

ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM MAXILA SUBMETIDA À EXPANSÃO CIRURGICAMENTE ASSISTIDA COM APARELHO ÓSSEO-SUPORTADO

Victor Tieghi Neto, Faculdade de Odontologia de Bauru - USP, e-mail: tieghineto@gmail.com

Pedro Yoshito Noritomi, Prof. Dr. Centro de Tecnologia da Informática Renato Archer, e-mail:

Pedro.noritomi@cti.gov.br

Eduardo Sanches Gonçalves, Prof. Dr. Faculdade de Odontologia de Bauru - USP, e-mail:

eduardogoncalves@usp.br

Resumo: O objetivo foi avaliar, por meio do Método de Elementos Finitos, a distribuição das tensões produzidas pela EMCA nas estruturas maxilares. Metodologia: Foi confeccionado um modelo tridimensional de maxila com osteotomia tipo LeFort I e disjunção pterigomaxilar utilizando aparelho ósseo-suportado simulando abertura de 1mm. Os resultados mostraram maior abertura na região anterior e em menor quantidade na região posterior. A tensão máxima principal (TMXP) mostrou concentração em toda face palatina de pré-molar ao túber maxilar e pilar zigomático acima da osteotomia. A tensão mínima principal se manifestou nas áreas de pilar zigomático e adjacentes as osteotomias, e nos contatos do apoio do aparelho com o osso, assim como no processo pterigoide. A tensão de Von Mises mostrou maior estresse na haste do aparelho. Conclusão: Maior abertura da maxila na região anterior e as tensões transmitidas através do aparelho parecem não ser suficientes para deslocar os dentes.

Palavras chave: Técnica de Expansão Palatina, Análise de Elemento Finito, Análise do Estresse Dentário

1. INTRODUÇÃO

A deficiência transversal de maxila é uma deformidade caracterizada por apinhamentos e rotações dentárias, atresia maxilar, mordidas cruzadas posteriores uni ou bilaterais. Pode ser de origem congênita, quando causada por erupções dentárias anormais e macroglossia, ou adquirida, por meio de hábitos parafuncionais. Exames radiográficos e modelos de estudo podem ser utilizados para auxiliar o diagnóstico, porém o exame clínico parece ser a forma mais adequada para se observar os sinais mais característicos desta deficiência. Seu tratamento pode ser ortodôntico, ortopédico, cirúrgico ou a combinação entre estas modalidades, levando-se em consideração o caso propriamente dito, a idade do indivíduo, grau de maturidade esquelética e associação com outras deficiências. (GONÇALES, 2007).

A Expansão de Maxila Cirurgicamente Assistida (EMCA) é a modalidade em que, após a cirurgia rompe os principais pontos de reforço maxilar, o movimento expansivo é realizado gradativamente por aparelhos dento-suportados, dento-muco-suportados, implanto-suportados ou ósseo-suportados, com efeitos sobre o esqueleto craniofacial, que vão além do simples descruzamento das arcadas. Estes efeitos se refletem na cavidade nasal, na profundidade de sulco gengival dos dentes incisivos centrais, em inclinações dentárias dos dentes de suporte do aparelho expensor e em modificações estéticas em lábio e bases alares. (BISHARA & STALEY, 1987; BAYS & GRECO, 1992; BABACAN, et al. 2006; GONÇALES et al. 2007; ASSIS et al. 2010; GONÇALES et al. 2013)

Mudanças na extensão das osteotomias, que evitam a secção do pilar mais posterior da maxila (pterigoide), no tipo de aparelho expensor utilizado, no ritmo de ativação e na modalidade de tratamento escolhida, têm grande impacto sobre o sucesso e na morbidade. Algumas complicações desse tratamento estão diretamente associadas aos fatores citados anteriormente e podem ser descritas como reabsorções radiculares, inclinações dos dentes de suporte dos aparelhos expansores, extrusões dentárias, expansão inadequada, fraturas ósseas indesejáveis, recessões gengivais e até mesmo a falha na expansão. (BELL & EPKER, 1976; SCHWARZ et al. 1985; BAYS & GRECO, 1992; BASDRA, ZOLLER & KOMPOSH, 1995; BABACAN, et al. 2006; GERLACH & ZAHL, 2005).

