

Análise do movimento inicial de molares superiores submetidos a forças extrabucais: estudo 3D

Giovana Rembowski Casaccia**, Janaína Cristina Gomes***, Luciana Rougemont Squeff****, Norman Duque Penedo*****, Carlos Nelson Elias*****, Jayme Pereira Gouvêa*****, Eduardo Franzotti Sant'Anna*****, Mônica Tirre de Souza Araújo*****, Antonio Carlos de Oliveira Ruellas*****

Resumo

Objetivo: analisar pelo método dos elementos finitos o deslocamento dos molares superiores frente a três diferentes inclinações do arco externo do aparelho extrabucal na tração do tipo cervical. **Métodos:** maxila, dentes montados em má oclusão de Classe II e aparelho foram modelados através de formulação variacional e seus valores reproduzidos em coordenadas X, Y e Z. Foram realizadas simulações em microcomputador tipo PC, utilizando o programa ANSYS versão 8.1. Cada modelo de arco externo reproduziu linhas de força que passaram (1) acima (AcCR), (2) abaixo (AbCR) e (3) no centro de resistência (CR) do molar permanente superior de um mesmo modelo portador de má oclusão de Classe II. A avaliação restringiu-se ao movimento inicial dos molares frente à força extrabucal de 4 Newtons. **Resultados:** o movimento distal inicial dos molares, tendo como ponto de referência a mesial do tubo, foi maior na coroa do modelo AbCR ($0,47 \times 10^{-6}$), e maior na raiz do modelo AcCR ($0,32 \times 10^{-6}$), provocando inclinações da coroa para distal e mesial, respectivamente. No modelo CR, os pontos na coroa ($0,15 \times 10^{-6}$) e raiz ($0,12 \times 10^{-6}$) deslocaram-se para distal equilibradamente, resultando em movimento de translação. Em todos os modelos, numa vista oclusal, houve tendência de rotação distal inicial da coroa, porém no modelo CR esse movimento foi muito pequeno. No sentido vertical (Z), todos os modelos revelaram movimento extrusivo (AbCR = $0,18 \times 10^{-6}$; CR = $0,62 \times 10^{-6}$; AcCR = $0,72 \times 10^{-6}$). **Conclusão:** a simulação computacional do uso de aparelho extrabucal com tração cervical revelou a ocorrência de movimento extrusivo e distal, podendo ser por inclinação distal de coroa, de raiz ou movimento de translação.

Palavras-chave: Aparelhos de tração extrabucal. Análise de elemento finito. Movimentação dentária.

* Acesse www.dentalpress.com.br/revistas para ler o artigo na íntegra.

** Mestrado em Ortodontia pela Universidade Federal do Rio de Janeiro. Estudante de Doutorado em Ortodontia pela Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ).

*** Mestrado em Ortodontia pela UFRJ. Professora adjunta da Universidade Vale do Rio Doce e Estudante de Doutorado em Ortodontia pela UFRJ.

**** Mestrado em Ortodontia pela UFRJ. Professora de Ortodontia da Universidade Salgado de Oliveira - Niterói/RJ e Estudante de Doutorado em Ortodontia pela UFRJ.

***** Doutorado em Engenharia Metalúrgica/Bioengenharia pela Universidade Federal Fluminense.

***** Doutorado em Ciências dos Materiais/Implantes pelo Instituto Militar de Engenharia (IME). Professor adjunto do IME/RJ. Professor colaborador do Curso de Ortodontia da UFRJ e Pesquisador do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico.

***** Doutorado em Engenharia Mecânica pela Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro - atuação em Metalurgia de Transformação, com ênfase em Conformação Mecânica. Professor Titular da Universidade Federal Fluminense (UFF).

***** Doutorado em Ortodontia pela UFRJ. Professor Adjunto da UFRJ.

Resumo do editor

Este estudo utilizou-se da metodologia digital de elementos finitos para comparar as repercussões do aparelho extrabucal cervical, com variações na direção do vetor de força, sobre a movimentação dos primeiros molares superiores permanentes. Ao se modificar o comprimento e/ou a inclinação do arco externo do aparelho extrabucal, ou ao aplicar vetores de força diferentes, as consequências nas estruturas dentária e esquelética podem ser alteradas. Foram reproduzidos modelos de uma maxila com dentes montados em má oclusão de Classe II e de um aparelho extrabucal (tração cervical) com o arco externo modificado em três alturas, determinando linhas de força passando acima, abaixo e através do centro de resistência dos primeiros molares (Fig. 1). Nas simulações computadorizadas, foi utilizado o programa ANSYS (versão 8.1, Ansys Inc. Canonsburg, PA, EUA), que se vale do método dos elementos finitos para quantificação de forças, momentos e tensões. As ativações foram simuladas para distalização de molares, e permitiram a determinação quantitativa dos parâmetros que envolvem a biomecânica ortodôntica.

