

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE**

Carina Abrantes Schmitberger

**Miniplaca de Titânio para Utilização do Aparelho Extrabucal com Sustentação
Esquelética: Desenvolvimento e Estudo com Método dos Elementos Finitos**

JUIZ DE FORA
2019

Carina Abrantes Schmitberger

Miniplaca de Titânio para Utilização do Aparelho Extrabucal com Sustentação Esquelética: Desenvolvimento e Estudo com Método dos Elementos Finitos

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em saúde, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial a obtenção do grau de Mestre em Saúde, área de concentração Saúde Brasileira.

Orientador: Prof.Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral

JUIZ DE FORA

2019

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Abrantes Schmitberger, Carina.

Miniplaca de Titânio para Utilização do Aparelho Extrabucal com Sustentação Esquelética: Desenvolvimento e Estudo com Método dos Elementos Finitos / Carina Abrantes Schmitberger. -- 2020. 67 p.

Orientador: Robert Willer Farinazzo Vitral

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Medicina. Programa de Pós-Graduação em Saúde Brasileira, 2020.

1. Aparelhos de Tração Extrabucal. 2. Análise de Elementos Finitos. 3. Má Oclusão de Angle Classe II. I. Willer Farinazzo Vitral, Robert, orient. II. Título.

Carina Abrantes Schmitberger

**Miniplaca de Titânio para Utilização do Aparelho Extrabucal com Sustentação
Esquelética: Desenvolvimento e Estudo com Método dos Elementos Finitos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em saúde, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial a obtenção do grau de Mestre em Saúde, área de concentração Saúde Brasileira.

Aprovada em: ____/____/____

Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral

Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos
Universidade Federal de Juiz de Fora
1º Avaliador

Prof. Dr. Sergio Luiz Mota Junior
Universidade Federal do Rio de Janeiro
2º Avaliador

Dedico este trabalho aos meus pais João Luiz e Rita de Cássia, a minha irmã Poliana e ao meu esposo Gustavo.

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Ao meu orientador, Prof. Robert Willer Farinazzo Vitral, pela dedicação, pelo exemplo de competência e por toda a exigência que me fez crescer no profissional e pessoal.

Ao Prof. Marcio José da Silva Campos por sempre estar presente, ajudando de forma efetiva em todos os momentos que precisei.

Ao Prof. Sergio Luiz Mota Júnior, pelo incentivo constante, pela amizade e por todas as contribuições diretas ao desenvolvimento deste estudo.

Após 7 anos juntos, existe muito de vocês em mim, serei eternamente grata.

Ao Pedro Yoshito Noritomi e a todos os envolvidos do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, pela parceria que viabilizou a realização.

Aos meus pais e minha irmã que sempre apoiaram minhas escolhas e me deram suporte para realiza-las.

Ao meu esposo por toda a paciência e companheirismo nos momentos ausentes em busca desde objetivo.

A todos os funcionários da UFJF, em especial aos da Faculdade de Odontologia e Programa de Pós-graduação em Saúde.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi desenvolver uma miniplaca de titânio para a utilização do Aparelho Extrabucal com sustentação esquelética e identificar e comparar, utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF), os padrões de distribuição das tensões realizadas nas suturas por duas formas de sustentação do arco interno do Aparelho Extrabucal (AEB) com tração cervical. Os ossos do crânio, os dentes, o ligamento periodontal, 9 suturas e o AEB foram modelados; e 2 modelos distintos foram simulados com diferentes formas de encaixe do arco interno. O modelo número 1 simulou o arco interno fixado ao centro geométrico da face vestibular do primeiro molar, o modelo 2 simulou o arco interno sustentado por uma miniplaca, com formato de “Y”, fixada ao processo zigomático da maxila. Condições de contorno foram impostas aos modelos: simetria bilateral, direcionamento da força e área de engastamento. O comportamento mecânico das estruturas representadas foi determinado com propriedades específicas de cada material e uma força de 500 gramas foi aplicada na extremidade do arco externo do AEB no sentido posterior, formando 25° com o plano oclusal, na direção da tração cervical. Os modelos foram analisados matematicamente e o resultado visualizado no *software HYPER VIEW 2017*. As tensões realizadas nas suturas, após a simulação da força realizada pelo AEB, foram semelhantes nos dois modelos. A utilização do AEB com miniplaca promove nas suturas, o mesmo padrão de distribuição das forças promovido pelo AEB apoiado nos primeiros molares permanentes.

Palavras- chave: Má Oclusão de Angle Classe II. Aparelhos de Tração Extrabucal. Análise de Elementos Finitos.

ABSTRACT

The purpose of the present study was to develop a titanium miniplate for the use of the skeletally supported Extraoral Traction Appliances and to identify and compare, using the Finite Element Method (FEM), the stress distribution patterns performed in the sutures by two forms of support inner arch of the Extraoral Traction Appliance with cervical traction. Skull bones, teeth, periodontal ligament, 9 sutures and Extraoral Traction Appliances were modeled; and 2 different models were simulated with different internal arc fitting shapes. Model number 1 simulated the inner arch fixed to the geometric center of the buccal face of the first molar, model number 2 simulated the inner arch supported by a “Y” miniplate fixed to the zygomatic process of the maxilla. Boundary conditions were imposed on the models: bilateral symmetry, force direction and crimp area. The mechanical conduct of the structures represented was determined with specific properties of each material and a force of 500 grams was applied to the outer arch end of the Extraoral Traction Appliances posteriorly, forming 25° with the occlusal plane, towards the cervical traction. The models were analyzed mathematically and the result visualized in the HYPER VIEW 2017 software. The stresses performed on the sutures after the Extraoral Traction Appliances force simulation were similar in both models. The use of Extraoral Traction Appliances with miniplate, promotes in the sutures, the same pattern of force distribution promoted by the Extraoral Traction Appliances supported on the first permanent molars.

Keywords: Malocclusion Angle Class II. Extraoral Traction Appliances. Finite Element Analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Movimento da maxila para frente e para baixo, resultado do crescimento dos tecidos moles adjacentes e da aposição óssea.....	12
Figura 2 - Interação biomecânica no AEB	15
Figura 3 - Malha de elementos finitos do primeiro molar superior	18
Figura 4 - Esquema representando um elemento tetraédrico quadrático com nós em suas arestas e vértices.....	18
Figura 5 - Modelo de elementos finitos apresentando escala de cores para interpretação dos resultados após simulação computacional	19
Figura 6 - Distribuição das tensões usando o AEB com tração cervical (20 graus a baixo do nível oclusão) com força de 5 e 10 N.....	21
Figura 7 - Modelo número 1, AEB com arco interno fixado ao centro geométrico da face vestibular do primeiro molar	27
Figuras 8A e 8B - Modelo número 2, AEB com arco interno fixado em uma miniplaca de titânio com formato de “Y”	28

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Propriedades mecânicas atribuídas às estruturas do modelo geométrico	29
--	-----------

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEB	Aparelho Extrabucal
CAD	Computer Aided design
CTI	Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer
g	Gramas
°	Grau
Kg	Quilogramas
MEF	Método dos Elementos Finitos
mm	Milímetros
Mpa	MegaPascal (unidade de tensão/pressão – N/mm ²)
N	Newtons (unidade de força)
%	Porcentagem

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	12
2.1 CRESCIMENTO MAXILAR	12
2.2 APARELHO EXTRABUCAL	13
2.2.1 Efeitos Ortopédicos do Aparelho Extrabucal	13
2.2.2 Movimentação Dentária com o Aparelho Extrabucal	15
2.3 MINIPLACA ESQUELÉTICA	16
2.4 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	17
3 PROPOSIÇÃO	25
3.1 DESENVOLVER UM DISPOSITIVO ACESSÓRIO À MINIPLACA QUE - POSSIBILITE A UTILIZAÇÃO DO AEB COM SUSTENTAÇÃO EXCLUSIVAMENTE ESQUELÉTICA	25
3.2 IDENTIFICAR O PADRÃO DE DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES REALIZADAS PELO DISPOSITIVO DESENVOLVIDO NAS SUTURAS MAXILARES (PALATINA MEDIANA, ZIGOMATICOMAXILAR, ESFENOZIGOMÁTICA, FRONTOMAXILAR, ZIGOMATICOFRONTAL, ZIGOMATICOTEMPORAL, NASOMAXILAR, INTERNASAL E FRONTONASAL) UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	25
4 METODOLOGIA	26
5 ARTIGO	29
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	43
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	44
ANEXO A - Parecer do comitê de ética em pesquisa	49
ANEXO B - Depósito do pedido de patente	50

1 INTRODUÇÃO

A maloclusão Classe II é caracterizada por uma discrepância maxilo-mandibular anteroposterior de origem dentária e/ou esquelética com incidência de 35% a 42% dos casos clínicos (PROFFIT e FIELDS, 2002). Para a correção da maloclusão Classe II esquelética existem aparelhos, como Frankel, Balters, Bionator, Pendex e o Aparelho Extrabucal (AEB) (HARVOLD e VARGERVIK, 1971; BAUMRIND et al, 1983; DEVINCENZO E WINN, 1989; GHAFARI et al, 1998; KREY e DANNHAUER, 2012; BOCK, BREMEN e RUF, 2010).

O AEB pode ser utilizado no tratamento da Classe II esquelética e/ou dentária. Quando utilizado para correção da Classe II esquelética, temos como principal efeito ortopédico a restrição do crescimento maxilar (BAUMRIND, 1979), modificando o padrão de aposição óssea nas suturas e restringindo o crescimento para frente e/ou para baixo. Desta forma, a correção da Classe II esquelética é obtida pelo crescimento natural da mandíbula, enquanto o crescimento da maxila é restrito (PROFFIT e FIELDS, 2002). Porém, efeitos dentários também são observados, como a extrusão e inclinação dos primeiros molares superiores resultando em rotação da mandíbula no sentido horário e aumento do terço inferior da face, o que é prejudicial em muitos casos (ARMSTRONG, 1971; BROWN, 1978; BLUEHER, 1959).

O primeiro registro do uso de uma placa óssea cirúrgica para ancoragem ortodôntica foi em 1985 (JENNER e FITZPATRICK, 1985), e em 1999 foi desenvolvido o sistema de placas e parafusos em titânio puro (UMEMORI et al, 1999). O seu uso foi concebido, inicialmente, para distalização de molares inferiores, entretanto, ganhou popularidade a partir da demonstração de sua aplicabilidade no tratamento da mordida aberta anterior por meio da intrusão de molares (UMEMORI et al, 1999).

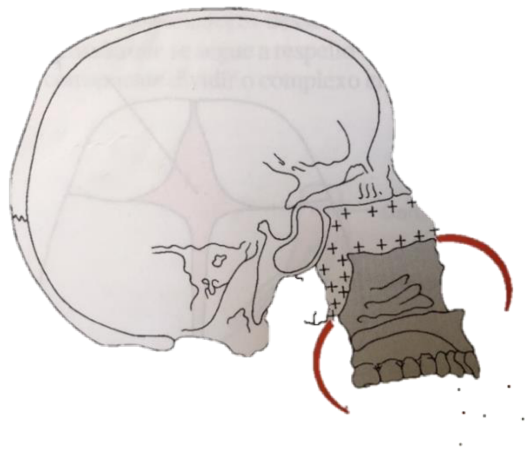
Assim, o presente estudo, teve como objetivo desenvolver uma miniplaca de titânio para a utilização do Aparelho Extrabucal com sustentação esquelética. Identificou e comparou o padrão de distribuição das tensões realizadas nas suturas pelo AEB com tração cervical apoiado nos primeiros molares permanentes e pelo AEB apoiado em uma miniplaca fixada ao processo zigomático da maxila.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CRESCIMENTO MAXILAR

O crescimento maxilar ocorre de forma generalizada até aproximadamente 5 anos, após esse período, o crescimento ocorre especificamente por áreas (ENLOW, 1993). Segundo Snodell, Nanda e Currier (1993) a maxila atinge 98% da sua dimensão final aos 12 anos, sendo o maior crescimento no sentido transversal no período de 7 a 11 anos. O crescimento maxilar ocorre por duas maneiras, por aposição óssea nas suturas que articulam a maxila ao crânio e por remodelação superficial. À medida que o crescimento dos tecidos moles adjacentes leva a maxila para frente e para baixo, abrindo espaço na conexão sutural, novo osso é adicionado em ambos os lados das suturas, promovendo um crescimento por aposição óssea nas suturas. Com o crescimento por aposição nas suturas, a maxila é reposicionada para baixo e para frente em relação à base do crânio (Figura 1) (PROFFIT e FIELDS, 2002; ENLOW, 1993).

Figura 1 - Movimento da maxila para frente e para baixo, resultado do crescimento dos tecidos moles adjacentes e da aposição óssea.



Fonte: PROFFIT, W. R.; FIELDS JUNIOR, H. W. **Ortodontia contemporânea**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.

2.2 APARELHO EXTRABUCAL

O AEB foi usado pela primeira vez em 1800, porém, durante o século XX, foi abandonado junto com o tratamento da dentição mista, pois eram considerados desnecessários (PROFFIT e FIELDS, 2002). Foi com os estudos de Kloehn em 1953 que o AEB se tornou amplamente conhecido.

O AEB é indicado para correção da maloclusão Classe II tanto dentária como esquelética (RICKETTS, 1960). É composto por um arco interno e outro externo, unidos entre si em seus respectivos centros. As extremidades do arco interno encaixam-se em tubos soldados em anéis previamente adaptados e cimentados aos primeiros molares superiores e sua parte central deve estar afastado de 5 a 8 mm das faces vestibulares dos incisivos superiores (FERREIRA, 2004). A direção da força do aparelho é proporcionada por elásticos ou molas de tração ligadas a uma tala com apoio cervical, parietal ou occipital, que partem da extremidade do arco externo. A escolha do tipo de tração do AEB é baseada no padrão facial do paciente (BARTON, 1972., JACOBSON, 1979., FIELDS, PROFFIT e PHILLIPS, 1984).

Os principais efeitos do AEB são a distalização de molares, a restrição do avanço maxilar e a redução do overjet (TULLOCH, PROFFIT e PHILLIPS, 1997; BAUMRIND, 1979; ANTONARAKIS e KILLIARIDIS, 2014).

