

# Simulação 3D de movimento ortodôntico

Norman Duque Penedo\*, Carlos Nelson Elias\*\*,  
Maria Christina Thomé Pacheco\*\*\*, Jayme Pereira de Gouvêa\*\*\*\*

## Resumo

**Objetivo:** desenvolver e validar, através do Método dos Elementos Finitos (MEF), um modelo numérico tridimensional (3D) de um incisivo central superior para simular o movimento dentário. **Métodos:** esse modelo contempla a unidade dentária, o osso alveolar e o ligamento periodontal. Permite a simulação dos diferentes movimentos dentários e a determinação dos centros de rotação e de resistência. Limita o movimento ao espaço periodontal, registrando a direção, quantificando o deslocamento dentário e as tensões iniciais no ligamento periodontal. **Resultados:** a análise dos deslocamentos dentários e das áreas que recebem tensões iniciais possibilita determinar os tipos de movimentos dentários. Com base nas forças ortodônticas, é possível quantificar a intensidade das tensões em cada região do dente, do ligamento periodontal ou do osso alveolar. Com base nas tensões axiais ao longo do ligamento periodontal e da tensão capilar, é possível prever, teoricamente, as regiões em que deve ocorrer a remodelação óssea. **Conclusão:** o modelo foi validado pela determinação do módulo de elasticidade do ligamento periodontal de forma compatível com dados experimentais existentes na literatura. Os métodos utilizados na construção do modelo permitiram a criação de um modelo completo para uma arcada dentária, o qual possibilita realizar variadas simulações que envolvem a mecânica ortodôntica.

**Palavras-chave:** Elementos finitos. Ligamento periodontal. Movimento dentário. Forças ortodônticas. Tensões axiais.

## INTRODUÇÃO

A aplicação do método dos elementos finitos (MEF) na Ortodontia possibilita investigar os aspectos biomecânicos envolvidos em um tratamento ortodôntico<sup>14</sup> e estimula o crescente interesse no conhecimento da movimentação dentária. O desenvolvimento de um modelo numérico permite quantificar e avaliar os efeitos das cargas ortodônticas que são aplicadas para obter o movimento dentário inicial. Uma das principais características

do método dos elementos finitos é seu potencial de analisar estruturas complexas. Isso é possível quando o modelo numérico desenvolvido apresenta comportamento equivalente ao da estrutura que se quer analisar. No caso do movimento dentário, o modelo numérico deve responder de forma equivalente ao comportamento clínico do dente em movimentação, com relação às áreas de tensões e deslocamentos produzidos. Além disso, o MEF pode ser utilizado para determinar, através

\* Doutor em Engenharia Metalúrgica pela UFF (Universidade Federal Fluminense), *campus* Volta Redonda/RJ.

\*\* Doutor em Ciência dos Materiais pelo IME (Instituto Militar de Engenharia). Professor de Biomateriais do IME, Rio de Janeiro.

\*\*\* Doutora em Ortodontia pela UFRJ. Professora de Ortodontia da Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória.

\*\*\*\* Doutor em Engenharia Mecânica pela PUC-RJ. Professor de Bioengenharia da UFF, *campus* Volta Redonda/RJ.

de cálculos reversos, as propriedades mecânicas de tecidos orgânicos, como o ligamento periodontal<sup>10</sup>.

O ligamento periodontal é um tecido conjuntivo fibroso denso constituído principalmente por fibras colágenas dispostas em feixes, elementos celulares e vasculares, e fluidos tissulares<sup>5,6,19</sup>. O periodonto inclui o cimento radicular, o ligamento periodontal e o osso alveolar. O ligamento periodontal intermedeia o processo de reabsorção e neoformação óssea em resposta às forças ortodônticas, sendo que o mediador do movimento dentário não é a força em si, mas sim a magnitude das tensões geradas no periodonto<sup>3</sup>. As tensões e deformações sentidas no periodonto, devido às forças ortodônticas, promovem a remodelação óssea dos alvéolos, através do recrutamento das células osteoblásticas e osteoclásticas, proporcionando o movimento dentário<sup>5,9,12,18</sup>. Melsen et al.<sup>16</sup> afirmam que são as alterações de tensão e deformação do periodonto, e não de pressão ou tração, que liberam a cascata de reações biológicas que levam ao movimento dentário. Demonstraram que a tensão exercida pelo estiramento das fibras do ligamento periodontal induz a remodelação óssea, e que as tensões internas geradas pela aplicação da força irão criar, ao redor do dente, áreas tanto de tração como de compressão, as quais não podem ser facilmente demarcadas.