O movimento distal inicial dos primeiros molares superiores (U_x), no modelo em que a resultante de forças passou abaixo do centro de resistência (AbCR), foi de inclinação distal da coroa maior do que a da raiz, produzindo *tip*

back no elemento envolvido. No modelo em que a resultante de forças passou no centro de resistência (CR), o movimento distal foi de corpo, provocando deslocamento da raiz para distal até o terço médio. No modelo em que a resultante de forças passou acima do centro de resistência (AcCR), o deslocamento para distal foi maior na raiz, produzindo um *tip forward*. Numa vista oclusal, em todos os modelos houve tendência de rotação distal inicial da coroa, porém, no modelo CR esse movimento foi muito reduzido. Os resultados para o sentido vertical (U_z) revelaram que todos os modelos apresentaram extrusão, sendo maior no AcCR. A extrusão evidente ocorrida nos três modelos pode ser explicada pela origem do ponto de aplicação da força que se encontra baixo, na região cervical dos pacientes. Cuidado deve ser tomado nos casos onde é necessário elevar o arco externo para obter uma linha de ação mais apropriada para o efeito que se deseja no molar, pois a elevação do arco externo aumenta o componente extrusivo.

Comprovou-se que, pelo uso do aparelho extrabucal com tração cervical, há movimento extrusivo e distal. A orientação da linha de força é importante para o controle do tipo de movimento do molar superior, podendo esse ser de translação, *tip back* ou *tip forward* quando há movimentação distal pelo uso do aparelho extrabucal.

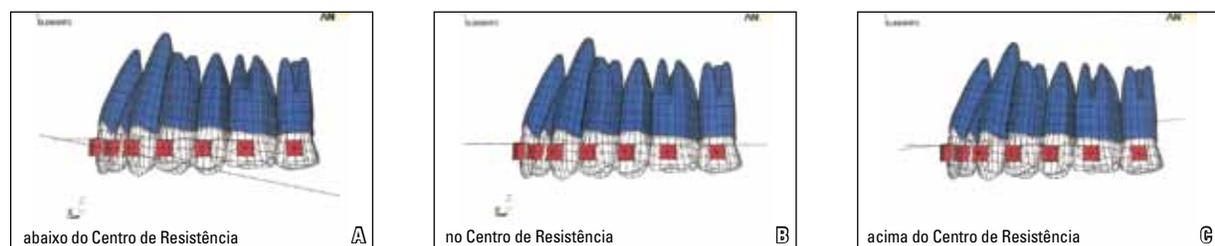


FIGURA 1 - Reprodução dos três modelos de aparelho extrabucal cervical com diferentes inclinações do arco externo em relação às coordenadas X, Y e Z, utilizando o programa Ansys 8.1: **A)** AbCR (abaixo do Centro de Resistência); **B)** CR (no Centro de Resistência) e **C)** AcCR (acima do Centro de Resistência).

Questões aos autores

1) O que motivou os autores a encetar esse estudo?

Apesar do aspecto antiestético e da necessidade de cooperação, o aparelho extrabucal é um dispositivo convencional bastante utilizado, além de permitir diferentes aplicações de linhas de força. Sua utilização requer conhecimentos básicos de biomecânica, pois as consequências nas estruturas dentária e esquelética podem ser alteradas dependendo dos vetores de força aplicados. A visualização desses efeitos colaterais foi relatada na literatura utilizando, normalmente, as superposições radiográficas de perfil; no entanto, existem limitações como isolar o movimento do molar sem que o crescimento das bases ósseas interfira na análise. Por essa razão, foi proposto analisar o movimento distal inicial do primeiro molar superior, frente a três diferentes angulações do arco externo do aparelho extrabucal, através de simulações computadorizadas, utilizando o método dos elementos finitos.

2) Qual a importância da metodologia dos elementos finitos em pesquisas em Ortodontia?

Os trabalhos sobre mecânica aplicada que utilizam os elementos finitos apresentam sucesso. É possível, com esse método, avaliar componentes biomecânicos como deslocamento, tensão, pressão, esforço e forças induzidas sobre várias estruturas que são utilizadas na Ortodontia. A precisão dos resultados com o método de elementos finitos depende do processamento do modelo de estudo; portanto, deve-se atentar às suas limitações.

3) Os autores sugerem futuros trabalhos utilizando essa mesma metodologia?

Sim, trabalhos que comparem os efeitos, principalmente adversos, do movimento dentário com aparelhos extrabucais e intrabucais. Praticamente todas as mecânicas utilizadas para movimento ortodôntico podem ser simuladas, embora as avaliações com elementos finitos permitam apenas interpretar as respostas iniciais do efeito da mecânica aplicada.