A força deve ser de 350 a 450 gramas, pois forças extremamente pesadas são traumáticas e forças leves podem produzir mudanças dentárias e não esqueléticas, apesar de afirmarem que efeitos dentários devem ser esperados independentemente da força aplicada. Segundo Langlade (1993), para produzir movimentação ortodôntica, utilizam-se forças leves e para gerar alterações ortopédicas, utilizam-se forças pesadas, sendo as forças leves de 180 a 350 gramas e as pesadas de 600 a 1000 gramas. Kloehn defendeu o período de dentição mista como a época ideal de utilização e enfatizou a importância de controlar a direção de aplicação da força (KLOEHN, 1953).

2.2.1 Efeitos Ortopédicos do Aparelho Extrabucal

Os efeitos da utilização do AEB são motivos de controvérsias entre autores. Para alguns autores, os efeitos em crianças se limitam às movimentações dentárias, com efeito exclusivamente ortodôntico (KLOEHN, 1947; GRABER, 1955; NEWCOMB, 1958; GIANELLY e VALENTINI, 1976). Para outros todo o complexo maxilar sofre alterações

ortopédicas, inibindo seu crescimento anterior, além de alterações dentárias (BLUEHER, 1959; HANES, 1959; RICKETTS, 1960; WIESLANDER e BUCK, 1974; BROWN, 1978) e ainda existem os autores que defendem o deslocando efetivo de toda a maxila distalmente (BAUMRIND et al, 1979).

Kloehn em 1947, observou que durante o crescimento e desenvolvimento normais os dentes e o ossos alveolares superiores se deslocavam para frente, então ele utilizava o AEB com a intenção de impedir este movimento nos pacientes Classe II, para que a mandíbula e a face crescessem favoravelmente, até alcançarem uma boa relação com a maxila.

Para Proffit e Fields (2002) é possível restringir o deslocamento ântero- inferior da maxila empregando forças opostas às forças naturais que separam as suturas, sendo as suturas zigomaticomaxilar, pterigomaxilar, frontomaxilar e frontozigomática as mais afetadas pelo uso do AEB. O AEB aplica forças opostas às forças naturais que separam as suturas, minimiza a aposição óssea e por isso restringe o crescimento para frente. Desta forma, a correção da Classe II é obtida pelo crescimento normal da mandíbula para frente, enquanto o crescimento semelhante da maxila é restrito, do modo que o crescimento mandibular é uma parte necessária para o resultado do tratamento (PROFFIT e FIELDS, 2002).

Para ser eficaz na restrição do crescimento o aparelho deve ser utilizado por, no mínimo, 12 horas diárias, sendo o início da noite um momento importante de uso, pois a liberação do hormônio de crescimento ocorre nesse período (PROFFIT e FIELDS, 2002). Seu uso diário, a fim de corrigir discrepâncias esqueléticas de pacientes em crescimento, resulta em significativa melhora em aproximadamente seis meses (FIROUZ, ZERNIK e NANDA, 1992). O crescimento craniofacial dos meninos apresenta um maior componente de força anterior do que o das meninas, por este motivo, o tratamento com tração extrabucal deve ser realizado por um maior número de horas por dia em meninos do que em meninas (BLUEHER, 1959).

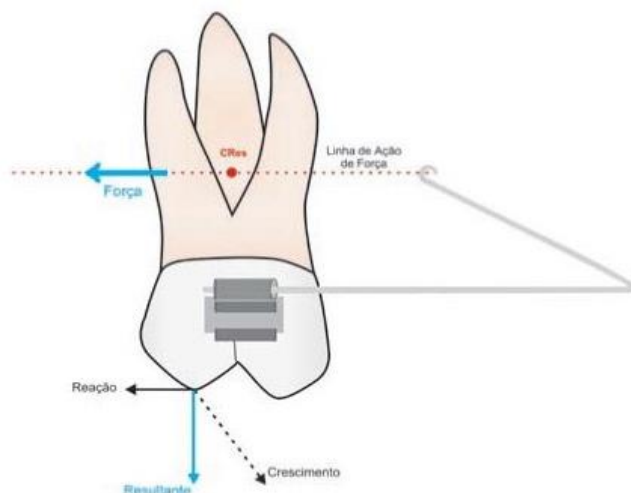
Com o objetivo de avaliar as alterações causadas pelo uso do AEB de tração cervical, Kirjavainen e colaboradores em 2000 avaliaram o tratamento de 20 meninos e 20 meninas com protrusão maxilar e Classe II de Angle. A idade médias das crianças participantes foi de 9,3 anos e o tempo médio de tratamento de 1,8 anos. Análises cefalométricas, ao final do tratamento, mostraram uma redução do SNA de 1,7° nos meninos e de 2,1° nas meninas; do ANB de 2,2° nos meninos e 2,8° nas meninas e um aumento do SNB de 0,8° nos meninos e 0,7° nas meninas. Os autores concluíram que o

AEB proporciona um controle do crescimento da maxila melhorando a relação maxilomandibular. Gandini e colaboradores em 2001 encontraram em 45 pacientes Classe II submetidos ao tratamento com AEB cervical, uma redução de $0,58^\circ$ no SNA; de $0,81^\circ$ no ANB; de 0,44mm na medida Wits e um aumento de $0,23^\circ$ no SNB.

2.2.2 Movimentação dentária com o aparelho extrabucal

Centro de resistência é o termo usado na biomecânica ortodôntica para descrever o centro de massa ou de gravidade do elemento dentário (SMITH e BURSTONE, 1984). No primeiro molar superior, o centro de resistência se encontra na região de trifurcação dessas raízes (FIROUZ, ZERNIK e NANDA, 1992 e MARUO et al. 2016). O movimento do molar com o uso do AEB depende do vetor de força produzida pelo aparelho e sua relação com o centro de resistência (Figura 2) (SMITH e BURSTONE, 1984). A linha de ação da força passa pela extremidade do arco externo até o ponto de tração extra bucal, que pode ser cervical, alta ou combinada. Dessa forma, o direcionamento da força varia com a posição do arco externo, pelo comprimento do arco externo e por sua angulação. (JACOBSON, 1979, SHIMIZU et al., 2004).

Figura 2 - Interação biomecânica no AEB. Ponto vermelho na trifurcação das raízes: Centro de Resistência. Linha pontilhada em vermelho: Linhas de Força saindo da extremidade do arco externo. Linhas em azul: Centros de Rotação, representando a resultante da força exercida após interação entre o Centro de Resistência com a Linha de Força.



Fonte: MARUO, I.T. et al. Tridimensional finite element analysis of teeth movement induced by different headgear forces. *Prog Orthod*. v. 17, n. 18, p. 1-9, 2016.

Rotação é um tipo de movimento que ocorre quando a força é aplicada fora do centro de resistência do elemento. A inclinação é o termo utilizado para descrever o movimento de rotação em que a coroa vai para uma direção e a raiz para outra (JACOBSON, 1979).

A utilização do AEB tendo o primeiro molar superior como ancoragem proporciona a inclinação para distal o que aumenta a possibilidade de impactação do segundo molar permanente (SHIMIZU et al., 2004). A tração baixa, ou cervical, é a ancoragem extra bucal mais utilizada. Com ela existe a tendência à extrusão dos molares, rotação da mandíbula no sentido horário e aumento do terço inferior da face (ARMSTRONG, 1971; BROWN, 1978; BLUEHER, 1959). Segundo Ferreira (2004), a tração cervical é indicada para pacientes braquicefálicos onde o padrão de crescimento é horizontal, e sua utilização melhora o padrão facial desses pacientes por gerar o efeito de extrusão dentária. Um ponto desfavorável na utilização da tração baixa é a forte inclinação produzida no dente suporte, uma vez que dentes inclinados tendem a se verticalizar no período pós-tratamento de acordo com a posição do ápice de suas raízes (RICKERTS, 1960). A tração horizontal ou occipital diminui a possibilidade de extrusão dos molares e os distaliza alterando menos a altura facial inferior do paciente. Quando a tração é alta ou parietal observa-se restrição no crescimento vertical indesejável, não aumentando a altura facial anterior e podendo intruir molares (BROWN, 1978; KOPECKY e FISHMAN, 1993).

Além disso, outro ponto desfavorável na utilização da tração baixa é a forte tendência a recidiva, uma vez que dentes inclinados tendem a se verticalizar no período pós-tratamento de acordo com a posição do ápice de suas raízes (RICKERTS, 1960).

2.3 MINIPLACA ESQUELÉTICA

O primeiro registro do uso da miniplaca esquelética foi em 1985 e em 1999 foi desenvolvido o sistema de placas e parafusos em titânio puro (HUANG et al, 2012). O seu uso foi concebido, inicialmente, para distalização de molares inferiores, entretanto, ganhou popularidade a partir da demonstração de sua aplicabilidade no tratamento da mordida aberta anterior por meio da intrusão de molares. (UMEMORI et al, 1999).

Quando comparada a miniplaca apresenta vantagens por suportar forças mais intensas, por possuir maior estabilidade e por permitir a movimentação dos dentes adjacentes ao implante no sentido ânteroposterior. Em contrapartida, a miniplaca requer cirurgia de instalação e remoção mais invasivas, têm custo mais altos e apresenta maior risco de infecções (HUANG et al, 2012).

O formato da miniplaca varia com a área de instalação, na maxila, as placas em forma de “Y” ou de “T” são mais usadas, pois são facilmente contornadas ao redor do osso, evitando as áreas dos seios maxilares. Pode ser instalada no processo zigomático da maxila por ser uma estrutura óssea sólida e uma distância segura das raízes dos molares superiores (ERVERDI, ACAR, 2005).

Huang et al em 2012, investigaram o estresse ósseo por análise de elementos finitos em diferentes tipos de miniplacas, variando formato, números de parafusos, comprimento dos parafusos e grandezas de força. Concluíram que o estresse é mais alto com as placas do formato I, seguidas das placas do tipo L, do tipo Y e do tipo T. Concluíram também que o estresse ósseo diminui conforme o número de parafusos aumenta, mas não varia com comprimento do parafuso, o estresse aumenta à medida que a espessura do córtex diminui e proporcionalmente à magnitude da força.

2.4 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

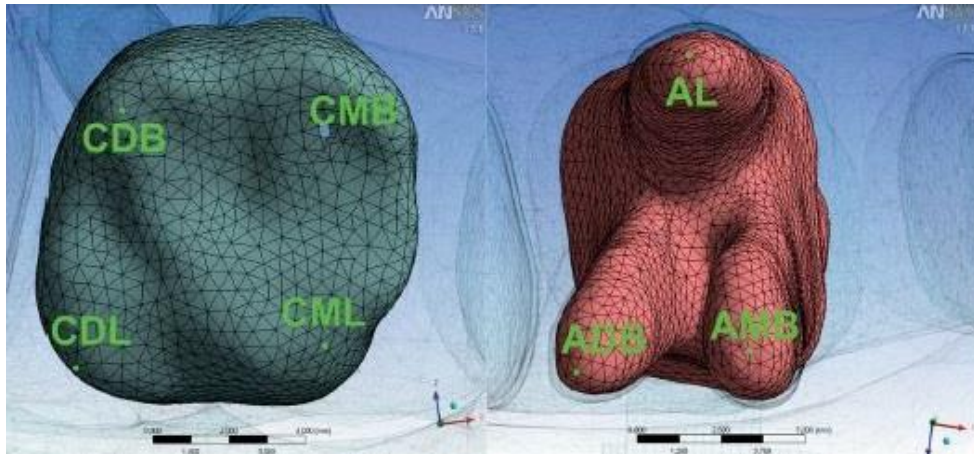
Através do Método dos Elementos Finitos é possível reproduzir estruturas complexas e seus sistemas de força. Equações matemáticas são aplicadas sobre o modelo computacional, simulando o deslocamento e a distribuição das tensões (KNOP et al, 2015).

Para se realizar uma simulação computacional através do MEF, a geometria da estrutura que se deseja estudar deve ser desenhada graficamente, no caso de pesquisas na área da odontologia, a morfologia deve ser baseada em imagens de tomografias computadorizadas, crânios secos ou dentes extraídos (KNOP et al, 2015). As estruturas modeladas são divididas em elementos finitos, suas propriedades mecânicas e comportamentos determinados, as cargas aplicadas, os cálculos das tensões e do deslocamento entre os elementos realizados e por último, os resultados são interpretados (COOK, MALKUS e PLESHA, 1989).

O modelo é fragmentado em pequenos elementos denominados elementos finitos (GAUTAM, VALIATHAN e ADHIKARI, 2009). Esses elementos são conectados

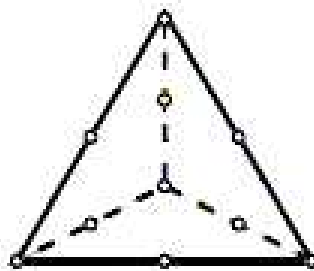
em suas extremidades por nós, formando uma malha (figura 3). Os elementos podem assumir várias formas, sendo os elementos tetraédricos e hexaédricos os mais comuns (figura 4) (PENEDO et al., 2010). Os nós são os responsáveis por transferir as informações entre todos os elementos (KNOP et al, 2015). Segundo Holberg, Holberg e Rudzki-Janson (2008) quanto maior o número de fragmentos, mais preciso e detalhado é o modelo.

Figura 3 - Malha de elementos finitos do primeiro molar superior.



Fonte: MARUO et al. Tridimensional finite element analysis of teeth movement induced by diferent headgear forces. **Progress in Orthodontics**. v. 17, n. 18, p.1-9, Jun. 2016.

Figura 4- Esquema representando um elemento tetraédrico quadrático com nós em suas arestas e vértices.



Fonte: MARUO et al. Tridimensional finite element analysis of teeth movement induced by diferent headgear forces. **Progress in Orthodontics**. v. 17, n. 18, p.1-9, Jun. 2016.