O Método de Elementos Finitos (MEF) foi criado para aplicações na engenharia aeroespacial, e ao longo dos anos foi adaptado para uso em biomodelos, possibilitando estudos de partes do corpo humano sob diversas hipóteses. O método fragmenta o modelo de estudo em pequenas partes poligonais finitas (elementos finitos), que se unem por meio de nós formando uma malha. Equações matemáticas aplicadas a estes elementos interligados simulando as hipóteses levantadas fazem com que a resposta possa ser interpretada pelo todo (modelo de estudo). (LOTTI et al. 2006)

Mesmo a EMCA tendo uma linha de pesquisa bem estabelecida, referente a utilização de elementos finitos, pouco se encontra relacionando os efeitos causados pelos aparelhos com suporte dentário quando comparado aos aparelhos de suporte ósseo, assim. O objetivo desse estudo foi avaliar, por meio do método de elementos finitos, o padrão de distribuição de tensões da EMCA, sobre as estruturas maxilares utilizando um aparelho ósseo-suportado.

A hipótese desse estudo propõe uma diminuição da dissipação de tensões nos dentes próximos aos apoios do distrator palatino quando comparados aos aparelhos dento-muco-suportado e muco-suportado, assim como uma dissipação mais uniforme nas estruturas craniofaciais. Levando em conta a disjunção pterigomaxilar, o que clinicamente pode resultar em diminuição dos riscos e efeitos indesejados envolvidos no procedimento, especialmente relacionados aos dentes.

2. METODOLOGIA

2.1. Modelo

Este estudo teve como base o modelo anatômico de maxila preconizado por Assis (2014), o qual foi desenvolvido no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI – Campinas, SP, Brasil) por meio de “*computer aided design*” (CAD) de maxila. Foi utilizado o *software* Rhinoceros 5 (Mcneel North America – USA), responsável por gerar as imagens da maxila considerando os principais pontos anatômicos tomográficos. Todos os procedimentos relacionados com a análise de elementos finitos foram realizados no CTI.

2.2 Características da Amostra

Para esta pesquisa, foi construído modelo de uma hemimaxila considerando-se uma hipótese de simetria, portanto o carregamento e os resultados para os lados esquerdo e direito foram idênticos. Os materiais simulados foram considerados isotrópicos, elásticos, lineares e homogêneos, ou seja, são materiais que possuem as mesmas propriedades quando submetidos a aplicação de forças em todas as direções. O modelo foi composto de osso cortical, dentes, mucosa e aço. As principais propriedades dos materiais simulados estão descritos na tabela 1 abaixo.

Estrutura	Módulo de Young/ Elasticidade (E)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical ¹	17,5 GPa	0,3
Dente ¹	20 GPa	0,3
Mucosa ²	0,2 GPa	0,45
Aço ³	210 GPa	0,3

Tabela 1: Propriedades mecânicas isotrópicas dos materiais simulados. Unidade de medida: GPa (Giga-Pascal).

(¹Cattaneo, Dalstra & Melsen, 2009; ²Lai 2010; ³Callister, 2002). Adaptado de ASSIS 2014

Após a importação da geometria desse modelo anatômico pelo software FEMAP versão 10.2 64 bits (Siemens PLM Software Inc., USA), foi gerada uma malha de elementos finitos com 279.419 elementos tetraédricos e 432.828 nós nas fases de pré-processamento. Em seguida, o modelo foi enviado para a análise matemática no software NEI NASTRAN (Noran Engineering Inc.), cujos resultados foram exportados para o programa FEMAP 10.2, para o pós-processamento.

2.3 Características do aparelho expensor

O aparelho expensor considerado para essa análise foi um distrator ósseo-suportado, ancorado na maxila através de dois parafusos conectados a sua estrutura de apoio em contato com os ossos da mesma. Por se tratar de uma simulação e simplificada, em que o próprio programa estipula os contatos entre as partes, a construção da geometria dos parafusos não considerou a representação das espiras e dos passos de roscas que os compõem. Assim como as roscas que compõem o corpo central do aparelho.

Com relação à geometria das estruturas referentes às partes articuladas do aparelho, essas tiveram que ser alteradas para a aplicação desse modelo de EF. Nesse caso, a estrutura do pino de articulação foi considerada com sua superfície arredondada, já que nos modelos reais essa estrutura tem a extremidade com características poligonais.