Endereço para correspondência

Antonio Carlos de Oliveira Ruellas
Rua Expedicionários 437 apto 51, Centro
CEP: 37.701-041 – Poços de Caldas / MG
E-mail: antonioruellas@yahoo.com.br

Análise do movimento inicial de molares superiores submetidos a forças extrabuciais: estudo 3D

Giovana Rembowski Casaccia*, Janaína Cristina Gomes**, Luciana Rougemont Squeff***, Norman Duque Penedo****, Carlos Nelson Elias*****, Jayme Pereira Gouvêa*****, Eduardo Franzotti Sant'Anna*****, Mônica Tirre de Souza Araújo*****, Antonio Carlos de Oliveira Ruellas*****

Resumo

Objetivo: analisar pelo método dos elementos finitos o deslocamento dos molares superiores frente a três diferentes inclinações do arco externo do aparelho extrabucal na tração do tipo cervical. **Métodos:** maxila, dentes montados em má oclusão de Classe II e aparelho foram modelados através de formulação variacional e seus valores reproduzidos em coordenadas X, Y e Z. Foram realizadas simulações em microcomputador tipo PC, utilizando o programa ANSYS versão 8.1. Cada modelo de arco externo reproduziu linhas de força que passaram (1) acima (AcCR), (2) abaixo (AbCR) e (3) no centro de resistência (CR) do molar permanente superior de um mesmo modelo portador de má oclusão de Classe II. A avaliação restringiu-se ao movimento inicial dos molares frente à força extrabucal de 4 Newtons. **Resultados:** o movimento distal inicial dos molares, tendo como ponto de referência a mesial do tubo, foi maior na coroa do modelo AbCR ($0,47 \times 10^{-6}$), e maior na raiz do modelo AcCR ($0,32 \times 10^{-6}$), provocando inclinações da coroa para distal e mesial, respectivamente. No modelo CR, os pontos na coroa ($0,15 \times 10^{-6}$) e raiz ($0,12 \times 10^{-6}$) deslocaram-se para distal equilibradamente, resultando em movimento de translação. Em todos os modelos, numa vista oclusal, houve tendência de rotação distal inicial da coroa, porém no modelo CR esse movimento foi muito pequeno. No sentido vertical (Z), todos os modelos revelaram movimento extrusivo (AbCR= $0,18 \times 10^{-6}$; CR= $0,62 \times 10^{-6}$; AcCR= $0,72 \times 10^{-6}$). **Conclusão:** a simulação computacional do uso de aparelho extrabucal com tração cervical revelou a ocorrência de movimento extrusivo e distal, podendo ser por inclinação distal de coroa, de raiz ou movimento de translação.

Palavras-chave: Aparelhos de tração extrabucal. Análise de elemento finito. Movimentação dentária.

* Mestrado em Ortodontia pela Universidade Federal do Rio de Janeiro. Estudante de Doutorado em Ortodontia pela Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ).

** Mestrado em Ortodontia pela UFRJ. Professora adjunta da Universidade Vale do Rio Doce e Estudante de Doutorado em Ortodontia pela UFRJ.

*** Mestrado em Ortodontia pela UFRJ. Professora de Ortodontia da Universidade Salgado de Oliveira - Niterói/RJ e Estudante de Doutorado em Ortodontia pela UFRJ.

**** Doutorado em Engenharia Metalúrgica/Bioengenharia pela Universidade Federal Fluminense.

***** Doutorado em Ciências dos Materiais/Implantes pelo Instituto Militar de Engenharia (IME). Professor adjunto do IME/RJ. Professor colaborador do Curso de Ortodontia da UFRJ e Pesquisador do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico.

***** Doutorado em Engenharia Mecânica pela Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro - atuação em Metalurgia de Transformação, com ênfase em Conformação Mecânica. Professor Titular da Universidade Federal Fluminense (UFF).

***** Doutorado em Ortodontia pela UFRJ. Professor Adjunto da UFRJ.

INTRODUÇÃO

A má oclusão de Classe II de Angle é caracterizada pela discrepância dentária no sentido antero-posterior, a qual interfere nas relações maxilomandibulares do indivíduo. Sua prevalência varia de 35 a 50% no Brasil, o que demonstra importância significativa para os cuidados com o seu tratamento¹⁰. Apesar de atualmente existirem diversos meios de corrigi-la, como aparelhos intrabucais (Jones Jig, distal Jet, pêndulo, entre outros), dispositivos de ancoragem esquelética e aparelhos extrabucais, a escolha dependerá da indicação de cada caso, da cooperação do paciente e da habilidade do profissional em aplicar determinado recurso. Apesar do aspecto estético e da necessidade de colaboração, o aparelho extrabucal (AEB) é um dispositivo convencional e ainda bastante utilizado, além de permitir diferentes aplicações de linhas de força. O AEB pode auxiliar nas correções dos problemas esqueléticos e realizar movimento distal dos molares permanentes superiores³. Sua utilização requer conhecimentos básicos de biomecânica — como conceitos de centro de resistência e de rotação dos dentes e linhas de ação de força¹⁴ — para o monitoramento da movimentação dentária durante o tratamento^{20,25}. Ao se modificar simetricamente o comprimento e/ou a inclinação do arco externo do aparelho, ou ao aplicar vetores de força diferentes, as consequências nas estruturas dentária e esquelética podem ser alteradas^{20,29}. Muitas vezes os efeitos são indesejáveis, e cabe ao ortodontista reduzi-los, prevendo as possíveis inclinações da linha de ação de força e sua relação com o centro de resistência do dente a ser movimentado²⁵.