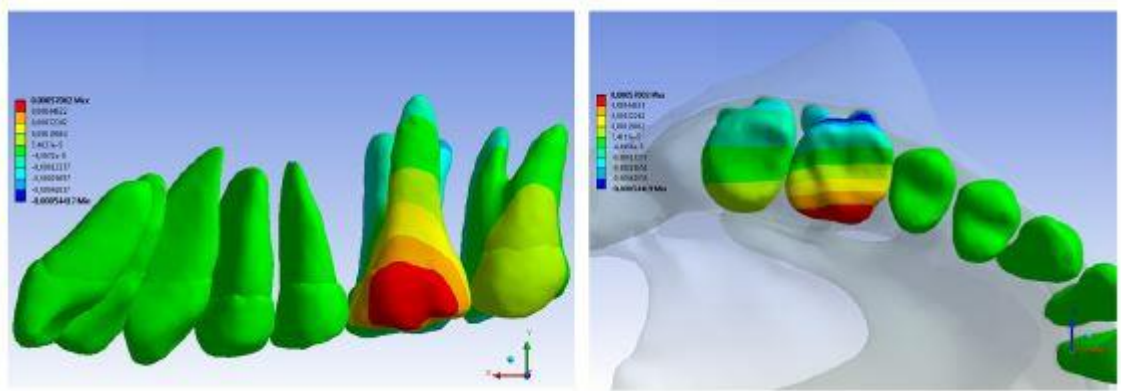
Propriedades físicas, denominadas Módulo de Young e Coeficiente de Poisson, são aplicadas aos elementos, com o intuito de aproximar o comportamento do modelo aos de um estudo *in vivo* (LOTTI et al, 2006). Em um modelo isotrópico, as propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções e pontos da estrutura; em um modelo elástico a deformação ocorre, porém, as estruturas retomam as

condições iniciais; em um modelo lineares a resposta é proporcional à força aplicada e em um modelo homogêneo, a isotropia e a linearidade não variam com as regiões do corpo. A utilização de um modelo elástico, linear, isotrópico e homogêneo permite apenas a avaliação do deslocamento inicial da estrutura, ou seja, sua tendência de movimento, sem contar o fator tempo (COOK, MALKUS e PLESHA, 1989).

Condições de contorno são aplicadas ao modelo para aproximá-lo da estrutura dento-maxilo-facial analisada (LOTTI et al, 2006). São exemplos de condições de contorno: o sistema de forças aplicado, a restrição do movimento em determinadas direções e a simetria de um modelo de elementos finitos (PENEDO et al, 2010).

A visualização dos resultados é realizada por uma escala de cor, variando a tonalidade, com a quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas (figura 5) (LOTTI et al, 2006 e KNOP et al, 2015).

Figura 5 - Modelo de elementos finitos apresentando escala de cores para interpretação dos resultados após simulação computacional.



Fonte: MARUO et al. Tridimensional finite element analysis of teeth movement induced by diferent headgear forces. **Progress in Orthodontics**. v. 17, n. 18, p.1-9, Jun. 2016.

O deslocamento pode ser descrito para os modelos tridimensionais em três coordenadas (x, y e z). Geralmente, o eixo x correspondente às alterações anteroposteriores, o eixo y às alterações verticais e o eixo z às transversais (GAUTAM, VALIATHAN e ADHIKARI, 2009; MARUO et al, 2016). Ao selecionar um determinado eixo da coordenada a escala de cores corresponderá à quantidade de tensão e de deslocamento na direção e no sentido do eixo avaliado (KNOP et al, 2015).

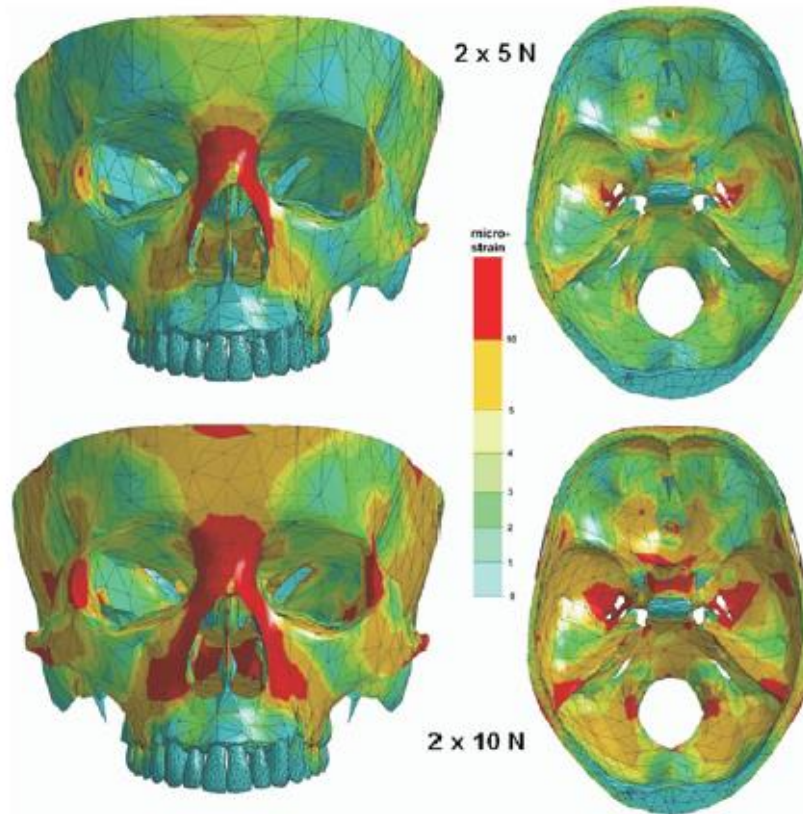
Tanne et al (1989) estudaram o efeito biomecânico das forças extra bucais de protração maxilar no complexo craniofacial, utilizando o MEF. O modelo de elementos finitos contendo dentes, osso compacto e esponjoso foi criado a partir de um crânio

humano seco e jovem. Dezoito sistemas suturais cranianos e faciais foram inseridos no modelo. O Módulo de Young e o Coeficiente de Poisson do dente utilizado no modelo foi de, respectivamente, $2,07 \times 10^3$ MPa e 0,3. Para simulação, foi aplicada uma força de 1,0 quilograma na direção do plano oclusal e 30° abaixo, nas superfícies vestibulares dos primeiros molares superiores. O complexo nasomaxilar deslocou-se para frente com rotação para cima no caso da protração horizontal, enquanto uma força descendente produziu quase o reposicionamento do complexo em uma direção anterior. Altos níveis de estresse foram observados no complexo nasomaxilar e nas estruturas adjacentes. No entanto, o padrão de distribuições de tensão dentro do complexo foi diferente nos dois sistemas de força. Concluíram que uma força de protração para baixo produziu distribuições de tensão relativamente uniformes, indicando a importância da direção da força na determinação das distribuições de tensão de várias forças ortopédicas.

Em 2008, Holberg, Holberg e Rudzki-Janson realizaram um estudo com o objetivo de analisar as tensões (em Von Mises) induzidas nas suturas pelo AEB envolvendo forças ortopédicas. Eles utilizaram um modelo de elementos finitos com 53.555 elementos tetraédricos e 97.550 nós, criado a partir de um escaneamento de um crânio seco, de um homem com 18 anos. Nós próximos ao forame magno foram fixados, foram os nós escolhidos por estarem longe da região de interesse. Na superfícies vestibulares dos 2 primeiros molares superiores, forças de 5 e 10 N foram aplicadas em direções variadas; 20° a baixo do nível oclusal, simulando a tração cervical; paralelamente ao nível oclusal simulando a tração horizontal e 45° a cima simulando a tração parietal, ao todo, 6 simulações foram realizadas. Para todas as simulações, o máximo e mínimo da tensão de Von Mises foram registradas e analisadas em um diagrama. Entre as estruturas analisadas, estão a margem infra-orbital, o forame óptico, base craniana, suturas nasomaxilar, zigomaticomaxilar, zigomáticotemporal, zigomaticofrontal, frontonasal, frontomaxilar e pterigomaxilar. Todos os cálculos foram realizados usando o software Design Space (Ansys, Canonsburg, Pa). Na simulação da tração horizontal e cervical (Figura 6), os maiores valores de tensão foram no osso nasal e na sutura frontonasal, sendo baixas as forças nas suturas. Quando a tração foi aumentada de 5 para 10 N por lado, o padrão de distribuição quase não mudou. Na conclusão, os autores dizem que, aparentemente, a eficácia clínica do AEB não se baseia na influência do crescimento sutural, mas sim,

sobre efeitos dentoalveolares, o efeito esquelético devido à inibição do crescimento sutural é algo questionável.

Figura 6 - Distribuição das tensões usando o AEB com tração cervical (20 graus a baixo do nível oclusão) com força de 5 e 10 N.



Fonte: HOLBERG, C., HOLBERG, N., RUDZKI-JANSON, I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: A finite element analysis. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, St. Louis, v 134, n.1, p. 53-59, Jul 2008.

O objetivo do estudo de Gautam, Valiathan e Adhikari (2009) foi avaliar biomecanicamente os padrões de deslocamento (em mm) dos ossos da face em resposta aos diferentes tipos de trações do AEB (cervical, combinada e alta). Um modelo desenvolvido a partir de tomografia computadorizada de um crânio seco de uma criança de 7 anos de idade consistiu em 108.799 elementos e 193,633 nós. Para evitar inconsistências associadas a imprecisões, este estudo restringiu-se à análise de deslocamentos esqueléticos e os dentes e o ligamento não foram modelados. Nove suturas craniofaciais (esfenozigomática, internasal, nasomaxilar, zigomaticomaxilar, zigomaticotemporal, zigomaticofrontal, frontonasal, frontomaxilar e esfenomaxilar) foram integradas ao modelo e os nós correspondentes às suturas modificados para permitir o deslocamento independente dos ossos adjacentes ao sistema sutural,

conforme descrito no estudo anterior de Gautam, Valiathan e Adhikari (2007), sobre expansão rápida da maxila. Restrições foram estabelecidas em todos os nós e condições de contorno de deslocamento zero e rotação zero foi imposta aos nós ao longo do forame Magnum. As propriedades mecânicas do osso compacto e esponjoso foram definidas de acordo com o estudo de Tanne et al. (1989). Uma força de 1 kg foi aplicada no primeiro molar formando um ângulo com o plano palatal de, 25 ° abaixo, paralelamente e 35 ° acima para simular clinicamente a tração cervical, reta e alta, respectivamente. Deslocamentos (em mm) de várias estruturas foram avaliadas ao longo das coordenadas x, y e z. Todos os 3 tipos de tração demonstraram deslocamento posterior da maxila e rotação no sentido horário do palato que foi evidenciado pelo movimento inferior da espinha nasal anterior e movimento superior da espinha nasal posterior, sendo a rotação maior na tração cervical e menor na alta. Um efeito semelhante à expansão maxilar foi observado nos três tipos e também um aumento da cavidade nasal. Com tração alta o osso zigomático foi deslocado lateralmente e póstero- superiormente, com a tração reta e baixa todo o osso zigomático, com exceção do processo temporal, foi deslocado medialmente e postero-inferiormente. A fossa articular e a eminência articular foram deslocados lateralmente e póstero-superiormente em todos os tipos.

Lee e Baek (2012), realizaram um estudo com o objetivo de analisar, em um modelo de elementos finitos, a distribuição das tensões e o deslocamento do complexo maxilofacial induzido pela protração maxilar com ancoragem por miniplacas. Duas posições de fixação das miniplacas foram avaliadas, fixação na região infra-zigomática e fixação na lateral do nariz. Segundo o estudo, durante a tração reversa da maxila ancorada pela dentição maxilar é impossível evitar efeitos como a labioversão dos incisivos superiores, extrusão dos molares superiores, rotação no sentido anti-horário do plano palatino e, eventualmente, rotação da mandíbula no sentido horário, por isso, a necessidade de estudar os efeitos da protração maxilar com diferentes posições de ancoragem esquelética. O modelo de elementos finitos foi desenvolvido a partir de uma tomografia computadorizada do crânio de uma menina de 13,5 anos com mordida cruzada anterior. Seis suturas craniofaciais foram integradas ao modelo (frontonasal, frontomaxilar, zigomaticomaxilar, zigomaticotemporal, zigomático frontal e pterigomaxilar), com espessura igual a 0,5 mm e pares de nós ao longo de todo o comprimento. Um modelo de miniplaca cirúrgica com 6 orifícios (espessura de 0,80 mm; comprimento de 31,65

mm; diâmetro do orifício, 2 mm; distância entre os centros dos buracos, 5,50 mm) foi projetado e fixado de acordo com a forma anatômica. O modelo 3D de elementos finitos deste estudo consistiu em 317.572 elementos tetraédricos, 64.772 nós e condição de limite de deslocamento zero nos nós ao longo do forame magno. Uma força, de 500 g / lado, 30 graus a baixo do plano oclusal foi aplicada na extremidade distal das miniplacas de ambos os modelos e a distribuição de tensão nas suturas maxilares e o deslocamento da superfície analisados em pontos específicos. O estudo concluiu que há diferenças na distribuição e deslocamento de acordo com a posição das miniplacas. Sendo mais indicado realizar a protração maxilar com uma miniplaca colocada na área infra-zigomática em pacientes que precisam de mais avanço na parte média do complexo zigomático-maxilar e protração maxilar com uma miniplaca na área da parede lateral nasal em pacientes que necessitam de maior avanço na área paranasal e na parte inferior do zigomático.

Largura et al. (2014) pesquisaram a tensão no osso após uso de miniplaca para protração e verticalização de molares, através da análise tridimensional de elementos finitos. Um modelo tridimensional composto por hemimandíbula e dentes foi construído utilizando imagens de tomografia computadorizada, no qual foi adaptado uma miniplaca com parafusos de fixação. O Módulo de Young e o Coeficiente de Poisson do aço utilizado no modelo foi de, respectivamente, $1,93 \times 10^5$ MPa e 0,31. Os movimentos do segundo molar inferior ancorado com a miniplaca foram simulados. A miniplaca foi carregada com forças horizontais de 2,5N e 15N. As distribuições de tensão e deformação, e a remodelação óssea foram analisadas. Quando as cargas ortodônticas foram aplicadas, o pico de deformação óssea ocorreu com um equilíbrio entre a formação e reabsorção óssea. Concluíram que os níveis de tensão aumentaram quando a força foi aumentada, mas permaneceram dentro dos níveis fisiológicos, e que o sistema de ancoragem da miniplaca suporta as forças ortodônticas, sem alterar sua estabilidade.

