, A, McDonald J.P. In the método dos elementos finitos modelling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion. **Med. Engineering Physics.** 2007; 29:566-579.

Sander C, Huffmeier S, Sander FM, Sander FG. Initial results regarding force exertion during rapid maxillary expansion in children. **J. Orofac. Orthop.** 2006; 67:19-26.

Schott. K.V. Alterações biomecânicas dos ossos do complexo crânio-facial decorrentes da variação do ponto de aplicação da força de expansão maxilar (método de elementos finitos). **Tese**. UFRJ. Rio de Janeiro. 2001.

Tausche, E. et al. Three dimensional evaluation of surgically assisted implant bone-borne rapid maxillary expansion: a pilot study. **AJODO**. 2007; 131:92-99.

Zanivan, DS. Expansores palatais implanto-suportados. In: **XI Congresso de Odontologia do Espírito Santo, 2006**, Vitória. Expansores palatais implanto-suportados, 2006.

Zanivan DS. Carregamento em expansores palatais implanto-suportados. **Dissertação de Mestrado em Ciência dos Materiais**. Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2008; 169p.

Zanivan, D. S., Pacheco, M. C. T., Costa, H. R. M., Elias, C. N. Avaliação in vitro, in vivo e pelo método dos elementos finitos da expansão palatal implantossuportada. **Revista da Sociedade Paulista de Ortodontia** (Cessou em 1968. Cont. 0030-5944 Ortodontia). 2010;v.43,p.639-647.

Zimring, J. F., Isaacson, R. J. Forces produced by rapid maxillary expansion. Part. III. Forces present during retention. **Angle Orthod**. July 1965; v.35, n.3, p. 178-186.