Os parafusos de fixação do aparelho no osso da maxila foram posicionados na posição mais neutra possível, com papel principal de estabilização do aparelho, deixando assim a distribuição das tensões para o restante do aparelho.

O aparelho foi posicionado acima da sutura palatina mediana, fixado na região palatina dos ossos da maxila entre o 1º pré-molar e o 1º molar. Foram os únicos dentes posteriores mantidos no modelo, para não carregar excessivamente de informações matemáticas o software, e mantidos como pilares fixos nas maxilas, sem a presença de ligamento periodontal, em condição de anquilose.

2.4 Simulação da expansão

A osteotomia simulada foi a Le Fort I reta, descendente, rompendo o processo zigomático da maxila, além da separação da maxila na direção da sutura palatina mediana e rompimento do processo pterigoide.

Não foi considerado atrito entre os contatos das superfícies nas osteotomias, permitindo que se desloquem livres de atrito, porém limitadas a um deslocamento que simulava um “gap” de corte equivalente a 1 mm. O software “interpreta” que não há interação entre as superfícies separadas pelas osteotomias.

Acima das osteotomias, os modelos foram fixados totalmente no eixo “Z” incluindo as paredes do seio maxilar e também a parte mais posterior do processo pterigoide. A superfície da sutura palatina mediana foi fixada na região correspondente a lamina horizontal do osso palatino na parte posterior (Figura 2).

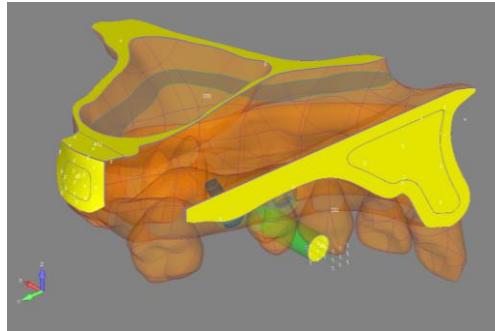


Figura 2: Os eixos direcionais para o deslocamento do modelo no espaço foram definidos como “X” para látero-lateral (horizontal), “Y” para ântero-posterior (horizontal) e “Z” para súpero-inferior (vertical).

A distância estipulada para a ativação do aparelho expansor foi de 1 mm, ou seja, 0,5 mm de expansão para cada hemimaxila. Nessa distância, a tensão máxima de Von Mises do metal do aparelho estaria num valor próximo ao limite convencional de escoamento do aço.

Foi adotada para a análise do modelo com o aparelho ósseo suportado a não linearidade para contemplar grandes deslocamentos em modelos de contatos mais avançados.

2.5 Análise dos Elementos Finitos

Os critérios de interpretação para este estudo seguiram critérios estabelecidos, sendo as análises de tensão von Mises (aplicado para resistência estática de materiais dúcteis) e Tensão Máxima Principal (TMXP) (aplicado para materiais frágeis como as estruturas ósseas).

Os resultados obtidos das distribuições de cargas (tensão principal mínima, tensão principal máxima e tensão de Von Mises) e do deslocamento, foram analisados de forma descritiva por meio de um mapa de escala de cores que representam o valor em MegaPascal (MPa) das tensões exercidas.

3. RESULTADOS

3.1 Padrão de Deslocamento

A quantidade de deslocamento do modelo nos eixos X, Y e Z está representada por campos de distribuição de cores, onde a cor vermelha representa o maior deslocamento e a cor azul escuro o não deslocamento. Essa relação de cores/deslocamento pode ser observada na escala de graduação ao lado das imagens.

O maior grau de deslocamento do modelo pode ser observado na figura 3, mostrando que a parte anterior da maxila na região de incisivos a canino foi o segmento que mais sofreu movimentação durante a simulação. O mapa de cores mostra as regiões em vermelho aquelas que mais sofreram deslocamento, correspondendo a aproximadamente 0,5 mm.