Maruo et al. (2016) pesquisaram a influência do aparelho extrabucal com trações alta, combinada e cervical na movimentação dentária, através do MEF. Para tanto, um crânio seco com dentição permanente superior completa, com exceção de terceiros molares, lesões de cárie e restaurações, foi obtido com base em imagens tomográficas obtidas através de tomografia computadorizada de feixe cônico. Os centros de resistência do primeiro e segundo molares superiores foram considerados

como o ponto da trifurcação de suas raízes. Cada dente modelado foi dividido em polpa, dentina e esmalte, e o osso alveolar adjacente, dividido em cortical e esponjoso.

O ligamento periodontal participa da transmissão das tensões entre miniplaca, dente e estruturas ósseas, por isso ele foi simulado, com uma camada de 0,25 mm ao redor da raiz do dente. As propriedades mecânicas das estruturas, exceto do ligamento periodontal, foram assumidas com características elásticas, isotrópicas, lineares e homogêneas. As características da polpa dentária foram desconsideradas devido à sua rigidez irrelevante em comparação aos demais componentes do modelo. O ligamento periodontal teve suas propriedades mecânicas não-lineares e hiperelásticas representadas. Para padronização e representação das condições clínicas, um AEB foi modelado. O arco interno do AEB foi conectado aos primeiros molares superiores por tubos de aço inoxidável. As extremidades do arco externo do AEB foram estendidas até os centros de resistência do primeiro molar superior. Para as demais determinações do AEB neste estudo, as informações de um paciente que estava sendo tratado com AEB foram selecionadas.

A paciente, sexo feminino, 11 anos e 5 meses de idade, apresentava dentição permanente e uma maloclusão Classe II, 1ª divisão. Na análise cefalométrica exibiu crescimento vertical predominante ($FMA = 31,0^\circ$) e uma relação esquelética de Classe I ($ANB = 1,5^\circ$). Fotografias axiais e de perfil da paciente utilizando o AEB foram tiradas para determinação dos ângulos das forças de cada tração. Para simulação das forças ortodônticas foram utilizadas: 200 gramas para tração cervical e alta, e 100 gramas para cada apoio da tração combinada. Para interpretação dos resultados, definiu-se um sistema de coordenadas em que x, y e z representavam as direções anteroposterior, vertical e transversal, respectivamente.

O modelo de elementos finitos final, contendo maxila, dentes, ligamento periodontal e tubo para AEB apresentou 434.046 elementos e 578.971 nós. O AEB com tração combinada promoveu 37,1 a 41,1%, e o AEB de tração alta 19,1 a 31,9% da distalização dentária promovida pelo AEB de tração cervical. O AEB de tração alta apresentou maior intrusão e a tração cervical maior extrusão do primeiro molar superior. Concluíram que: o AEB com tração cervical promoveu a maior distalização dentária, seguido pelo AEB com tração combinada e pelo AEB com tração alta.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Desenvolver uma miniplaca que possibilite a utilização do Aparelho Extrabucal com sustentação exclusivamente esquelética

3.2 Identificar o padrão de distribuição das tensões realizadas pelo dispositivo desenvolvido nas suturas maxilares (palatina mediana, zigomaticomaxilar, esfenozigomatica, frontomaxilar, zigomaticofrontal, zigomaticotemporal, nasomaxilar, internasal e frontonasal) utilizando o método dos elementos finitos

4 METODOLOGIA

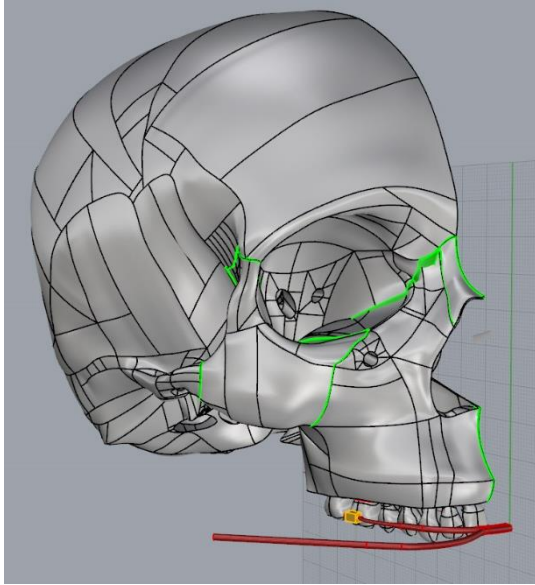
Para identificar o padrão de distribuição de tensões realizadas pelo Aparelho Extrabucal (AEB), um modelo anatômico, não personalizado, concebido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI – Campinas, Brasil) foi utilizado para análise com elementos finitos.

Um modelo geométrico CAD (Computer Aided design), preexistente, contendo os ossos do crânio e dentes, foi editado no software Rhinoceros 5.0 (2017 Robert McNeel & Associates Seattle, WA) para inserção do ligamento periodontal e das suturas palatina mediana, zigomaticomaxilar, esfenozigomatica, frontomaxilar, zigomaticofrontal, zigomaticotemporal, nasomaxilar, internasal e frontonasal.

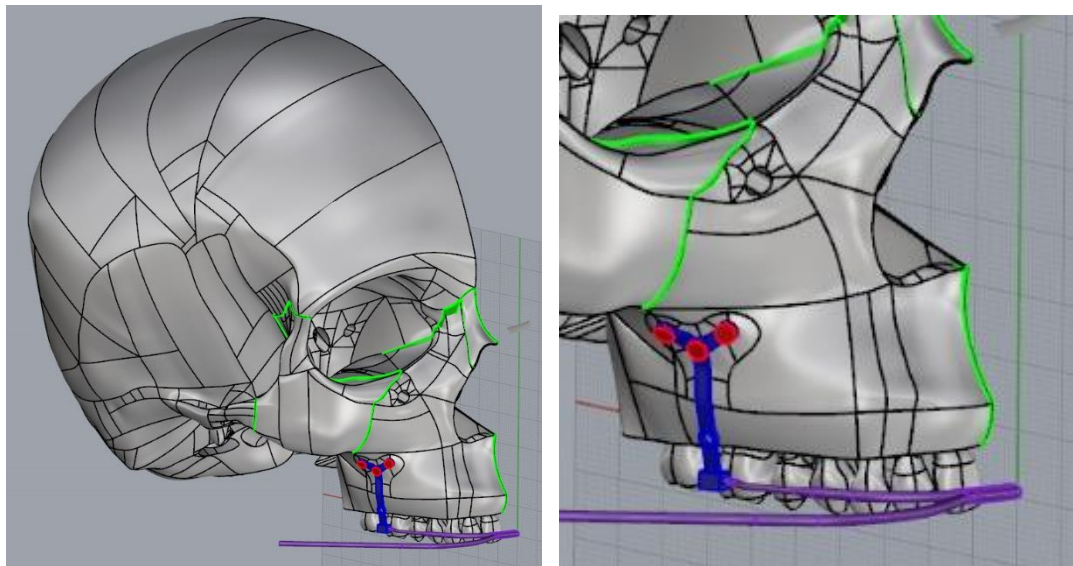
Dois modelos: número 1, AEB com sustentação dentária (figura 7) e número 2, AEB com sustentação esquelética (figura 8), contendo as estruturas citadas, foram importados para o software HYPER MESH 2017.2 (Altair, Hyper Works 2017 release), ambos com espessura uniforme de 0,5mm para as suturas e 0,2mm para o ligamento periodontal.

Um Aparelho Extrabucal (AEB) (referência 852-318, American Orthodontics®, Sheboygan, Wisconsin, Estados Unidos da América) de aço, foi reproduzido contendo um arco interno e outro externo conectados ao centro com o arco interno afastado 5mm das faces vestibulares dos incisivos superiores. No modelo 1, o AEB foi incorporado com o arco interno encaixado em um tubo (3 mm de comprimento, com diâmetro interno de 1,14 mm e diâmetro externo de 2 mm) fixado ao centro geométrico da face vestibular do primeiro molar superior e o arco externo, paralelo ao arco interno, com seu comprimento até o centro do primeiro molar permanente. No modelo número 2, o AEB e uma miniplaca de titânio foram incorporados, a miniplaca com formato de “Y” (0,8mm de espessura, com orifícios de 2mm de diâmetro; distância entre os centros dos orifícios de 5,50 mm, com tubo na extremidade inferior com 3 mm de comprimento, diâmetro interno de 1,14 mm e diâmetro externo de 2 mm) fixada ao processo zigomático da maxila, por 3 parafusos de titânio (2 mm de diâmetro, 5 mm de comprimento) estendendo verticalmente até o centro geométrico da face vestibular do primeiro molar, acompanhando a anatomia maxilar. O AEB com sustentação esquelética teve o arco interno encaixado ao tubo da miniplaca e o arco externo estendido até o centro da coroa do primeiro molar permanente.

Figura 7 - Modelo número 1, AEB com arco interno fixado ao centro geométrico da face vestibular do primeiro molar.



Figuras 8A e 8B - Modelo número 2, AEB com arco interno fixado em uma miniplaca de titânio com formato de "Y".



Apenas as estruturas do lado direito foram representadas, pois o estudo considerou a ausência de assimetrias entre os lados, sendo as respostas encontradas para o lado direito válidas para o lado esquerdo. Os modelos de elementos finitos foram compostos por uma malha de elementos tetraédricos, com tamanho e quantidade de elementos variando com a região, sendo as suturas representadas por elementos menores. Condições de contorno foram impostas ao modelo: simetria

bilateral, direcionamento da força e uma área de engastamento foi criada no local de contato entre crânio e vertebra, aos nós desta região foram impostos deslocamento zero, restringindo movimentações em todas as direções (x, y e z). O modelo de comportamento mecânico das estruturas representadas foi determinado com propriedades específicas de cada material (Quadro 1) e os materiais simulados apresentaram características elásticas, isotrópicas, lineares e homogêneas.

Uma força de 500 gramas foi aplicada na extremidade do arco externo do AEB no sentido anteroposterior, formando um ângulo de 25° com o plano oclusal no sentido cervical. Os modelos foram analisados matematicamente pelo *software* OPTISTRUCT 2017 (Altair, Hyper Works 2017 release) e o resultado visualizado no *software* HYPER VIEW 2017.

Quadro 1: Propriedades mecânicas atribuídas às estruturas do modelo geométrico.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso ^{a,b}	1.37 x 10 ³	0,3
Sutura ^c	7	0,4
Ligamento Periodontal ^d	0.7	0,49
Aço (AEB e tubo) ^e	1.93 x 10 ⁵	0,31
Titânio (miniplaca e parafusos) ^c	1.05 x 10 ⁵	0,33

^a GAUTAM, VALIATHAN, ADHIKARI. (2009)

^b TANNE et al. (1989)

^c HUANG et al (2012)

^d RESS. (1997)

^e LARGURA et al. (2014)

5 ARTIGO

APARELHO EXTRABUCAL COM SUSTENTAÇÃO DENTÁRIA E ESQUELÉTICA: ANÁLISE E COMPARAÇÃO DOS PADRÕES DE DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES REALIZADAS NAS SUTURAS

RESUMO: Introdução: O objetivo do presente estudo foi identificar e comparar, utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF), os padrões de distribuição das tensões realizadas nas suturas por duas formas de sustentação do arco interno do Aparelho Extrabucal (AEB) com tração cervical. Metodologia: Os ossos do crânio, os dentes, o ligamento periodontal, 9 suturas e o AEB foram modelados; e 2 modelos distintos foram simulados com diferentes formas de encaixe do arco interno. O modelo número 1 simulou o arco interno fixado ao centro geométrico da face vestibular do primeiro molar, o modelo 2 simulou o arco interno sustentado por uma miniplaca, com formato de “Y”, fixada no processo zigomático da maxila. Condições de contorno foram impostas aos modelos: simetria bilateral, direcionamento da força e área de engastamento. O comportamento mecânico das estruturas representadas foi determinado com propriedades específicas de cada material e uma força de 500 gramas foi aplicada na extremidade do arco externo do AEB no sentido posterior, formando 25° com o plano oclusal, na direção da tração cervical. Os modelos foram analisados matematicamente e o resultado visualizado no *software HYPER VIEW 2017*. Resultados: As tensões realizadas nas suturas, após a simulação da força realizada pelo AEB, foram semelhantes nos dois modelos. Conclusões: A utilização do AEB com miniplaca promoveu nas suturas, o mesmo padrão de distribuição das forças promovido pelo AEB apoiado nos primeiros molares permanentes.

INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

A maloclusão Classe II é caracterizada por uma discrepância maxilo-mandibular anteroposterior de origem dentária e/ou esquelética com incidência de 35% a 42% dos casos clínicos (PROFFIT e FIELDS, 2002). Para a correção da maloclusão Classe II esquelética existem aparelhos, como Frankel, Balters, Bionator, Pendex e o Aparelho Extrabucal (AEB) (HARVOLD e VARGERVIK, 1971; BAUMRIND et al, 1983; DEVINCENZO E WINN, 1989; GHAFARI et al, 1998; KREY e DANNHAUER, 2012; BOCK, BREMEN e RUF, 2010).

Amplamente conhecido após estudos de Kloehn em 1953, o AEB é composto por um arco interno e outro externo, unidos entre si em seus respectivos centros. A extremidade do arco interno encaixa-se em tubos soldados em anéis previamente adaptados e cimentadas nos primeiros molares superiores (JACOBSON, 1979). A direção e intensidade da força do aparelho é determinada por elásticos ou molas de tração ligadas ao apoio da cabeça, que partem da extremidade do arco externo para a região cervical, parietal ou occipital, sendo a escolha do tipo de tração do AEB determinada pelo padrão facial do paciente (BARTON, 1972., JACOBSON, 1979., FIELDS, PROFFIT E PHILLIPS, 1984).

Quanto utilizado para correção da Classe II esquelética, temos como principal efeito ortopédico a restrição do crescimento maxilar (BAUMRIND, 1979), a modificação do padrão de aposição óssea nas suturas e restrição do crescimento para frente e/ou para baixo. Desta forma, a correção da Classe II esquelética é obtida pelo crescimento normal da mandíbula, enquanto o crescimento da maxila é restrito (PROFFIT e FIELDS, 2002). Porém, efeitos dentários também são observados, como a extrusão e inclinação dos primeiros molares, o que é prejudicial em muitos casos (ARMSTRONG, 1971; BROWN, 1978; BLUEHER, 1959).