O tratamento ortodôntico envolve a aplicação de forças para obtenção de movimentos e, conseqüentemente, pode-se fazer a análise com base na biomecânica. A análise deve ser iniciada pela determinação das propriedades dos materiais envolvidos e, através do MEF, é possível quantificar os fenômenos que envolvem a movimentação dentária. Vários tecidos orgânicos e materiais utilizados em Ortodontia possuem suas propriedades já definidas, como os ossos, os dentes e o aço inoxidável. Entretanto, as propriedades do ligamento periodontal não estão perfeitamente conhecidas.

Vários autores propuseram a determinação das propriedades do ligamento periodontal empregando diferentes métodos. Ensaio experi-

mentais foram realizados *in vivo* e *in vitro* utilizando-se animais e humanos<sup>5,12,18</sup>. Características lineares, homogêneas e isotrópicas atribuídas ao ligamento periodontal foram utilizadas para descrever o seu comportamento<sup>3,4,8-11,20,21,22</sup>. Alguns autores determinaram o coeficiente de elasticidade do ligamento periodontal através do MEF em situações específicas e distintas<sup>5,10,18,21</sup>. Outros<sup>2,16</sup> procuraram atribuir propriedades mecânicas não lineares ao ligamento periodontal, baseados em microtomografias de peças anatômicas; entretanto, essas características são dependentes de variações morfológicas e anatômicas individuais. Como destacado por Geramy<sup>7</sup>, encontra-se na literatura uma ampla faixa de valores para o módulo de elasticidade do ligamento periodontal. Assim, através do MEF e com a determinação do módulo de elasticidade do ligamento periodontal, é possível investigar ou avaliar a relação entre o movimento dentário e as forças ortodônticas. Esse método permite, ainda, quantificar não apenas o sistema de forças aplicado, mas também as deformações e tensões recebidas pelos tecidos que compõem o periodonto.

O objetivo deste trabalho é validar um modelo numérico tridimensional em Elementos Finitos para estudos que envolvem a mecânica ortodôntica. Para esse fim, foi criado o modelo tridimensional de um dente incisivo central superior, onde foram consideradas as “fibras” do ligamento periodontal.

## MATERIAL E MÉTODOS

### Propriedades

As propriedades mecânicas dos tecidos orgânicos e dos materiais ortodônticos foram obtidas na literatura<sup>4,5,7,9,10,12</sup>. As propriedades são os dados de entrada necessários ao modelo numérico que é baseado no método dos elementos finitos. As estruturas que compõem esse modelo composto de tecidos orgânicos e dos materiais metálicos possuem características e valores distintos para as propriedades mecânicas, destacados a seguir.

### Dentes

Com o intuito de simplificar a estrutura dentária como um só corpo, em função do tipo de análise que se pretendeu realizar, os valores considerados para a caracterização das propriedades do dente foram: 20.000N/mm<sup>2</sup> para o módulo de elasticidade<sup>8,9,11,18</sup> e 0,30 para o coeficiente de Poisson<sup>10,12,21,22</sup>.

### Osso

O alvéolo dentário é composto por uma fina camada de osso cortical que se comunica diretamente com as fibras periodontais.

Vários autores consideram-no como um material homogêneo e isotrópico de comportamento linear e elástico. As propriedades mecânicas observadas na literatura<sup>4,11,12,22</sup> apresentam, para o osso cortical alveolar, um valor médio para módulo de elasticidade de 13.800N/mm<sup>2</sup> e coeficiente de Poisson 0,30.