A visualização desses efeitos colaterais foi exaustivamente relatada na literatura^{1,4,9,17,21,26,29}, utilizando, normalmente, as superposições radiográficas de perfil. Alguns estudos mostraram que uma das grandes limitações desse método é a dificuldade de isolar o movimento do molar sem que o crescimento das bases ósseas interfira na análise¹⁸. Com o avanço da tecnologia, foram realizados estudos, através de simulações computadorizadas, alguns com intuito de analisar o movimento dentário em modelos de gesso e outros para avaliar as forças mastigatórias sobre o elemento dentário e sua estabilidade^{2,5}. Os efeitos dos vetores de força aplicados sobre os mini-implantes também foram estudados⁶, bem como a resposta do padrão facial frente às forças extrabucais⁸. No entanto, nenhum abordou a influência dessas forças no movimento do primeiro molar permanente pelo método de elementos finitos. Os autores do presente trabalho têm como objetivo analisar, através desse método, o deslocamento dos molares superiores frente a três diferentes inclinações do arco externo do aparelho extrabucal na tração do tipo cervical.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram reproduzidos modelos de uma maxila com dentes montados em má oclusão de Classe II e de um aparelho extrabucal (tração cervical) com o arco externo modificado em três alturas, determinando linhas de força diferentes, porém com comprimentos iguais. A linha imaginária, resultante dos vetores de força, passou acima, abaixo e no centro de resistência de um mesmo molar permanente superior (Fig. 1).

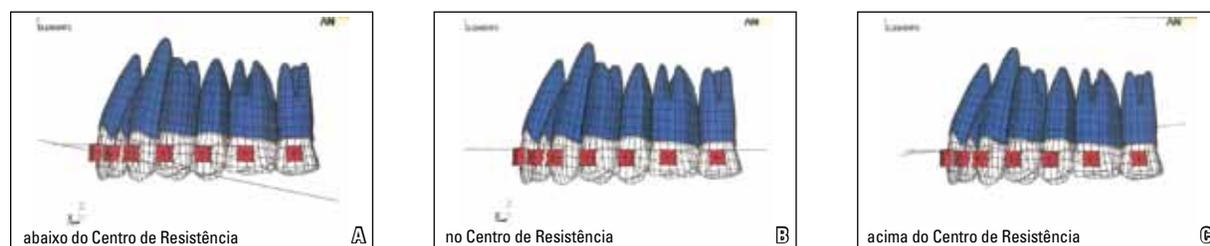


FIGURA 1 - Reprodução dos três modelos de aparelho extrabucal cervical com diferentes inclinações do arco externo em relação às coordenadas X, Y e Z, utilizando o programa Ansys 8.1: **A)** AbCR (abaixo do Centro de Resistência); **B)** CR (no Centro de Resistência) e **C)** AcCR (acima do Centro de Resistência).

Medidas do centro de resistência do primeiro molar superior, do ponto de ativação do aparelho (tubo), dos ganchos da tala e do arco externo do extrabucal onde foi aplicada a força foram realizadas em modelo volumétrico, com padrão de Classe II, a partir de paquímetro digital. Seus valores foram reproduzidos em coordenadas X,Y e Z, considerando-se como ponto zero a meia distância da tangente à face distal dos segundos molares superiores.

As simulações computacionais foram realizadas em um microcomputador tipo PC, processador Intel Pentium 4 com 2,8 GHz de capacidade de processamento, disco rígido (HD) de 80 Gb e memória RAM de 1 Gb. Nas simulações, foi utilizado o programa ANSYS (Ansys Inc. Canonsburg, PA,EUA) versão 8.1. A partir desse — que se vale do método dos elementos finitos para quantificação de forças, momentos e tensões — as ativações foram simuladas para distalização de molares, e permitiram a determinação quantitativa dos parâmetros que envolvem a biomecânica ortodôntica.

Nos modelos numéricos, as regiões que representam os alvéolos tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções, permitindo apenas movimento devido à deformação do ligamento periodontal.

As simulações computadorizadas representaram apenas o movimento inicial, decorrente da força de 4N (Newtons) empregada sobre os primeiros molares permanentes, considerando a presença dos segundos molares permanentes. A medida foi realizada a partir dos pontos demarcados na raiz, coroa e região de centro de resistência do primeiro molar permanente, sendo zero o valor dos pontos antes da aplicação da força (Fig. 2).

O movimento inicial, devido à força gerada pelo aparelho extrabucal, provocou deformação do ligamento periodontal, cujo módulo de elasticidade foi de 0,05 N/mm² e coeficiente de Poisson de 0,49. A força foi considerada como carga estática^{23,28} para permitir o movimento dentário dentro do seu respectivo alvéolo, cujo módulo de elasticidade foi de 20.000 N/mm² e o coeficiente de Poisson de 0,30^{7,23}.