O primeiro registro do uso de uma placa óssea cirúrgica para ancoragem ortodôntica foi em 1985 (JENNER e FITZPATRICK, 1985), e em 1999 foi desenvolvido o sistema de placas e parafusos em titânio puro (UMEMORI et al, 1999). O seu uso foi concebido, inicialmente, para distalização de molares inferiores, entretanto, ganhou popularidade a partir da demonstração de sua aplicabilidade no tratamento da mordida aberta anterior por meio da intrusão de molares (UMEMORI et al, 1999).

Através do Método dos Elementos Finitos é possível reproduzir estruturas complexas e seus sistemas de força, a estrutura que se deseja estudar deve ser desenhada graficamente, no caso de pesquisas na área da odontologia, a morfologia deve ser baseada em imagens de tomografias computadorizadas, crânios secos ou dentes extraídos (KNOP et al, 2015). As estruturas modeladas são divididas em elementos finitos, suas propriedades mecânicas e comportamentos determinados, as cargas aplicadas, os cálculos das tensões e do deslocamento entre os elementos realizados e por último, os resultados são interpretados (COOK, MALKUS e PLESHA, 1989).

O presente estudo, tem como objetivo identificar e comparar o padrão de distribuição das tensões nas suturas maxilares pelo uso do AEB com tração cervical apoiado nos primeiros molares permanentes e pelo AEB apoiado em uma miniplaca fixada ao processo zigomático da maxila, para isso, o MEF foi utilizado

MATERIAL E MÉTODOS

Para identificar o padrão de distribuição de forças realizadas pelo AEB, dois modelos de elementos finitos foram utilizados. Os modelos foram gerados no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI – Campinas, Brasil) a partir de uma imagem tomográfica (GR modelo Light-Speed 16 Pró) de um adulto, com dentição completa exceto os terceiros molares e sem lesões na região craniofacial, congênita ou adquirida.

O modelo geométrico CAD (*Computer Aided design*) contendo os ossos do crânio e dentes foi editado no *software* Rhinoceros 5.0 (2017 Robert McNeel & Associates Seattle, WA) para inserção do ligamento periodontal e suturas palatina mediana, zigomaticomaxilar, esfenozigomatica, frontomaxilar, zigomaticofrontal, zigomaticotemporal, nasomaxilar, internasal e frontonasal. Em seguida o modelo anatômico foi importado para o *software* HYPER MESH 2017.2 (Altair, Hyper Works 2017 release) e duplicado, para receber a simulação do AEB com sustentação dentária (figura 1 A) e com sustentação esquelética (figura 1B).

Ambos tiveram as suturas representadas com espessura uniforme de 0,5mm e o ligamento 0,2mm. Um AEB (referência 852-318, American Orthodontics®, Sheboygan, Wisconsin, Estados Unidos da América) de aço, foi reproduzido contendo

um arco interno e outro externo conectados ao centro, estando o arco interno afastado 5mm das faces vestibulares dos incisivos superiores.

No modelo 1, o AEB foi incorporado com o arco interno encaixado em um tubo (3 mm de comprimento, com diâmetro interno de 1,14 mm e diâmetro externo de 2 mm) fixado ao centro geométrico da face vestibular do primeiro molar. No modelo número 2, o AEB e uma miniplaca de titânio foram incorporados. A miniplaca apresentou formato de “Y” (0,8mm de espessura, com orifícios de 2mm de diâmetro; distância entre os centros dos orifícios de 5,50 mm) e foi fixada ao processo zigomático da maxila, por 3 parafusos de titânio (2 mm de diâmetro, 5 mm de comprimento) estendendo verticalmente até o centro geométrico da face vestibular do primeiro molar, acompanhando a anatomia maxilar. O AEB com sustentação esquelética teve o arco interno encaixado ao tubo da miniplaca. Nos dois modelos, o arco externo do AEB foi estendido até o centro da coroa do primeiro molar permanente, paralelo ao arco interno e ao plano oclusal.

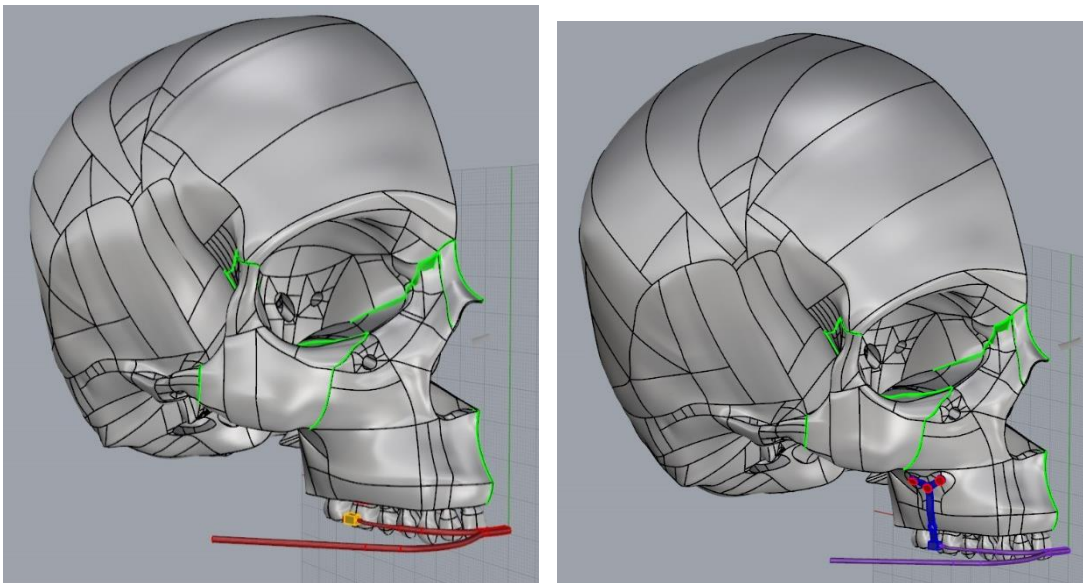


Figura 1 A- Modelo número 1 em CAD. AEB com sustentação dentária, o arco interno fixado ao centro geométrico da face vestibular do primeiro molar

B - Modelo número 2 em CAD. AEB com sustentação esquelética, miniplaca com formato de “Y” fixada no processo zigomático da maxila.

Apenas as estruturas do lado direito foram representadas, pois o modelo considerou a ausência de assimetrias entre os lados, sendo as respostas encontradas para o lado direito válidas para o lado esquerdo. Os modelos de elementos finitos foram compostos por uma malha de elementos tetraédricos, com tamanho e quantidade de elementos variando com a região, sendo as suturas representadas por elementos menores. Condições de contorno foram impostas ao modelo: simetria

bilateral, direcionamento da força e uma área de engastamento foi criada no local de contato entre crânio e vertebra, aos nós desta região foram impostos deslocamento zero, restringindo movimentações em todas as direções (eixos x, y e z). O modelo de comportamento mecânico das estruturas representadas foi determinado com propriedades específicas de cada material (Quadro 1) e os materiais simulados apresentaram características elásticas, isotrópicas, lineares e homogêneas.

Uma força de 500 gramas foi aplicada na extremidade do arco externo do AEB no sentido posterior, formando um ângulo de 25° com o plano oclusal no sentido cervical. Os modelos foram matematicamente analisados pelo *software* OPTISTRUCT 2017 (Altair, Hyper Works 2017 release) com os resultados visualizados no *software* HYPER VIEW 2017 por uma escala de cor representativa em MegaPascal (Mpa).

Quadro 1: Propriedades mecânicas atribuídas às estruturas do modelo geométrico.

Material	Módulo de Young (Mpa)	Coefficiente de Poisson
Osso ^{a,b}	1.37×10^3	0.3
Sutura ^c	7	0.4
Ligamento Periodontal ^d	0.7	0.49
Aço (AEB e tubo) ^e	1.93×10^5	0.31
Titânio (miniplaca e parafusos) ^c	1.05×10^5	0.33

^a GAUTAM, VALIATHAN, ADHIKARI. (2007)

^b TAME et al. (1989)

^c HUANG et al (2012)

^d RESS. (1997)

^e LARGURA et al. (2014)

RESULTADOS

O modelo 1 foi formado por 2.943.612 elementos e 542.640 nós, enquanto o modelo 2, por 2.950.528 elementos e 584.075 nós.

A análise da compressão foi do tipo Tensão Principal Mínima, e revelou, em MegaPascal, a intensidade da compressão sofrida pelas suturas. O resultado foi representado por uma escala de cores (figuras 2 a 5), as regiões coloridas com cores quentes sofreram os menores valores de compressão e com cores frias, os maiores valores de compressão. Em ambos modelos, os maiores valores de compressão foram registrados nas suturas zigomaticomaxilar, zigomaticotemporal, esfenozigomatica e os menores valores de compressão nas suturas nasomaxilar, zigomaticofrontal, frontomaxilar e frontonasal (figuras 3 e 4).

As tensões realizadas nas suturas, após a simulação da força realizada pelo AEB, apresentaram o mesmo padrão de distribuição, exceto na sutura palatina mediana. Na sutura palatina mediana do modelo 1 (figura 4), a menor tensão de compressão concentrou-se na porção vestibular, enquanto no modelo 2 (figura 5) a menor tensão de compressão incluiu toda a porção anterior da maxila.

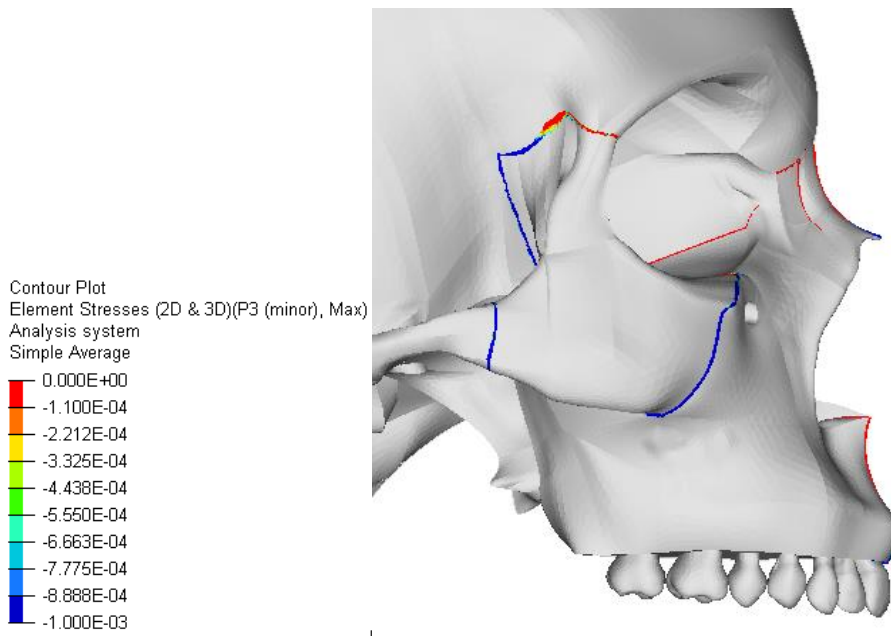


Figura 2 - Análise de compressão, com a distribuição das tensões de compressão nas suturas do modelo 1

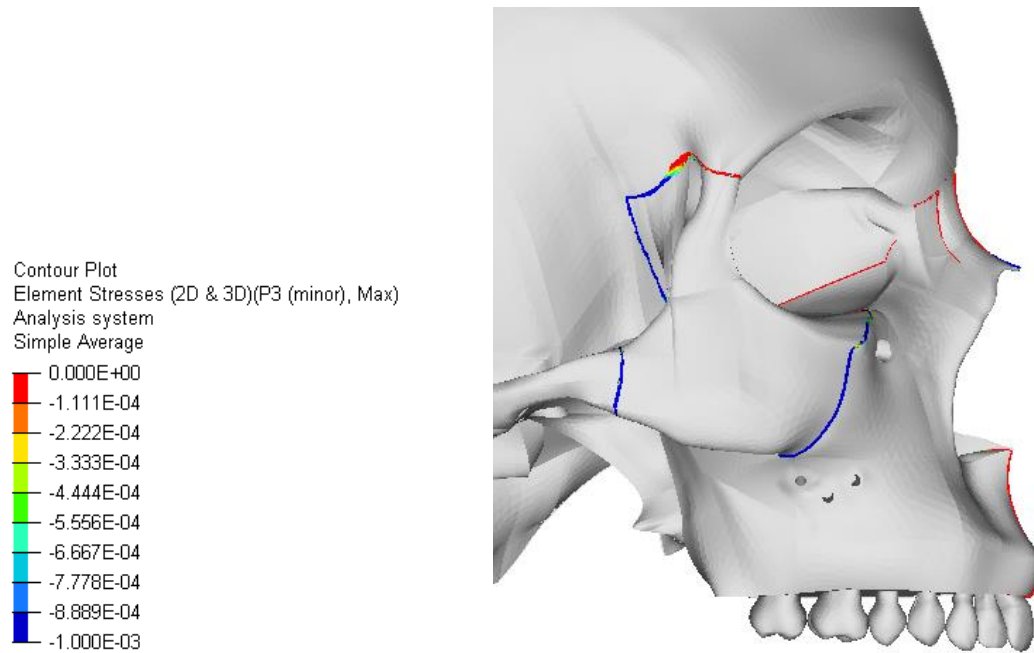


Figura 3 - Análise de compressão, com a distribuição das tensões de compressão nas suturas do modelo 2

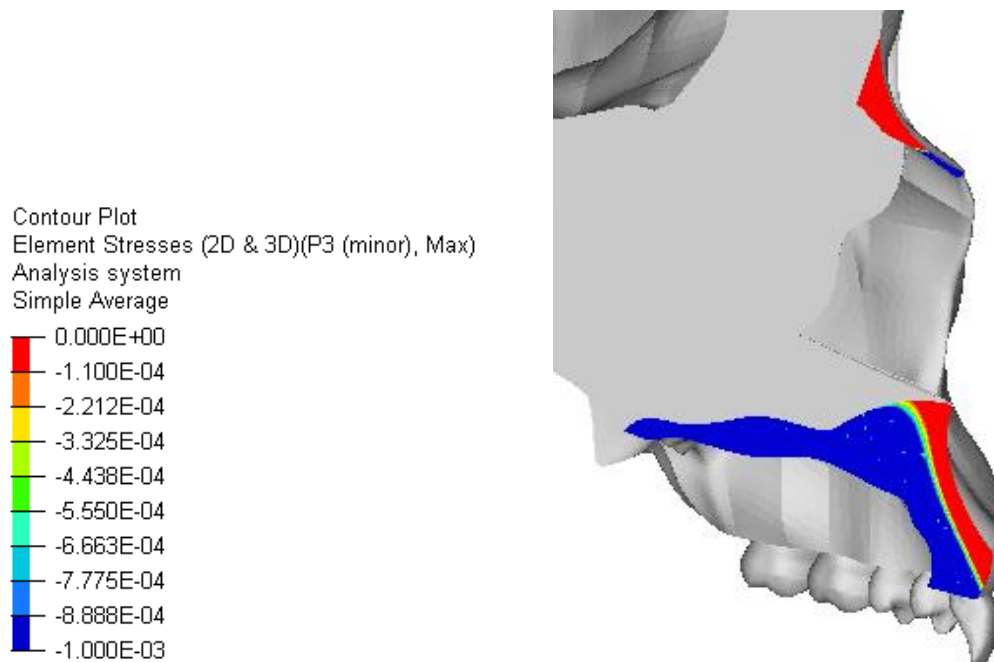


Figura 4 - Vista sagital do modelo 1 na análise de compressão, com distribuição das tensões de compressão nas suturas palatina mediana e internasal.