### Braquetes

Os braquetes ortodônticos são produzidos em aço inoxidável e possuem propriedades definidas em 180.000N/mm<sup>2</sup> para o módulo de elasticidade e 0,30 para o coeficiente de Poisson<sup>8</sup>.

### Ligamento periodontal

Como se encontra na literatura uma ampla faixa de valores indicados para o módulo de elasticidade do ligamento periodontal<sup>7</sup>, foi necessário determinar o módulo de elasticidade através de cálculos reversos. Os resultados foram comparados com os valores obtidos experimentalmente por Jones et al.<sup>10</sup>, que quantificaram *in vivo* o deslocamento inicial de um dente submetido a uma força ortodôntica.

O valor médio do deslocamento dentário obtido experimentalmente serviu como base para a comparação com os deslocamentos obtidos nas simulações computacionais no presente trabalho. Através dessa comparação, fez-se a determinação do módulo de elasticidade do ligamento periodontal.

A Tabela 1 resume os valores atribuídos às propriedades dos materiais usados no modelo numérico.

### Elementos finitos

O modelo numérico baseado no MEF que representa esse sistema foi desenvolvido com o programa Ansys versão 8.1<sup>24,25</sup>. Cada componente que constitui o modelo foi discretizado em elementos finitos<sup>4,14</sup>.

### Dente e cortical alveolar

O dente<sup>27</sup> e a cortical alveolar foram discretizados em elementos de casca do tipo Shell63, com espessura de 0,25mm. A Figura 1 mostra o modelo do dente e do alvéolo em elementos finitos.

### Ligamento periodontal

As fibras do ligamento periodontal (LP) foram discretizadas em elementos de viga do tipo Beam4. As propriedades geométricas atribuídas às fibras do LP foram estabelecidas observando que grande parte do ligamento (75%) é constituída de fibras colágenas, arranjadas em feixes que se estendem do cimento da raiz ao osso cortical<sup>5</sup>. Dessa forma, para representar um feixe de fibras, foi atribuído o valor de 1mm de diâmetro a cada fibra desenhada no modelo, o que representa cerca de 75% do espaço intra-alveolar preenchidos

TABELA 1 - Propriedade dos materiais.

Propriedades	Dentes	Alvéolo	Braquete	Ligamento Periodontal
Módulo de elasticidade (MPa)	20.000	13.800	180.000	0,059
Coefficiente de Poisson	0,30	0,30	0,30	0,49

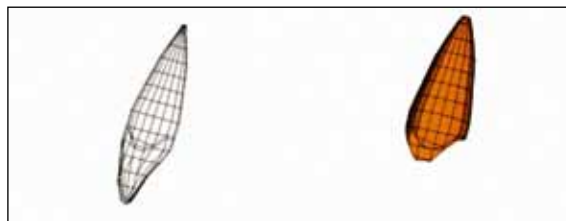


FIGURA 1 - Modelo do dente e do alvéolo em elementos finitos.

pelas fibras periodontais. A Figura 2 mostra a conexão entre o dente e o alvéolo através das fibras periodontais (Fig. 2A), com destaque para as regiões apical (Fig. 2B) e cervical (Fig. 2C).

#### Braquete

O braquete foi discretizado em elementos de casca do tipo Shell63, com espessura de 1,40mm, que corresponde à distância da base à canaleta do braquete.

#### Modelo em elementos finitos

O modelo numérico é composto por 1.026 elementos finitos distribuídos entre o dente, alvéolo, fibras periodontais e o braquete. A Figura 3 mostra o modelo completo e seus respectivos eixos de referência. As dimensões da unidade dentária foram obtidas na literatura sobre a anatomia dentária<sup>27</sup>.