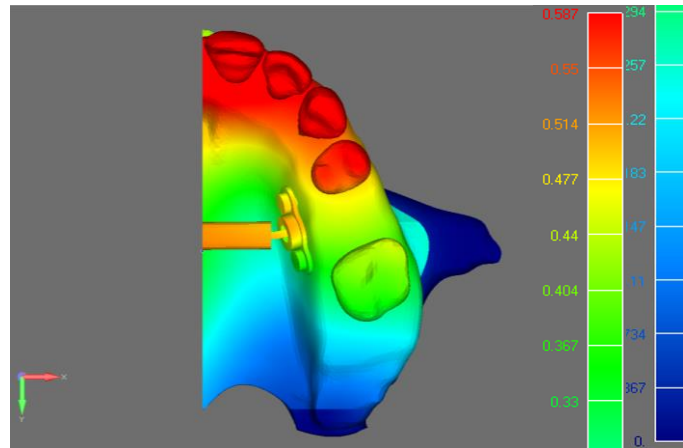


Figura 3: Vista oclusal da análise de deslocamento no eixo X (mm). Deslocamento proposto de 1mm.

3.2 Padrão de distribuição de tensão

Para a avaliação da TMXP foi utilizada graduação do mapa de cor, em que valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos à tensão de compressão. A unidade de mensuração da escala foi MegaPascal (MPa).

As tensões máximas principais evidenciaram as maiores tensões de tração em osso alveolar vestibular, na região de rebordo de pré-molares e molares, correspondente à região de apoio do aparelho expansor. Também foi evidenciada concentração TMXP nas pequenas regiões adjacentes à osteotomia, nas áreas próximas de reforços ósseos como pilar canino, pilar zigomático e sutura pterigomaxilar (Figura 4).

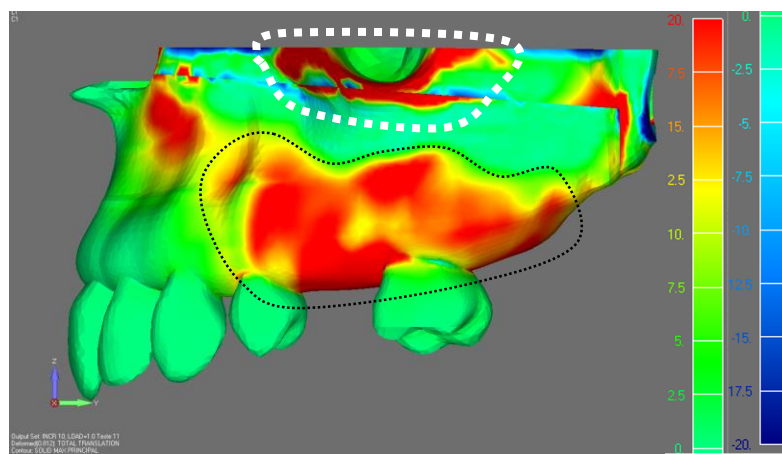


Figura 4: Vista lateral do modelo da Tensão Máxima Principal observada na região de osso alveolar (Pontilhado preto) e ao redor do processo zigomático (Pontilhado branco), em destaque. Escala de -20 a 20 MPa.

Em uma vista transversal, observando a relação do osso alveolar com as raízes dos dentes do modelo, podemos observar uma maior concentração de tensões de tração se dissipando do lado palatino para o lado vestibular através do rebordo alveolar transmitidas, principalmente para raiz palatina do 1º molar e para pequena porção da região cervical dos dentes (Figura 5).

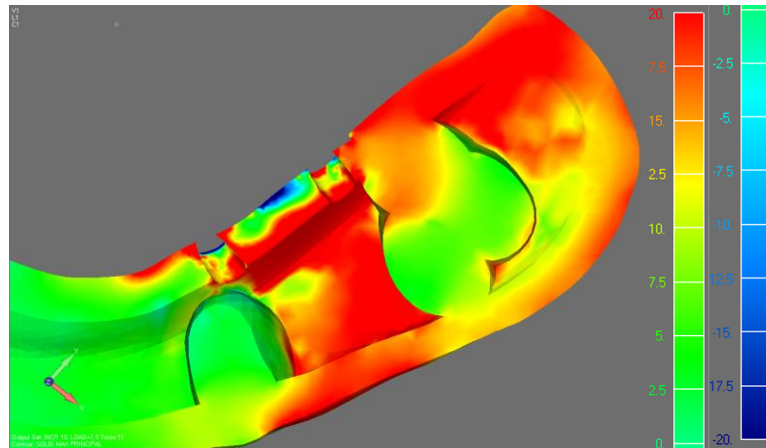


Figura 5: Vista transversal do modelo da Tensão Máxima Principal mostrando a dissipação das tensões através do rebordo alveolar na região posterior. Escala de -20 a 20 MPa.