RESULTADOS

O movimento distal inicial dos primeiros molares superiores (U_x), no modelo em que a resultante de forças passou abaixo do centro de resistência (AbCR), foi de inclinação distal da coroa maior do que a da raiz, produzindo *tip back* no elemento envolvido. No modelo centro de resistência (CR), o movimento distal foi de corpo, provocando deslocamento da raiz para distal até o terço médio. No modelo em que a resultante de forças passou acima do centro de resistência (AcCR), o deslocamento para distal foi maior na raiz, produzindo um *tip forward* (Fig. 3). Numa vista oclusal, em todos os modelos, houve tendência de rotação distal inicial da coroa (Fig. 4), porém, no modelo CR, esse movimento foi muito reduzido.

Os resultados para o sentido vertical (U_z) revelaram que todos os modelos apresentaram extrusão, sendo maior no AcCR. O modelo CR exibiu leve extrusão em todos os pontos, diferentemente dos modelos AbCR e AcCR, que apresentaram leve intrusão em pontos distal e mesial da coroa, respectivamente.

Os valores mostrados na Tabela 1 e 2 confirmaram o deslocamento inicial do molar em cada modelo do aparelho extrabucal, exibindo sua direção e sentido em cada ponto avaliado do molar superior.

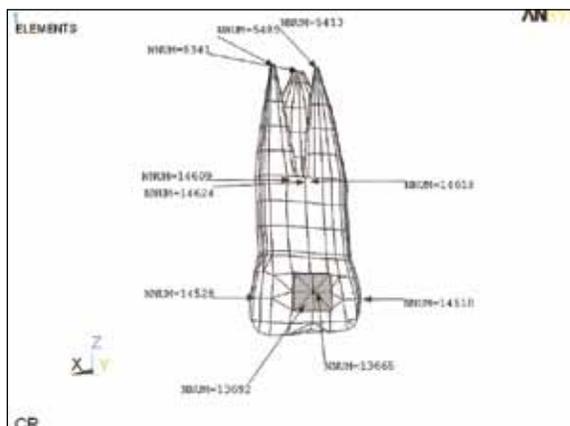


FIGURA 2 - Pontos analisados após simulação da aplicação da força no primeiro molar permanente em cada modelo.

DISCUSSÃO

No método de elementos finitos, através da formulação variacional, as propriedades mecânicas dos tecidos orgânicos e dos materiais ortodônticos foram obtidas através da literatura correspondente^{7,19,23,28}, o que possibilitou a caracterização dos elementos e da geometria do corpo analisado pelo módulo numérico.

Os efeitos das forças aplicadas nos primeiros molares analisados nesses modelos são praticamente os mesmos observados na clínica. O Gráfico 1 ilustra as diferenças que acontecem nos pontos principais (raiz e coroa) do primeiro molar permanente para os modelos de linha de força AbCR e AcCR no sentido anteroposterior (coordenada X), e também se verifica a uniformidade do movimento no modelo CR para distal. Os pontos 1 e 2 estão localizados nas raízes mesiovestibular e palatina do molar. Os pontos 3 e 4 estão na distal e mesial do

tubo colado na vestibular da coroa desse mesmo dente. Dessa forma, pode-se notar as inclinações contrárias dependendo das linhas de força para os dois modelos AbCR e AcCR.

Melsen e Dalstra¹⁸ demonstraram, em superposições radiográficas de pacientes, que o tipo de movimento dentário, durante o uso de aparelhos extrabucais com arco externo angulado para baixo e com o angulado para cima, foi dependente da linha de ação da força nos dois grupos tratados. Os pacientes que apresentaram arco angulado para baixo revelaram extrusão e inclinação distal da coroa, enquanto os com arco angulado para cima mostraram um movimento de translação¹⁸. Os autores usaram o centro de resistência como referência, assim como o presente trabalho, que encontrou inclinação da coroa para distal no modelo AbCR, inclinação da raiz para distal no modelo AcCR e translação no modelo CR.



FIGURA 3 - Representação do movimento distal inicial do primeiro molar nos três modelos da simulação computacional: **A)** AbCR, ilustra maior inclinação da coroa para posterior (distal); **B)** CR, movimento distal da coroa e raiz uniformes; **C)** AcCR, ilustra maior inclinação da raiz para posterior (distal).

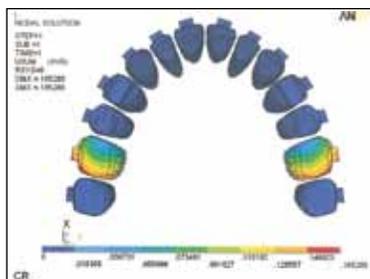


FIGURA 4 - Vista oclusal da representação do movimento de rotação distal inicial da coroa no modelo CR.