#### Condições de contorno

As condições de contorno aplicadas procuraram reproduzir as situações do experimento realizado por Jones et al.<sup>10</sup>, que utilizaram um dispositivo que produzia uma força constante de 0,39N sob o ponto central na vestibular da coroa de um incisivo central de dez indivíduos que participaram do experimento. Os deslocamentos iniciais foram medidos, em um ponto na região mais incisal da coroa dentária, com emprego de um instrumento de medição com feixes de raios *laser*.

Para reproduzir as condições observadas no experimento, a região alveolar do modelo teve seus movimentos restringidos em todas as direções, limitando o movimento dentário dentro do espaço periodontal (Fig. 4). Além disso, foi aplicada uma força de 0,39N no ponto central do braquete do modelo, devidamente descrita por suas componentes direcionais x, y e z.

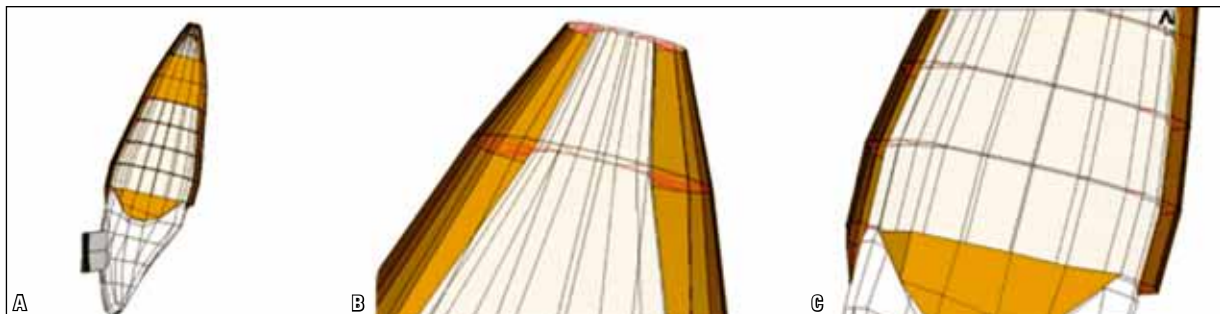


FIGURA 2 - Modelo em elementos finitos com as fibras periodontais interligando o dente e o alvéolo.

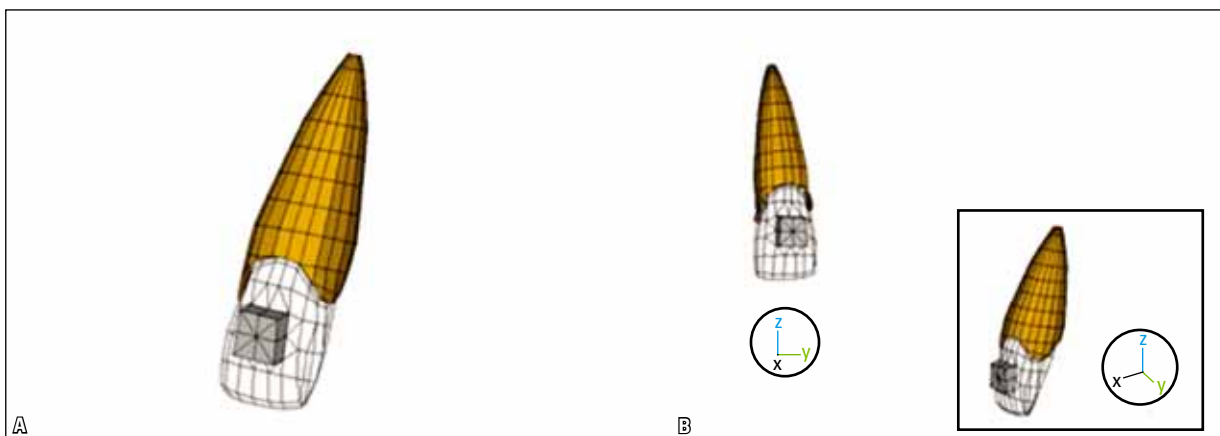


FIGURA 3 - Modelo completo em elementos finitos.