De forma geral observa-se uma maior tensão na haste do aparelho expansor que faz a conexão do corpo com a parte articular da extremidade (Figura 6).

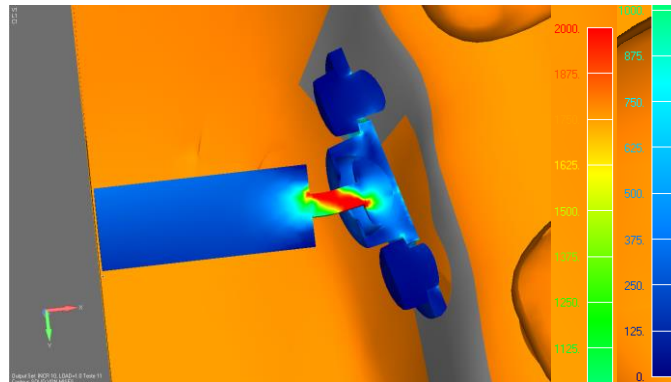


Figura 6: Tensão de Von Mises observada na haste do aparelho expansor. Escala de 0 a 2000 MPa.

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Segundo Haas (1961), a dissipação das forças geradas quando usado um aparelho dento-muco-suportado é feita de uma forma mais uniforme, distribuída pelo osso alveolar, fibras do ligamento periodontal e palato. Sendo assim, é um aparelho de ancoragem máxima, o que gera menos danos aos dentes de suporte do que quando comparado ao aparelho dento-suportado no processo de expansão maxilar.

A literatura mostra que os efeitos indesejados relacionados a EMCA estão diretamente ligados ao padrão de distribuição de forças de tensão exercidas através dos diferentes tipos de aparelhos de distração, para as estruturas maxilofaciais. Essa transmissão de forças geradas pela expansão, quando dissipada através de aparelhos com apoio dentário, pode gerar movimentações indesejadas dos mesmos. (VERSTRAATEN et al. 2010, KOUDSTAAL et al. 2009).

Mais recentemente, Assis et al. (2014) realizaram um estudo utilizando o método de análise de elementos finitos para avaliar a distribuição das tensões nos dentes de apoio do distrator palatino dento-muco-suportado, produzidas durante a EMCA, variando a técnica de osteotomia em 5 modelos virtuais. Em todos os modelos analisados, ocorreu a concentração de tensões, traduzidas por compressão e tração, nos dentes pilares do aparelho. Esta concentração foi dissipada de maneiras distintas pelos ossos da face de acordo com a técnica utilizada. De maneira geral, essas tensões tendem a pressionar os dentes em direção méso-vestibular (pré-molares) e disto-vestibular (molares). Nos modelos onde a simulação da cirurgia não envolvia a disjunção do processo pterigoide, observou-se maior concentração de tensões nos dentes de apoio, deslocando-os em direção vestibular. Da mesma forma, observaram que a osteotomia com degrau produziu maior distribuição de tensões aos dentes, em comparação com a osteotomia linear.

Algumas das vantagens da utilização do MEF em relação as técnicas experimentais em humanos e/ou animais podem ser decorrentes da variabilidade de fatores que podem conduzir ao erro como, inabilidade de calcular precisamente a distribuição de tensão no ligamento periodontal, ocorrência de falhas durante o controle do tipo de movimento dentário, dificuldade de avaliação de todas as fases do movimento e presença de grandes variações individuais dificultando a análise

dos dados. Assim, com a utilização do MEF, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto ou direção, gerando informações relacionadas aos deslocamentos dentários e a quantidade de tensões aplicadas às estruturas dentárias ou tecidos analisados. (LOTTI et al. 2006)

Apesar das limitações do método, ocasionadas pela simplificação dos modelos, os resultados apresentados mostraram coerência com os achados na literatura nos diferentes aspectos analisados, mostrando uma tendência de menor transmissão de tensão para os dentes do rebordo alveolar, consequentemente levando a um menor risco de complicações. Mesmo acreditando na diminuição dos efeitos nas inclinações dentárias, mostrados nesse estudo, é importante ressaltar que tais complicações ainda não estão completamente descartadas com a utilização dos aparelhos ósseo-suportados, como salientado por Koudstaal et al. (2005) e Koudstaal et al. (2009b).