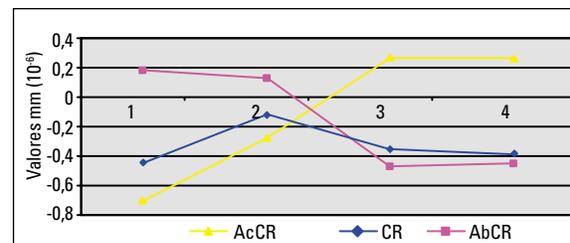


GRÁFICO 1 - Representação do movimento inicial do primeiro molar (sentido anteroposterior) nos pontos das raízes palatina (1) e mesiovestibular (2) e nos pontos mesial (3) e distal (4) do tubo colado na coroa observado nos três modelos da simulação computacional (AcCR, CR e AbCR).

TABELA 1 - Valores em mm ($\times 10^{-6}$) do movimento inicial do primeiro molar permanente no sentido anteroposterior (coordenada X) dos três modelos avaliados.

Nodos/coordenadas	Ux AbCR	Direção	Ux CR	Direção	Ux AcCR	Direção
raiz mesial (5413)	0,06821	M	0,12336	D	0,32432	D
raiz distal (5489)	0,05468	M	0,13153	D	0,32687	D
tubo V (13665)	0,52272	D	0,13128	D	0,09499	M
tubo M (14510)	0,47447	D	0,14887	D	0,01425	M
tubo D (14528)	0,45748	D	0,16665	D	0,02567	M
região D do CR (14609)	0,13785	D	0,14141	D	0,28577	D
região M do CR (14618)	0,16082	D	0,13761	D	0,18142	D
região P do CR (14624)	0,13875	D	0,12894	D	0,26128	D

M=mesial, D=distal, Ux=resultante movimento inicial no sentido anteroposterior, V=vestibular e CR=centro de resistência.

TABELA 2 - Valores em mm ($\times 10^{-6}$) do movimento inicial do primeiro molar permanente no sentido vertical (coordenada Z) dos três modelos avaliados (valores negativos representando o movimento extrusivo dos pontos avaliados).

Nodos/coordenadas	Uz AbCR	Direção	Uz CR	Direção	Uz AcCR	Direção
raiz mesial (5413)	-0,24398	ex	-0,46214	ex	0,23297	in
raiz distal (5489)	-0,99368	ex	-0,23581	ex	-0,63052	ex
tubo V (13665)	-0,18231	ex	-0,62664	ex	-0,72586	ex
tubo M (14510)	-0,11875	ex	-0,63811	ex	0,31449	in
tubo D (14528)	0,17873	in	-0,19519	ex	-0,10243	ex
região D do CR (14609)	-0,51664	ex	-0,26472	ex	-0,39593	ex
região M do CR (14618)	-0,13161	ex	-0,41045	ex	-0,26438	ex
região P do CR (14624)	-0,54192	ex	-0,32091	ex	-0,18191	ex

in=intrusão, ex=extrusão, Uz=resultante movimento inicial no sentido vertical, V=vestibular, M=mesial, D=distal, P=palatina e CR=centro de resistência.

A extrusão evidente ocorrida nos três modelos pode ser explicada pela origem do ponto de aplicação da força que se encontra baixo, na região cervical dos pacientes^{20,29}. Contudo, não necessariamente é um movimento indesejado, visto que, em alguns casos clínicos de pacientes com terço inferior da face diminuído a extrusão é esperada, por sua consequência no perfil facial como um todo^{24,29}. Cuidado deve ser tomado nos casos onde é necessário elevar o arco externo para obter uma linha de ação mais apropriada para o efeito que se deseja no molar, pois a elevação do arco externo aumenta o componente extrusivo (Tab. 2, referência nodo tubo V).

Ashmore et al.² descreveram o movimento do primeiro molar permanente durante o tratamento com aparelho extrabucal (tração combinada), em modelos de gesso analisados em 3D, e obtiveram resultados pouco extrusivos, em função da tração

alta estar associada e passar sobre o CR, provocando movimentos de translação. Apesar da quantidade do movimento ser reduzida e da tração ser cervical, foi encontrado o mesmo resultado no presente estudo: uniformidade do movimento da coroa e raiz para distal e leve extrusão para o modelo CR.

Oosthuizen et al.²⁰ afirmaram que o centro de resistência do primeiro molar superior é aproximadamente na trifurcação das suas raízes, na altura média do terço cervical. Quando a linha de ação de uma força aplicada não passa através do centro de resistência, o elemento a ser movimentado inclina-se sob o seu centro de rotação, ou seja, dependendo do posicionamento dessa linha, há movimento de inclinação do molar²⁰. A função mecânica explicada apenas reforça o que foi encontrado tanto nos achados clínicos quanto no presente estudo baseado em elementos finitos.

O centro de resistência do elemento dentário ou de uma unidade esquelética a ser movimentada é o ponto de consideração básica para a organização de um sistema de forças²⁷. Os efeitos causados pela variação do arco externo também podem ser aplicados para os movimentos ortopédicos, pois o raciocínio da distribuição de forças através dos vetores é similar, alterando apenas a localização do centro de resistência.