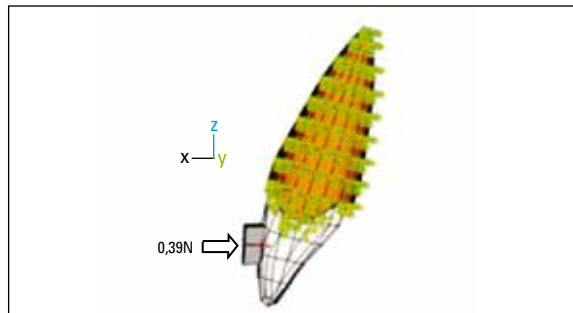


FIGURA 4 - Condições de contorno aplicadas ao modelo: força de 0,39N no braquete e restrições dos movimentos no alvéolo.

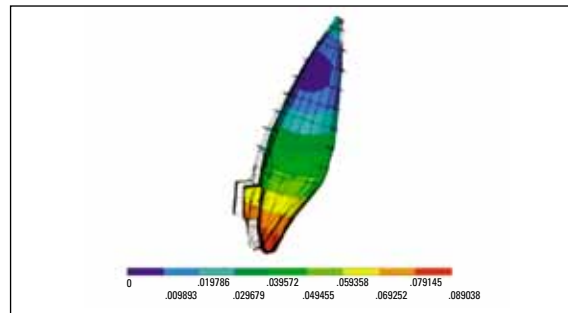


FIGURA 5 - Deslocamento dentário (mm) obtido para o carregamento de 0,39N.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

### Validação do modelo

Para a validação do modelo numérico tridimensional, os resultados obtidos dos deslocamentos dentários foram comparados com os obtidos no trabalho de Jones et al.<sup>10</sup>, no qual o deslocamento médio verificado para os incisivos centrais dos dez indivíduos que participaram do experimento foi de 0,0877mm, com desvio-padrão de 0,0507.

Para determinar o deslocamento do incisivo central, foram atribuídos diferentes valores ao módulo de elasticidade das fibras do ligamento periodontal. Com o valor de 0,059MPa, a região mais incisal da coroa apresentou deslocamento dentário de 0,089mm (Fig. 5). Esse valor apresenta diferença de 1,46% em relação ao determinado experimentalmente por Jones et al.<sup>10</sup>

Embora exista essa diferença, podem-se validar os resultados obtidos pelo modelo em elementos finitos, considerando-se as diferenças morfológicas, geométricas e em observância ao desvio-padrão encontrado experimentalmente. Com base nesse resultado, é válido atribuir o valor de 0,059MPa para o módulo de elasticidade das fibras do ligamento periodontal. A validação desse modelo permite estudos adicionais através de variações nos parâmetros de carregamento (forças e momentos).

### Estudo das tensões axiais

Adicionalmente aos resultados encontrados para os deslocamentos dentários, foram obtidas as

tensões axiais das fibras periodontais.

O conceito clássico de “força ótima” preconiza que, para produzir movimento ortodôntico de tal maneira que o ligamento periodontal e o tecido ósseo alveolar consigam restabelecer sua normalidade, a superfície da raiz deveria receber tensões pouco maiores do que a tensão exercida pelo sangue nos vasos capilares<sup>6</sup>, de 15 a 20mmHg ou correspondente de 20 a 26gf/cm<sup>2</sup> (0,0026N/mm<sup>2</sup> ou 0,0026MPa). A compressão dos vasos dificulta a circulação sanguínea nas regiões de tração e compressão das fibras periodontais<sup>19</sup>. Kawarizadeh et al.<sup>12</sup>, por meio de análises histológicas, concluíram que as regiões no periodonto onde existem maiores tensões, oriundas da aplicação de forças ortodônticas, promovem um maior recrutamento das células remodeladoras do tecido ósseo. Durante a aplicação de uma força ortodôntica a um dente, a raiz se aproxima da parede do alvéolo, distendendo os ligamentos periodontais do lado em que a força foi aplicada e comprimindo os do lado oposto. Dessa forma, o sistema vascular, que funciona naturalmente sob tensão capilar local, é comprimido, dificultando a circulação sanguínea. Esse processo “agressivo para os tecidos” promove a liberação dos mediadores da reação inflamatória que iniciarão, em última análise, o processo de remodelação óssea<sup>6,19</sup>.