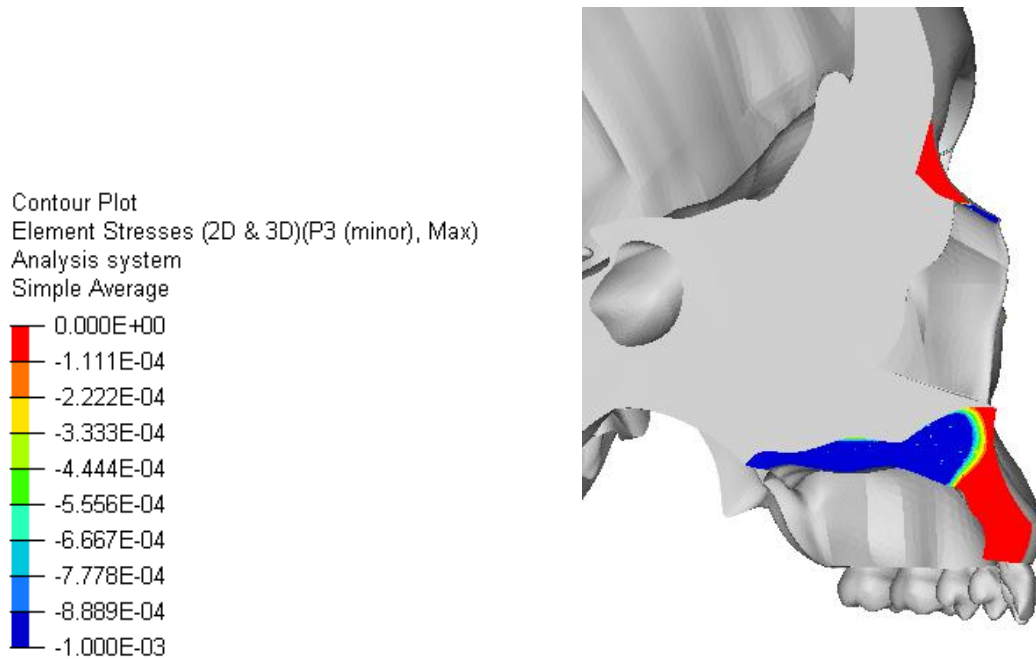


Figura 5 - Vista sagital do modelo 2 na análise de compressão, com distribuição das tensões de compressão nas suturas palatina mediana e internasal

Na análise do Deslocamento Total, a tendência de movimento foi ampliada 1000 vezes para permitir a visualização do movimento. No modelo número 1 os molares deslocaram para distal enquanto no modelo número 2 mantiveram a posição inicial. A escala de cores representa a quantidade de movimento ocorrido nas suturas, sendo as cores quentes usadas nas suturas com maior deslocamento (Imagem 6 e 7). A análise mostrou a tendência de giro, no sentido horário, do crânio em torno da região de engastamento, que é a região de contato entre as vertebrae e o crânio. A sutura zigomática maxilar mostra um deslocamento em ambos modelos enquanto o primeiro e segundo molar permanentes deslocam para distal apenas no modelo número 1.

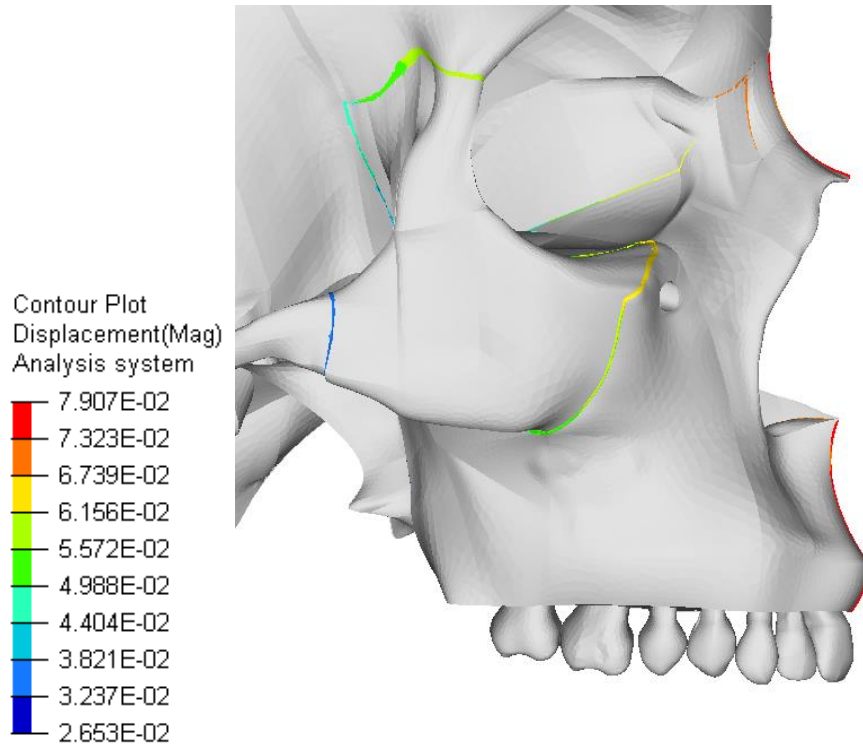
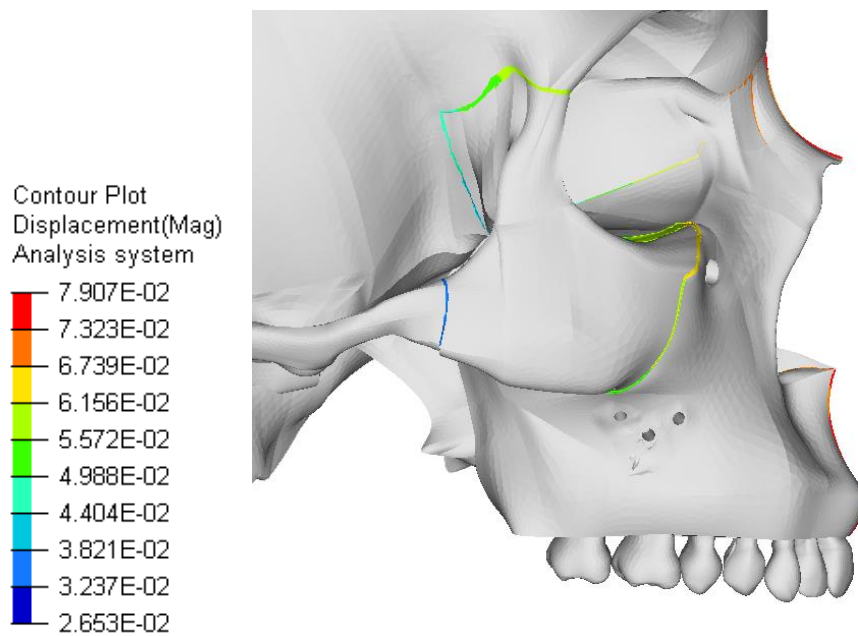


Figura 6 - Movimento que ocorre no momento da aplicação da força ampliado em 1000 vezes, posição final do modelo 1 na análise de Deslocamento Total



Modelo 7 - Movimento que ocorre no momento da aplicação da força ampliado em 1000 vezes, posição final do modelo 2 na análise de Deslocamento Total

DISCUSSÃO

No Método dos Elementos Finitos, o modelo é fragmentado em pequenos elementos denominados elementos finitos e quanto maior o número de elementos, mais preciso é o modelo (HOLBERG, HOLBERG e RUDZKI-JANSON, 2008). O modelo 1 do presente estudo apresentou 2.943.612 elementos e o modelo 2 2.950.528 elementos, enquanto estudos anteriores que também avaliaram o AEB com MEF apresentaram 53.555 elementos (HOLBERG, HOLBERG E RUDZKI-JANSON, 2008), 108.799 elementos (GAUTAM, VALIATHAN E ADHIKARI, 2009) e 434.046 elementos (MARUO et al, 2016), demonstrando maior precisão e confiabilidade dos resultados apresentados neste estudo.

Para a fixação esquelética, uma miniplaca com formato de “Y” foi fixada no processo zigomático da maxila, pois segundo Erverdi e Acar (2005), na maxila as placas em forma de “Y” ou de “T” são mais usadas, por serem facilmente contornadas ao redor do osso, evitando as áreas dos seios maxilares e instaladas no processo zigomático da maxila por representar um sítio adequado, com uma estrutura óssea sólida e uma distância segura das raízes dos molares superiores. O formato da miniplaca foi o mesmo utilizado por Huang et al em 2012, que investigaram o estresse ósseo por análise de elementos finitos em diferentes tipos de miniplacas e concluíram que o estresse é mais alto com as placas do formato I, seguidas das placas do tipo L, do tipo Y e do tipo T.

Segundo Proffit e Fields (2002), o AEB emprega forças opostas às naturais de crescimento, modifica o padrão de aposição óssea nas suturas e restringe o crescimento anteroposterior da maxila. Ainda de acordo com Proffit e Fields (2002) a força deve ser de 350 a 500 gramas, pois forças extremamente pesadas são traumáticas e forças leves podem produzir mudanças dentárias e não esqueléticas, apesar de afirmarem que efeitos dentários devem ser esperados independentemente da força aplicada quando o AEB é sustentado pelo primeiro molar permanente.

Nas suturas zigomaticomaxilar, esfenozigomatica, frontomaxilar, zigomaticofrontal, zigomaticotemporal, nasomaxilar, internasal e frontonasal, a distribuição das tensões foi semelhante em localização e intensidade nos dois modelos. O que nos leva a concluir, que a utilização do AEB cervical com miniplaca promove, nas suturas avaliadas, o mesmo padrão de distribuição das forças promovido pelo AEB cervical apoiado nos primeiros molares. Desta forma podemos

afirmar que o AEB sustentado esqueléticamente pela miniplaca é indicado para a correção ortopédica da maloclusão Classe II, assim como o apoiado nos primeiros molares. Sendo principalmente indicado em casos de agenesia de primeiro molar superior, amelogenese imperfeita, alterações que impossibilitem a instalação do tubo ou represente riscos a integridade do primeiro molar superior, além de apresentar a vantagem de não aumentar as chances de impacção do segundo molar permanente.

A semelhança entre os resultados dos dois modelos demonstra a irrelevância do ligamento periodontal na distribuição das forças, uma vez que no modelo número 1 a força passou pelo ligamento e no modelo número 2 não. Além disso, o padrão de distribuição das tensões corrobora com o resultado encontrado por Gautam, Valiathan e Adhikari em 2009, mesmo sem ele modelar o ligamento periodontal. Diferente do realizado no estudo em questão e no de Maruo em 2016, que consideraram o ligamento periodontal na transmissão das tensões entre aparelho e estruturas ósseas na intenção de aproximar as condições da realidade. Porém a presença ou ausência do ligamento não interferiu nos resultados, permitindo concluir que o ligamento periodontal transmite a força aplicada em sua totalidade.

O presente estudo revelou uma área de compressão na sutura palatina mediana, em ambos modelos, o que demonstra a necessidade de mais estudos para concluir se o AEB pode diminuir o potencial de crescimento transversal da maxila por aposição óssea sutural. Apesar disto, a sutura palatina mediana foi a única região que apresentou diferença na distribuição das tensões, no modelo número 2 o ponto de aplicação da força, processo zigomático da maxila, é mais alto que a vestibular do primeiro molar, o que promoveu uma área de compressão também mais alta no modelo 2 quando comparado ao modelo 1. Os modelos também demonstraram uma tendência de abertura da porção anterior da sutura palatina mediana, como ocorreu no estudo de Gautam, Valiathan e Adhikari em 2009 quando avaliaram os três tipos de tração do AEB com MEF.

Como era esperado, a análise de deslocamento total mostrou a distalização dos molares permanentes quando o AEB é ancorado pelo primeiro molar. Essa forma de utilização do AEB cervical, proporciona a inclinação do molar para distal o que aumenta a possibilidade de impacção do segundo molar permanente (SHIMIZU et al., 2004), além de extruir molares, o que é prejudicial aos pacientes com tendência de crescimento facial vertical (ARMSTRONG, 1971; BROWN, 1978; BLUEHER,

1959). A análise também mostrou que o AEB sustentado esqueléticamente, não promove movimentações dentárias, eliminando os efeitos colaterais indesejados.

CONCLUSÕES

A utilização do AEB com miniplaca promove, nas principais suturas, um padrão de distribuição das tensões semelhante ao promovido pelo AEB apoiado nos primeiros molares.

REFERÊNCIAS

Armstrong, M.M. Controlling the magnitude, direction, and duration of extraoral force. *Am J Orthod* 1971; 59: 217-43.

Barton, J.J. High-pull headgear versus cervical traction: a cephalometric investigation. *Am J Orthod* 1972; 62: 517-29.

Baumrind, S., Korn, E. L., Isaacson, R. J., West, E., Molthen, R. Quantitative analysis of the orthodontic and orthopedic effects of maxillary traction. *Am J Orthod*. 1983; 78: 384-398.