Segundo Klein¹⁵, através de estudos cefalométricos de superposição foi possível observar o movimento do molar, excluindo o crescimento dos pacientes. Dessa forma encontrou, em 17 dos 23 casos, o movimento de corpo dos molares para distal. Diferentemente de Piva et al.²², Schiavon Gandini et al.²⁴ demonstraram em radiografias cefalométricas que, mesmo com a rotação da maxila para baixo, a inclinação axial do molar não foi alterada e houve maior inclinação da raiz para distal, ainda que a linha de força passasse sobre o centro de resistência. Schiavon Gandini et al.²⁴ utilizaram, em sua pesquisa, a padronização da angulação do arco externo, enquanto Klein¹⁵ recorreu apenas à tração cervical.

Vários autores afirmaram que é possível prevenir deslocamentos indesejáveis — como inclinações mesiais ou distais da coroa — com modificações no arco externo do extrabucal, elevando-o ou abaixando-o, mas isso depende mais do operador que do paciente^{15,16}. A inclinação da linha de tração pode ser alterada apenas pelas variações de angulação e comprimento do arco externo^{20,25}. No entanto, é possível, com tais alterações, provocar movimentos extrusivos que comprometam o controle vertical da mecânica, principalmente quando se eleva o arco externo para corrigir uma inclinação do molar para distal (*tip back*). Nessa situação, é recomendável alterar o tipo de tração para combinada.

Assim como o presente trabalho verificou, Haas considera que existe a tendência dos molares girarem em torno do seu próprio eixo com direção lingual — devido à aplicação de força encontrar-se no arco externo em posição baixa (região cervical do paciente). Desse modo, ele propõe a expansão dos arcos internos do extrabucal, melhorando o posicionamento desse dente¹². Outros autores recomendam a utilização da barra palatina removível para o controle da movimentação no sentido vertical e para correções de rotações e torques indesejáveis durante o tratamento^{11,13,30}, além, é claro, do próprio arco retangular para controle de torque quando o paciente estiver nessa fase do tratamento.

Piva et al.²² sugerem estudos em 3D devido à limitação dos trabalhos em radiografias, por não se obter o movimento puro do molar através de superposições, em decorrência das modificações do crescimento nesses pacientes em desenvolvimento. Com o método dos elementos finitos, os resultados da presente pesquisa puderam — a partir da variação do arco externo do aparelho extrabucal — representar, isoladamente, o movimento do molar superior permanente.

CONCLUSÕES

Comprovou-se que, pelo uso do aparelho extrabucal de tração cervical, há movimento extrusivo e distal. A orientação da linha de força é importante para o controle do tipo de movimento do molar superior, podendo esse ser de translação, *tip back* ou *tip forward* quando há movimentação distal pelo uso do aparelho extrabucal. A definição dessa orientação dependerá da situação clínica em que o profissional se encontrar, bem como do planejamento do tratamento ortodôntico.

Analysis of initial movement of maxillary molars submitted to extraoral forces: a 3D study

Abstract

Objective: To analyze maxillary molar displacement by applying three different angulations to the outer bow of cervical-pull headgear, using the finite element method (FEM). **Methods:** Maxilla, teeth set up in Class II malocclusion and equipment were modeled through variational formulation and their values represented in X, Y, Z coordinates. Simulations were performed using a PC computer and ANSYS software version 8.1. Each outer bow model reproduced force lines that ran above (ACR) (1), below (BCR) (2) and through the center of resistance (CR) (3) of the maxillary permanent molars of each Class II model. Evaluation was limited to the initial movement of molars submitted to an extraoral force of 4 Newtons. **Results:** The initial distal movement of the molars, using as reference the mesial surface of the tube, was higher in the crown of the BCR model (0.47×10^{-6}) as well as in the root of the ACR (0.32×10^{-6}) model, causing the crown to tip distally and mesially, respectively. On the CR model, the points on the crown (0.15×10^{-6}) and root (0.12×10^{-6}) moved distally in a balanced manner, which resulted in bodily movement. In occlusal view, the crowns on all models showed a tendency towards initial distal rotation, but on the CR model this movement was very small. In the vertical direction (Z), all models displayed extrusive movement (BCR 0.18×10^{-6} ; CR 0.62×10^{-6} ; ACR 0.72×10^{-6}). **Conclusions:** Computer simulations of cervical-pull headgear use disclosed the presence of extrusive and distal movement, distal crown and root tipping, or bodily movement.

Keywords: Headgear. Finite Element Method. Tooth movement.