A partir dessas informações que relacionam as tensões ao processo de remodelação óssea, estabeleceu-se um critério comparativo entre as tensões

axiais obtidas através do modelo numérico e a tensão capilar.

### Tensões axiais e comparação com a tensão capilar

Força na coroa = 0,39N

As tensões axiais determinadas nas fibras do ligamento periodontal para uma força de 0,39N aplicada na região central do braquete são ilustradas na Figuras 6 e 7A.

Observando a escala de cores e a magnitude das tensões axiais ao longo das fibras periodontais, pode-se notar que as tensões de maior magnitude ocorrem na região cervical da raiz. Entretanto, apenas nessas áreas na região cervical (vestibular e palatina), a magnitude das tensões supera as tensões capilares ( $0,0026\text{N/mm}^2$ ). Dessa forma, pode-se afirmar que apenas nessas áreas ocorrerão, teoricamente, os processos que levam à remodelação óssea.

Já na região apical da raiz, ao longo das fibras periodontais observam-se tensões de pequena magnitude, ou seja, menores do que a pressão capilar. Logo, a intensidade da força aplicada pode ser considerada inócua para o movimento dentário proposto, não desencadeando o processo de remodelação óssea nessa região.

### Classificação do movimento dentário resultante

A escala de cores (Fig. 6, 7A) indica que, na

região apical, as tensões ao longo das fibras periodontais são compressivas (-) no lado vestibular e trativas (+) no lado palatino. Já na região cervical no lado vestibular, as tensões são trativas (+); e no lado palatino são compressivas (-). Esse fato, juntamente com a observação das tensões axiais e do deslocamento do dente (Fig. 7), possibilita a classificação do tipo de movimento dentário ocorrido. Assim, pode-se observar um movimento de inclinação do tipo não controlada, em que o centro de rotação se encontra entre as regiões de transição de sinais, onde as tensões axiais ao longo das fibras periodontais são nulas, ou seja, entre o centro de resistência e o ápice radicular (Fig. 7A). Esse movimento ocorre quando uma força aplicada sobre a coroa desloca o ápice radicular no sentido oposto à força aplicada.

Marcotte<sup>15</sup> descreve que, no centro de rotação, as tensões aparentes são nulas. Assim, através das tensões axiais pode-se classificar os tipos de movimentos dentários em função dos esforços aplicados à coroa dentária e da localização do centro de rotação do dente.

A Figura 7B mostra a direção, módulo e sentido do deslocamento obtido em função da aplicação da força de 0,39N, reforçando as informações obtidas através das tensões axiais. Nessa figura, deve-se observar que os deslocamentos em torno do ápice radicular apresentam sentidos opostos ao encontrado na região incisal.

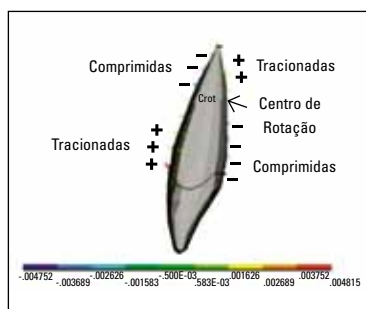


FIGURA 6 - Tensões axiais ( $\text{N/mm}^2$ ) obtidas para o carregamento de 0,39N.