Baumrind, S., Molthen R., West E., Miller d. Distal displacement of the maxila and upper first molar. *Am J Orthod*, 1979; 75: 630-640.

Blueher, W. A. Cephalometric analysis of treatment with cervical anchorage. *Angle Orthod* 1959; 29: 45-53.

Bock, N.C., Von Bremen.J., Ruf.S. Occlusal stability of adult Class II Division 1 treatment with the Herbst appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010; 138 :146-151.

Brown, P. A cephalometric evaluation of high-pull molar headgear and face-bow neck strap therapy. *Am J Orthod* 1978; 74: 621-632.

Devincenzo, J. P., Winn, M. W. Orthopedic and orthodontic effects resulting from the use of a functional appliance with different amounts of protrusive activation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989; 96: 181-190.

Erverdia, N., Acar. A. Zygomatic Anchorage for En Masse Retraction in the Treatment of Severe Class II Division 1. *Angle Orthod*, 2005; 75: 483-490.

Ferreira, F. V. *Ortodontia: diagnóstico e planejamento clínico*, São Paulo: Editora Artes Médicas 2004, 6 ed., cap. 19, p. 399– 425.

Fields, H. W., Proffit, W. R., Phillips, C. Facial pattern differences in long-faced children and adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1984; 85: 217-223.

Gautam, P., Valiathan, A., Adhikari, R. Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009; 135:507-515.

Gautam. P, Valiathan A, Adhikari R. Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: a finite element method study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:51-62.

Ghafari, J., Shofer, F. S., Jacobsson-Hunt, D. L., Makowitz, D. L. Headgear versus function regulator in the early treatment of class II, division 1 malocclusion: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1998; 113: 51-61.

Harvold, e. P., Vargervik, k. Morphogenetic response to activator treatment, *Am J Orthod*. 1971; 60: 478- 490.

Holberg, C., Holberg, N., Rudzki-Janson, I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: A finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008; 134: 53-59.

Huang, Y., Chang, C., Wong, Y., Liu, J. Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: Finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2012; 142: 466- 472.

Jacobson, A. A key to the understanding of extraoral forces. *Am J Orthod* 1979; 75: 361-386.

Jenner, J.D., Fitzpatrick, B.N. Skeletal anchorage utilising bone plates. *Aust Orthod* 1985; 9; 231-333.

Knop, L., Gandini Jr, L, G., Shintcovsk, R, L., Gandini, M, S. Scientific Use Of The Finite Element Method In Orthodontics. *Dental Press J Orthod* 2015; 20: 119-125.

Kopecky, G. R., Fishman, L. S. Timing of cervical headgear treatment based on skeletal maturation. *Am J Orthod* 1993;104:162-169.

Krey, K.F., Dannhauer, K.H. Class II division 2 adult orthodontic treatment. *Int J Stomatol Occlusion Med*, 2012; 5: 177-182.

Largura, L, Z., Argenta, M, A., Sakima, M, T., Camargo, E, S., Guariza-Filho, O., Tanaka, O, M. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: A dimensional finite element analysis. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop* 2014; 146: 198-206.

Maruo, I.T., Maruo, H, Saga, A, Y., Oliveira, D, D., Argenta, M, A, Tanaka, O, M. Tridimensional finite element analysis of teeth movement induced by diferent headgear forces. *Progress in Orthodontics* 2016; 17:1-9.

Proffit, W. R., Fields Junior, H. W. *Ortodontia contemporânea*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002 p. 37.

Ress, S.J. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials* 1997; 18: 995-999.

Ricketts, R. M. The influence of Orthodontic treatment on facial growth and development. *Angle Orthod* 1960;30:103-131.

Tanne, K., Hiraga, J., Kakiuchi, K., Yamagata, Y., Sakuda, M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;95:200-207.

Umemori, M., Sugawara, J., Mitani, H., Nagasaka, H., Kawamura, H Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop* 1999;115:166-174.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Essa pesquisa desenvolveu uma miniplaca que possibilite a utilização do aeb com sustentação exclusivamente esquelética. Apresentou e descreveu a distribuição das tensões nas suturas maxilares envolvidas em sua utilização e comparou os efeitos com os do AEB sustentado pelo primeiro molar. A pesquisa foi a primeira etapa de estudos que levarão a utilização clínica do AEB sem interferências dentárias.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANTONARAKIS, G.S., KILIARIDIS, S. **Treating Class II malocclusion in children. Vertical skeletal effects of high-pull or low-pull headgear during comprehensive orthodontic treatment and retention.** Orthod Craniofac Res. v.18, n.2, p.86-95. 2015.

ARMSTRONG, M.M. **Controlling the magnitude, direction, and duration of extraoral force.** Am J Orthod, St. Louis, v.59, n.3, p 217-43, Mar 1971.

BARTON, J.J. **High-pull headgear versus cervical traction: a cephalometric investigation.** Am J Orthod, St. Louis, v.62, n.5, p.517-29, Nov 1972.

BAUMRIND, S., KORN, E. L., ISAACSON, R. J., WEST, E., MOLTHEN, R. **Quantitative analysis of the orthodontic and orthopedic effects of maxillary traction.** Am J Orthod, St. Louis, v. 78, n.5, p. 384-398, Nov 1983

BAUMRIND, S., MOLTHEN R., WEST E., MILLER D. **Distal displacement of the maxilla and upper first molar.** Am J Orthod, St. Louis, v.75, n.6, p. 630-640, Jun 1979.

BLUEHER, W. A. **Cephalometric analysis of treatment with cervical anchorage.** Angle Orthod, Appleton, v. 29, n.1, p. 45-53, Jan 1959.

BOCK, N.C., VON BREMEN .J., RUF .S. **Occlusal stability of adult Class II Division 1 treatment with the Herbst appliance.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v.138, n.2, p.146-151. Aug 2010.

BROWN, P. **A cephalometric evaluation of high-pull molar headgear and face-bow neck strap therapy.** Am J Orthod, St. Louis, v. 74, n.6, p. 621-632, Dec 1978.

COOK, R.D., MALKUS, D., PLESHA, M.E. **Concepts and applications of finite element analysis.** 3ª Edição. John Willey & Sons. 1989.

DEVINCENZO, J. P., WINN, M. W. **Orthopedic and orthodontic effects resulting from the use of a functional appliance with different amounts of protrusive activation.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 96, n.3, p.181-190, Sept 1989.

ENLOW, D.H. **Manual sobre Crescimento Facial,** 3ª ed. São Paulo: Inter Média, 1993.

ERVERDIA, N., ACAR .A. **Zygomatic Anchorage for En Masse Retraction in the Treatment of Severe Class II Division 1**. Angle Orthod, Appleton, v. 75, n.3, p. 483-490, May 2005.

FERREIRA, F. V. **Ortodontia: diagnóstico e planejamento clínico**, São Paulo: Editora Artes Médicas, 6 ed., cap. 19, p. 399– 425, 2004.

FIELDS, H. W., PROFFIT, W. R., PHILLIPS, C. **Facial pattern differences in long-faced children and adults**. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v.85, n.3, p. 217-223. Mar 1984.

FIROUZ, M.; ZERNIK, J.; NANDA, R. **Dental and orthopedic effects of high-pull headgear in Division I malocclusion**. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 102, n.3, p.197-205, Set. 1992.

GANDINI, M. R.E.A., GANDINI L.G., MARTINS J. C. R., DEL SANTO JR M. **Effects of cervical headgear and edgewise appliances on growing patients**. Am J Orthod, St. Louis, v.119, n.5, p 531-539, May 2001.

GAUTAM, P., VALIATHAN, A., ADHIKARI, R. **Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis**. Am J Orthod Dentofac Orthop, St. Louis, v.135, n.4, p 507-515, Apr 2009.

GAUTAM. P, VALIATHAN A, ADHIKARI R. **Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: a finite element method study**. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v.132, n.1, p. 51-62, July 2007.

GHAFAARI, J., SHOFER, F. S., JACOBSSON-HUNT, D. L., MAKOWITZ, D. L. **Headgear versus function regulator in the early treatment of class II, division 1 malocclusion: a randomized clinical trial**. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v.113, n.1, p. 51-61, Jan 1998

GIANELLY, A. A., VALENTINI; V. **The role of orthopedics and orthodontics in the treatment of Class II, division 1 malocclusions**. Angle Orthod, Appleton, v.69, n.6, p.668-78, June 1976.

GRABER, T. M. **Extraoral force – facts and falacies**. Am J Orthod, St. Louis, v.41, n.7, p.490-505, July 1955.

HANES, R.A. **Bony profile changes resulting from cervical traction compared with those resulting from intermaxillary elastics.** Am J Orthod, St. Louis, v.45, n.5, p.353-64, May 1959.

HARVOLD, E. P., VARGERVIK, K. **Morphogenetic response to activator treatment,** Am J Orthod, St. Louis, v. 60, n.5, p. 478- 490, Nov 1971.

HOLBERG, C., HOLBERG, N., RUDZKI-JANSON, I. **Sutural strain in orthopedic headgear therapy: A finite element analysis.** Am J Orthod Dentofac Orthop, St. Louis, v 134, n.1, p. 53-59, Jul 2008.

HUANG, Y., CHANG, C., WONG, Y., LIU, J. **Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: Finite element analysis.** Am J Orthod Dentofac Orthop, St. Louis, v 142, n.4, p. 466- 472, Octo 2012.

JACOBSON, A. **A key to the understanding of extraoral forces.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 75, n. 4, p. 361-386, Abr 1979.

JENNER, J.D., FITZPATRICK, B.N. **Skeletal anchorage utilising bone plates.** Aust Orthod J, v.9, n.2, p. 231-333, Oct 1985.

KIRJAVAINEN, M., KIRJAVAINEN, T., HURMERINTA, K., HAAVIKKO, K. **Orthopedic Cervical Headgear with an Expanded Inner Bow in Class II Correction.** Angle Orthod, Appleton, 2000; v.70, n.4, p. 317-325, Aug 2000.

KLOEHN, S. J. **A new approach to the analysis and treatment in mixed dentition.** Am J Orthod Dentofac Orthop, St. Louis, v.39, no. 3, p. 161-186, Mar 1953.

KLOEHN, S.J. **Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face.** Angle Orthod, Appleton, v.17, n.1, p.10-33, Jan 1947.

KNOP, L., GANDINI JR, L, G., SHINTCOVSK, R, L., GANDINI, M, S. **Scientific use of the finite element method in Orthodontics.** Dental Press J Orthod, Maringá, v. 20, n.2, p. 119-125, Mar/Apr 2015.

KOPECKY, G. R., FISHMAN, L. S. **Timing of cervical headgear treatment based on skeletal maturation.** Am J Orthod, St. Louis, v.104, n.8, p.162-169, Aug 1993.

KREY, K.F., DANNHAUER, K.H. **Class II division 2 adult orthodontic treatment.** Int J Stomatol Occlusion Med. v.5, n.4, p. 177-182, Aug 2012.

LANGLADE, M. **Terapêutica ortodôntica.** 3. ed. São Paulo: Ed. Santos, 1993.

LARGURA, L. Z., ARGENTA, M. A., SAKIMA, M. T., CAMARGO, E. S., GUARIZAFILHO, O., TANAKA, O. M. **Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: A dimensional finite element analysis.** Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop, St. Louis, v.146, n.2, p.198-206, Aug 2014.

LEE, K., BAEK, S. **Stress and displacement between maxillary protraction with miniplates placed at the infrazygomatic crest and the lateral nasal wall: A 3-dimensional finite element analysis.** Am J Orthod Dentofac Orthop, St. Louis, v.141, n.3, p.345-351, Mar 2012.

LOTTI, R.S., MACHADO, A. W., MAZZIEIRO, Ê. T., JÚNIOR, J. L. **Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos.** R Dent Press Ortod Ortop Facial. Maringá, v.11, n.2, p. 35-43, Mar/Apr 2006.

MARUO, I.T., MARUO, H, SAGA, A, Y., OLIVEIRA, D, D., ARGENTA, M, A, TANAKA, O, M. **Tridimensional finite element analysis of teeth movement induced by diferent headgear forces.** Progress in Orthodontics. v. 17, n. 18, p. 1-9, Jun 2016.

NEWCOMB, M.R. **Some observations on extraoral treatment.** Angle Orthod, Appleton, v.28, n.3, p.131-48, July 1958.

PENEDO, N.D., ELIAS, C, N., PACHECO, M, T., GOUVÊA, J, P. **Simulação 3D de movimento ortodôntico.** Dental Press J Orthod. Maringá, v.15, n.5, p98-108, Set/Out 2010.

PROFFIT, W. R., FIELDS JUNIOR, H. W. **Ortodontia contemporânea.** 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002 p. 37.

RESS, S.J. **Elastic modulus of the periodontal ligament.** Biomaterials, v.18, n.14, p. 995-999, Jan 1997.

RICKETTS, R. M. **The influence of Orthodontic treatment on facial growth and development.** Angle Orthod, Appleton, v.30, n.3, p.103-131, July 1960.

SHIMIZU, R.H., AMBROSIO, A, R, SHIMIZU, I, A, GODOY-BEZERRA, J, RIBEIRO, J, S, STASZAK, K, R. **Princípios biomecânicos do aparelho extrabucal**. R Dent Press Ortod Ortop Facial, Maringá, v.9, n.6, p.122-156, Nov/Dez 2004.

SMITH, R.J.; BURSTONE, C.J. **Mechanics of tooth movement**. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 85, n. 4, p. 294-307, Abr 1984.

SNODELL, S. F; NANDA, R. S; CURRIER, G.F. **A longitudinal cephalometric study of transverse and vertical craniofacial growth**. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v.104, n.5, p.471-483, Nov 1993.

TANNE, K., HIRAGA, J., KAKIUCHI, K., YAMAGATA, Y., SAKUDA, M. **Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method**. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v.95, n.3, p.200-207, Mar 1989.

TULLOCH, J. F. C., PROFFIT, W. R., PHILLIPS, C. **Influences on the outcome of early treatment for class II malocclusion**. Am J Orthod, St. Louis, v.111, n.5, p. 391-400, May 1997.

UMEMORI, M., SUGAWARA, J., MITANI, H., NAGASAKA, H., KAWAMURA, H **Skeletal anchorage system for open-bite correction**. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop, St. Louis, v.115, n.2, p.166-174, Feb 1999.