REFERÊNCIAS

1. Armstrong MM. Controlling the magnitude, direction, and duration of extraoral force. *Am J Orthod.* 1971 Mar;59(3):217-43.
2. Ashmore JL, Kurland BF, King GJ, Wheeler TT, Ghafari J, Ramsay DS. A 3-dimensional analysis of molar movement during headgear treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002 Jan;121(1):18-29.
3. Baumrind S, Korn EL, Isaacson RJ, West EE, Molthen R. Quantitative analysis of the orthodontic and orthopedic effects of maxillary traction. *Am J Orthod.* 1983 Nov;84(5):384-98.
4. Burkhardt DR, McNamara JA Jr, Baccetti T. Maxillary molar distalization or mandibular enhancement: a cephalometric comparison of comprehensive orthodontic treatment including the pendulum and the Herbst appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Feb;123(2):108-16.
5. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Apr;123(4):367-73.
6. Chang YI, Shin SJ, Baek SH. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop Edgewise archwire. *Eur J Orthod.* 2004 Jun;26(3):339-45.
7. Chen WP, Lee BS, Chiang YC, Lan WH, Lin CP. Effects of various periodontal ligament elastic moduli on the stress distribution of a central incisor and surrounding alveolar bone. *J Formos Med Assoc.* 2005 Nov;104(11):830-8.
8. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Apr;135(4):507-15.
9. Ghafari J, Shofer FS, Jacobsson-Hunt U, Markowitz DL, Laster LL. Headgear versus function regulator in the early treatment of Class II, Division 1 malocclusion: A randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998 Jan;113(1):51-61.
10. Grando G, Young AA, Vedovello M Filho, Vedovello SA, Ramirez-Yañez GO. Prevalence of malocclusions in a young Brazilian population. *Int J Orthod Milwaukee.* 2008 Summer;19(2):13-6.
11. Gündüz E, Zachrisson BU, Hönigl KD, Crismani AG, Bantleon HP. An improved transpalatal bar design. Part I. Comparison of moments and forces delivered by two bar designs for symmetrical molar derotation. *Angle Orthod.* 2003 Jun;73(3):239-43.
12. Haas AJ. Headgear therapy: the most efficient way to distalize molars. *Semin Orthod.* 2000 Jun;6(2):79-90.

13. Ingervall B, Hönlgl KD, Bantleon HP. Moments and forces delivered by transpalatal arches for symmetrical first molar rotation. *Eur J Orthod.* 1996 Apr;18(2):131-9.
14. Jacobson A. A key to the understanding of extraoral forces. *Am J Orthod.* 1979 Apr;75(4):361-86.
15. Klein PL. An evaluation of cervical traction on the maxilla and the upper first permanent molar. *Angle Orthod.* 1957 Jan;27(1):61-8.
16. Kloehe SJ. Orthodontics-force or persuasion. *Angle Orthod.* 1953 Jan;23(1):56-65.
17. Melsen B. Effects of cervical anchorage during and after treatment: an implant study. *Am J Orthod.* 1978 May;73(5):526-40.
18. Melsen B, Dalstra M. Distal molar movement with Kloehe headgear: is it stable? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Apr;123(4):374-8.
19. Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent Mater.* 2004 Sep;20(7):623-9.
20. Oosthuizen L, Dijkman JF, Evans WG. A mechanical appraisal of the Kloehe extraoral assembly. *Angle Orthod.* 1973 Jul;43(3):221-32.
21. Pavlick CT Jr. Cervical headgear usage and the bioprogressive orthodontic philosophy. *Semin Orthod.* 1998 Dec;4(4):219-30.
22. Piva LM, Brito HH, Leite HR, O'Reilly M. Effects of cervical headgear and fixed appliances on the space available for maxillary second molars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Sep;128(3):366-71.
23. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials.* 1997 Jul;18(14):995-9.
24. Schiavon Gandini MR, Gandini LG Jr, Da Rosa Martins JC, Del Santo M Jr. Effects of cervical headgear and Edgewise appliances on growing patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001 May;119(5):531-8.
25. Shimizu RH, Ambrosio AR, Shimizu IA, Godoy-Bezerra J, Ribeiro JS, Staszak KR. Princípios biomecânicos do aparelho extrabucal. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial.* 2004 nov-dez;9(6):122-56.
26. Stafford GD, Caputo AA, Turley PK. Characteristics of headgear release mechanisms: Safety implications. *Angle Orthod.* 1998 Aug;68(4):319-26.
27. Stockli PW, Teuscher UM. Ortopedia combinada com ativador e extra-bucal. In: Graber RL, editor. *Ortodontia: princípios e técnicas atuais.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1994. p. 400-65.
28. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Apr;123(4):441-50.
29. Uçem TT, Yüksel S. Effects of different vectors of forces applied by combined headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998 Mar;113(3):316-23.
30. Wise JB, Magness WB, Powers JM. Maxillary molar vertical control with the use of transpalatal arches. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994 Oct;106(4):403-8.

Enviado em: fevereiro de 2009
Revisado e aceito: agosto de 2009

Endereço para correspondência

Antonio Carlos de Oliveira Ruellas
Rua Expedicionários 437 apto 51, Centro
CEP: 37.701-041 – Poços de Caldas / MG, Brazil
E-mail: antonioruellas@yahoo.com.br