De acordo com a metodologia utilizada e com base nos resultados apresentados, podemos concluir que a transmissão das tensões resultantes da utilização do aparelho expansor ósseo-suportado, parece não ser suficientes para causar deslocamento dentário significativo. A utilização do expansor ósseo-suportado pode ser considerado como uma opção viável em casos extremos onde a movimentação dentária causada pela expansão seja mais crítica. Levando em consideração o posicionamento ideal dos parafusos de ancoragem do aparelho, a parte mais frágil e mais suscetível à falha do sistema fica relacionada a haste que conecta o corpo com a extremidade do distrator.

5. REFERÊNCIAS

- ASSIS DS, XAVIER TA, NORITOMI PY, GONÇALES ES. Finite element analysis of bone stress after SARPE. **J Oral Maxillofac Surg.** Jan; 72(1):167.e1-7. 2014.
- ASSIS DS, RIBEIRO PD JR, DUARTE MA, GONÇALES ES. Evaluation of the mesio-buccal gingival sulcus depth of the upper central incisors in patients submitted to surgically assisted maxillary expansion. **Oral Maxillofac Surg.** 2010.
- BABACAN H, SOKUCU O, DORUK C, AY S. Rapid maxillary expansion and surgically assisted rapid maxillary expansion effects on nasal volume. **Angle Orthod.** 2006; 76(1): 66–71.
- BASDRA EK, ZOLLER JE, KOMPOSH G. Surgically assisted rapid palatal expansion. **J Clin Orthod.** 1995; 29(12):762-766.
- BAYS RA, GRECO JM. Surgically assisted rapid palatal expansion: an outpatient technique with long-term stability. **J Oral Maxillofac Surg.** 1992; 50(2):110-113.
- BELL WH, EPKER BN. Surgical-orthodontic expansion of the maxilla. **Am J of Orthod.** 1976; 70(5): 517-528.
- BISHARA SE, STALEY RN. Maxillary expansion: clinical implications. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** 1987; 91(1): 3-14.
- GERLACH KL, ZAHL C. Surgically assisted rapid palatal expansion using a new distraction device: report of a case with an epimucosal fixation. **J Oral Maxillofac Surg.** 2005; 63:711-713.
- GONÇALES E; FERREIRA - JUNIOR O; CARVALHO PSP. Finite element analysis of stress distribution in anchor teeth in surgically assisted rapid palatal expansion. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 42, p. 1093-1099, 2013.
- GONÇALES ES, ASSIS DSFR, CAPELOZZA ALA, ALVARES LC. Estudo radiográfico digital indireto do efeito da expansão de maxila cirurgicamente assistida (EMCA) sobre o septo nasal. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial.** 2007; 12(5):85-91.
- HASS AJ. Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. **Angle Orthod.** 1961;31(2):73-90.
- KOUDSTAAL MJ, POORT LJ, VAN DER WAL KGH, WOLVIUS EB, PRAHL-ANDRESEN B, SCHULTEN AJM. Surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME): a review of the literature. **Int J Oral Maxillofac Surg.** 2005; 34:709 - 714.
- KOUDSTAAL MJ, WOLVIUS EB, SCHULTEN AJM, HOP WCJ, VAN DER WAL KGH. Stability, tipping and relapse of bone-borne versus tooth-borne surgically assisted rapid maxillary expansion; a prospective randomized patient trial. **Int. J. Oral Maxillofac.Surg.** 2009b; 38: 308–315.
- LOTTI RS, MACHADO AW, MAZZIEIRO ET, LANDRE JÚNIOR J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial.** 2006; 11(2):35-43
- SCHWARZ GM, TRASH, WJ, BYRD DL, JACOBS, JD. Tomographic assessment of nasal septal changes following surgical-orthodontic rapid maxillary expansion. **Amer J Orthod**, 1985; 87(1)39-45.
- VERSTRAATEN J, KUIJPERS-JAGTMAN AM, MOMMAERTS MY, BERGE SJ, NADA RM, SCHOLS JGJH. A systematic review of the effects of bone-borne surgical assisted rapid maxillary expansion. **Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery.** 2010; 38, 166-174.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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