WIESLANDER, L., BUCK, D.L. Physiologic recovery after cervical traction therapy. **Am J Orthod**, St. Louis v.66, n.3, p.294-301, Sept. 1974.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIAPARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 97/06

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa, APROVOU o protocolo de pesquisa **“Estabilidade das dimensões faciais em prótese óculo-palpebral confeccionada por meio de modelo reverso obtido pelo sistema CAD/CAM”**, de responsabilidade da Pesquisadora **Priscila Galzo Marafon**, sob orientação da Professora Doutora **Beatriz Silva Câmara Mattos**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em “cd”. Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 01 de setembro de 2006

Prof. Dr. Rogério Nogueira de Oliveira
Coordenador do CEP-FOUSP

ANEXO B – Depósito Pedido de Patente

14/06/2019 870190055322
15:50
29409161906255031

Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT

Número do Processo: BR 20 2019 012298 1

Dados do Depositante (71)

Depositante 1 de 1

Nome ou Razão Social: CARINA ABRANTES SCHMITBERGER **Tipo**

de Pessoa: Pessoa Física

CPF/CNPJ: 08895968670

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Mestrando

Endereço: Dr Galdino Brandão Alvin n 34

Cidade: Uba

Estado: MG

CEP: 36500334

País: Brasil

Telefone:

32984068124

Fax:

Email: dracarinaorto@gmail.com

Dados do Pedido

Natureza Patente: 20 - Modelo de Utilidade (MU)

Título da Invenção ou Modelo de MINI PLACA ORTODÔNTICA PARA APARELHO EXTRA BUCAL

Utilidade (54): COM EFEITO ORTOPÉDICO**Resumo: A MINI PLACA ORTODONTICA PARA APARELHO EXTRABUCAL**

Trata-se de uma mini placa para ancoragem esquelética do aparelho extrabucal sem interferências dentárias. Com o apoio exclusivamente ósseo do aparelho extrabucal, a força é transferida diretamente ao osso, chegando nas suturas de forma mais intensa e sem movimentar dentes.

Figura a publicar: 1

Dados do **Nome:** CARINA ABRANTES SCHMITBERGER **CPF:** 08895968670

Inventor (72) **Nacionalidade:** Brasileira

Inventor 1 de 4 Qualificação Física: Mestrando

Endereço: Dr Galdino Brandao Alvin

Cidade: Uba

Estado: MG

CEP: 36500-334

País: BRASIL

Telefone: (32) 984 068124

Fax:

Email: carinaschmitberger@hotmail.com

Inventor 2 de 4

Nome: ROBERT WILLER FARINAZZO VITRAL **CPF:**

33108552600

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Professor do ensino superior

Endereço: 21 de abril, 117/404 bloco 1 São Mateus **Cidade:**

Juiz de Fora

Estado: MG

CEP: 36025-090

País: BRASIL

Telefone: (32) 988 438857

Fax:

Email: robertvitral@gmail.com

Inventor 3 de 4

Nome: MÁRCIO JOSÉ DA SILVA CAMPOS

CPF: 08267583718

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Professor do ensino superior

Endereço: Rua Guaçuí, 530/204, São Mateus. Juiz de Fora/MG **Cidade:**

Juiz de Fora

Estado: MG

CEP: 36025-190

País: BRASIL

Telefone: (32) 991 285974

Fax:

Email: drmarciocampos@hotmail.com

Inventor 4 de 4**Nome:** SÉRGIO LUIZ MOTA JÚNIOR**CPF:** 07333272656**Nacionalidade:** Brasileira**Qualificação Física:** Professor do ensino superior **Endereço:**

Rua Humaitá, 10/303 – Paineiras

Cidade: Juiz deFora **Estado:** MG**CEP:** 36016-150**País:** BRASIL**Telefone:** (32) 999 511399**Fax:****Email:** sergiomotajr_orto@yahoo.com.br**Documentos anexados**

Tipo Anexo	Nome
Comprovante de pagamento de GRU 200	ngru
29409161906255031.pdf Desenho	imagens em pdf.pdf
Resumo	resumo em pdf .pdf
Reivindicação	reiveidicação
pdf.pdf Relatório Descritivo	descrição
pdf.pdf	

Acesso ao Patrimônio Genético

- Declaração Negativa de Acesso - Declaro que o objeto do presente pedido de patente de invenção não foi obtido em decorrência de acesso à amostra de componente do Patrimônio Genético

Brasileiro, o acesso foi realizado antes de 30 de junho de 2000, ou não se aplica.

Declaração de veracidade

- Declaro, sob as penas da lei, que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

Recomendamos a
impressão desse
Comprovante.

Para tanto, utilize a opção de impressão de
seu browser.



Bradesco

Boleto de Cobrança Data: 14/06/2019

Comprovante de Pagamento

Nome do Banco Destinatário: *BANCO DO BRASIL S.A.*

Número de Identificação: *00190.00009 02940.916196 06255.031178 7 79490000007000*

Razão Social Beneficiário: *INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUST*

Nome Beneficiário: *INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUST*

CPF/CNPJ Beneficiário: *042.521.088/0001-37*

Razão Social Sacador Avalista:

CNPJ/CPF Sacador Avalista:

Instituição Recebedora: *237*

Nome Pagador: *CARINA ABRANTES SCHMITBERGER*

CPF/CNPJ Pagador: *088.959.686-70*

Data de Vencimento: *13/07/2019*

Valor: *70,00* **Multa:** *0,00*

Desconto: *0,00* **Juros:** *0,00*

Abatimento: *0,00* **Valor do Pagamento:** *70,00*

Bonificação: *0,00*

Data do Pagamento: *14/06/2019* **Hora:** *15:18:43*

Descrição do Pagamento: *Gru 2*

Debitado da: *Conta-Poupança*

1/2

FIGURAS FIGURA1

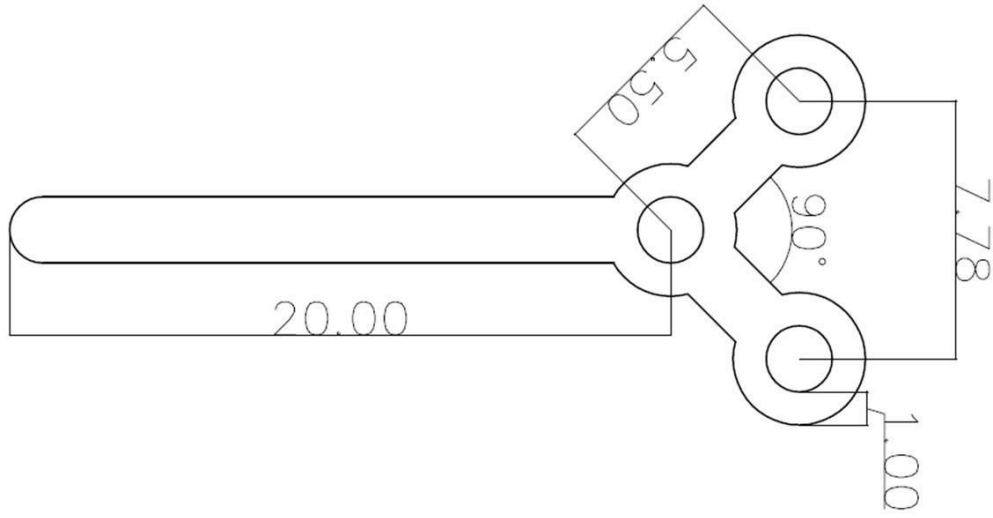


FIGURA 2

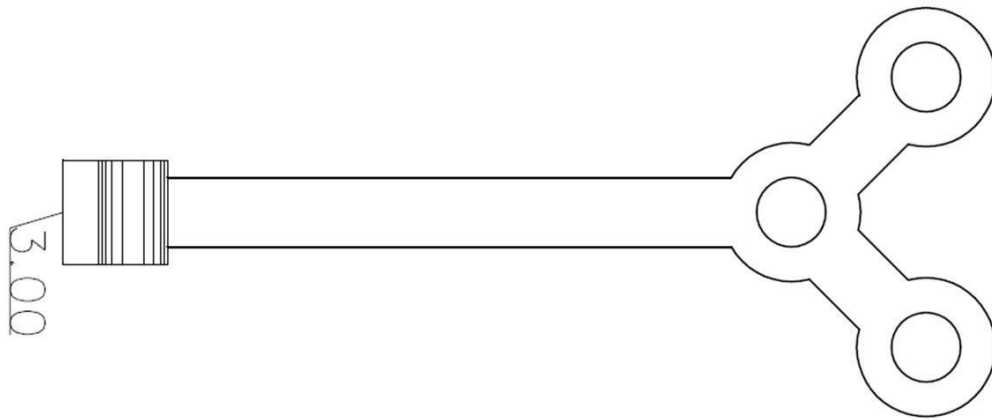
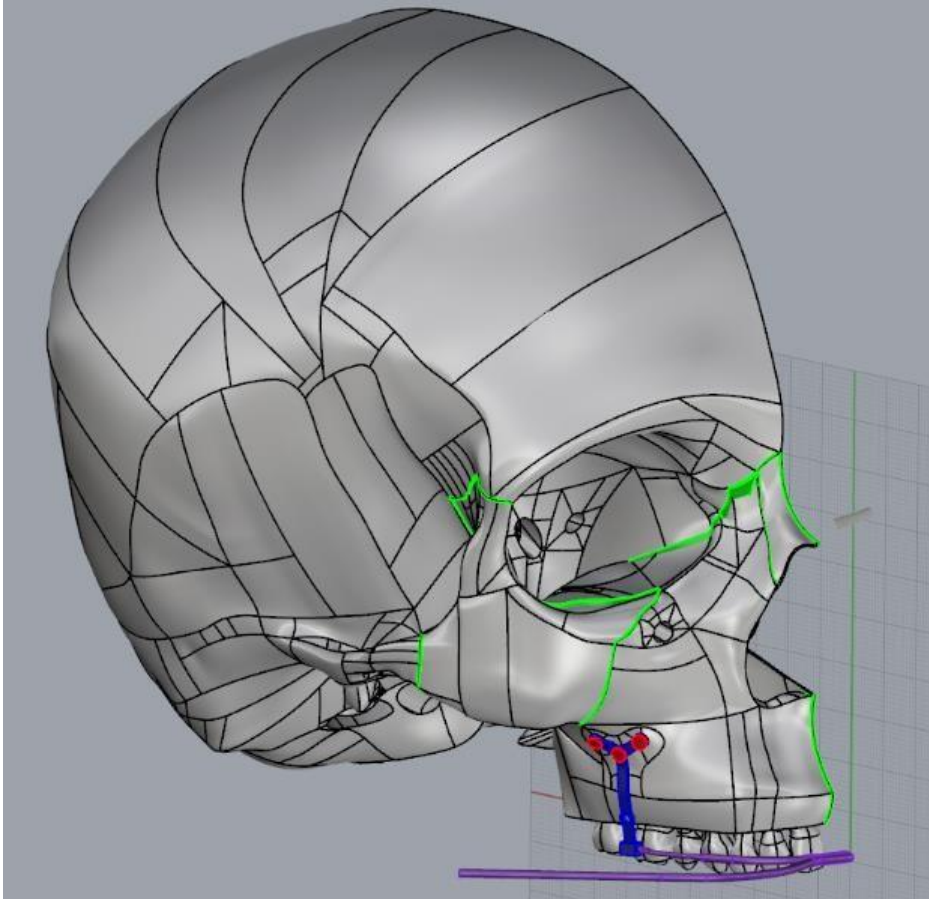


FIGURA 3



2/2

FIGURA 4



RESUMO

A MINI PLACA ORTODONTICA PARA APARELHO EXTRABUCAL

Trata-se de uma mini placa para ancoragem esquelética do aparelho extrabucal sem interferências dentárias. Com o apoio exclusivamente ósseo do aparelho extrabucal, a força é transferida diretamente ao osso, chegando nas suturas de forma mais intensa e sem movimentar dentes.

1/1

REIVINDICAÇÕES

A MINI PLACA ORTODONTICA PARA APARELHO EXTRABUCAL caracterizado por ser construído em titânio na forma e espessuras conforme figuras, permite a utilização do aparelho extrabucal para efeitos exclusivamente ortopédicos, evitando deslocamento indesejado dos dentes.

1/1

MINI PLACA ORTODÔNTICA PARA APARELHO EXTRA BUCAL COM EFEITO ORTOPÉDICO

O campo do presente Modelo Utilidade é a Odontologia e a Ciência da Saúde, será utilizado por cirurgiões dentistas em tratamentos ortopédicos faciais. A presente patente modelo de utilidade de um instrumento, trata-se de uma miniplaca ortodôntica para aparelho extrabucal, a ser utilizado na Odontologia para alcançar resultados ortopédicos. A miniplaca permite a utilização do aparelho extrabucal com apoio esquelético.

O aparelho extrabucal é utilizado para distalizar o primeiro molar superior e/ou para restringir o avanço maxilar em pacientes durante a fase de crescimento. Atualmente, o aparelho possui um apoio cervical e outro apoio no primeiro molar superior, desta forma, a força é realizada no primeiro molar e transferida para os ossos da face através do ligamento periodontal. Com a miniplaca em questão iremos eliminar o apoio dentário e criar um apoio ósseo, realizando a força diretamente na maxila, favorecendo a restrição do avanço maxilar e impedindo movimentações dentárias.

A miniplaca é feita em titânio, no formato de “Y” com vértice em 90°, com 3 orifícios circulares, 2 nas extremidades superiores e 1 no centro do vértice. A miniplaca possui 1mm de espessura e 2mm de largura, sendo os orifícios de 2mm de diâmetro interno e distância entre os centros de 5,50 mm. A miniplaca irá se estender verticalmente até a divisão amelocementaria do primeiro molar permanente acompanhando a anatomia maxilar, por isso seu comprimento será variável. Na imagem temos representada uma miniplaca reta com 20mm de distância entre o centro do orifício central e a extremidade inferior. Na extremidade inferior da miniplaca existe um tubo arredondado com diâmetro interno de 0,45”, diâmetro externo de 2mm e comprimento de 3mm, localizado como na figura.

Para fixação no processo zigomático da maxila, 3 parafusos de titânio com 2 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento serão utilizados.