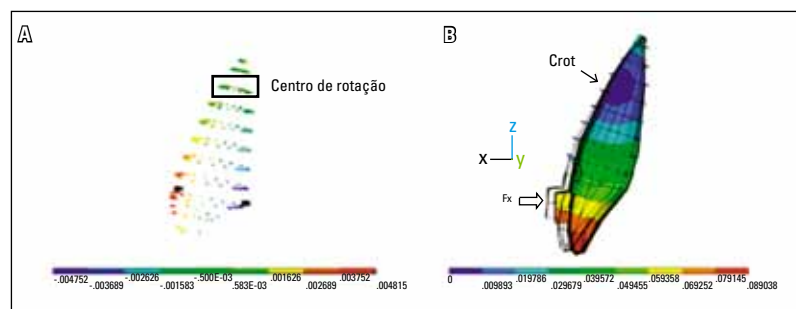


FIGURA 7 - Verificação do centro de rotação para o carregamento de 0,39N: **A)** tensões axiais; **B)** deslocamento.



Força na coroa = 0,70N

A força com intensidade de 0,39N foi eficiente para produzir apenas um suave movimento de inclinação no incisivo central superior quando relacionada aos processos de remodelação óssea, ou seja, é uma força quase inócua que deflagra o processo de recrutamento das células remodeladoras apenas na região cervical. Proffit e Fields<sup>19</sup> indicam forças entre 0,30N e 0,60N para o movimento de inclinação, sendo que a magnitude da força depende da área periodontal de suporte. Para identificar os efeitos de uma força excessiva, a magnitude da força aplicada foi aumentada para 0,70N, a qual é uma força acima da descrita como eficiente para o movimento de inclinação de um incisivo central superior<sup>19</sup>. As Figuras 8 e 9A mostram as tensões axiais para uma força de 0,70N.

Observando a escala de cores e a intensidade das tensões axiais ao longo das fibras periodontais, pode-se notar que as tensões de maior magnitude ocorrem na região cervical da raiz, tanto no lado de tração como no lado de compressão.

Entretanto, contrariamente ao caso anterior, as fibras periodontais que envolvem quase toda a região radicular apresentam níveis de tensões maiores do que a tensão capilar de 0,0026N/mm<sup>2</sup>, com exceção da região situada em torno do centro de rotação (Fig. 9A).

#### *Classificação do movimento dentário resultante*

Analogamente ao caso anterior, pode-se notar, através da observação da escala de cores (Fig. 8, 9A), que as tensões ao longo das fibras periodontais são compressivas (-) na região vestibular do ápice da raiz, e trativas (+) no lado palatino. Já na região cervical no lado vestibular, as tensões são trativas (+); e no lado palatino são compressivas (-), demonstrando um movimento de inclinação não controlada.

A Figura 9B mostra a direção, módulo e sentido do deslocamento obtido em função da aplicação da força de 0,70N, reforçando as informações

obtidas através das tensões axiais. Nessa figura, deve-se observar que os vetores em torno do ápice radicular também apresentam sentidos opostos ao encontrado na região cervical.

#### *Força e momento na coroa*

Nos casos dos movimentos dentários com controle do movimento radicular, deve-se aplicar no braquete uma força associada a um momento. Com esse procedimento, é possível gerar diferentes tipos de movimento dentário, entre eles a verticalização, o torque e o movimento de translação. O controle é feito através da relação momento/força (M/F)<sup>13,15,19</sup>.

Assim, a fim de obter um movimento de translação, foi aplicada uma força de 0,70N, como no caso anterior, e um momento em torno do eixo y com uma intensidade igual a 7,5Nmm. Nesse caso, a relação entre o momento e a força que produziu o movimento de translação foi de 10,7:1. Esse momento estaria associado a um “torque” a ser aplicado ao braquete por um suposto fio ortodôntico retangular.

A Figura 10 mostra a condição de contorno aplicada para a realização do movimento de translação, com carregamento simultâneo de força e momento.

A Figura 11 mostra as tensões axiais obtidas da aplicação simultânea de força e momento. Observando a escala de cores e a magnitude das tensões axiais ao longo das fibras periodontais, pode-se notar que apresentam intensidades praticamente iguais, distribuídas ao longo do eixo vertical da raiz, nas faces vestibular e palatina. Vários autores<sup>1,6,13,15,19</sup> afirmam que, no movimento de translação, ocorre uma maior distribuição de tensões em todo o comprimento radicular e que a distribuição das tensões ao longo da raiz é relativamente uniforme.

Nesse caso, quase toda a região radicular envolvida pelas fibras periodontais apresenta níveis de tensões superiores à tensão capilar de 0,0026N/mm<sup>2</sup>. Confirmando que, para obter o movimento de translação do incisivo central, as cargas são as recomendadas por Proffit e Fields<sup>19</sup>, entre 0,70N e 1,20N,

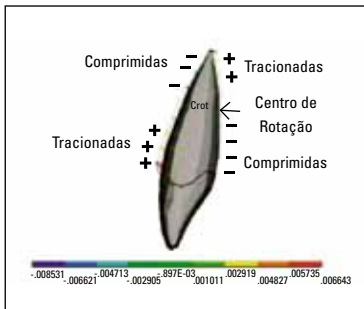


FIGURA 8 - Tensões axiais obtidas para o carregamento de 0,70N.

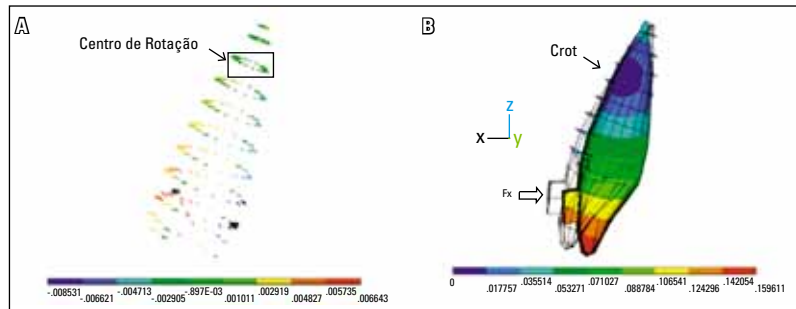


FIGURA 9 - Verificação do centro de rotação para o carregamento de 0,70N: A) tensões axiais; B) deslocamento.

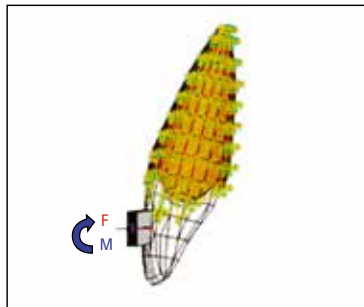


FIGURA 10 - Condições de contorno aplicadas ao modelo: força de 0,70N; momento de 7,5Nm no braquete e restrições de movimentos no alvéolo.

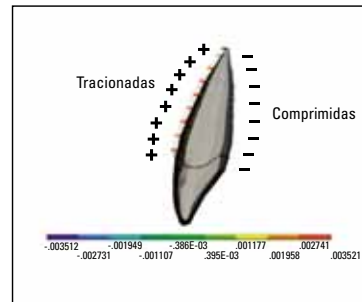


FIGURA 11 - Tensões axiais obtidas para o carregamento simultâneo de força e momento.

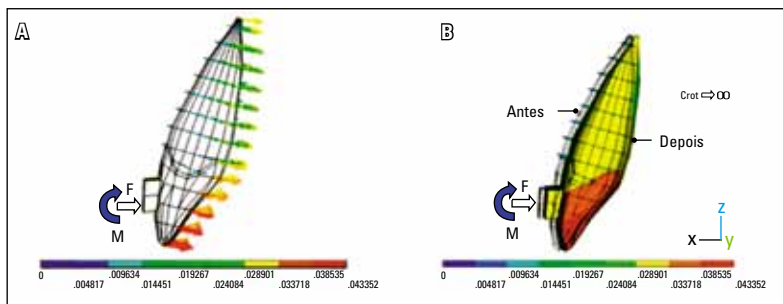


FIGURA 12 - Sentido do deslocamento dentário obtido para o carregamento simultâneo de força e momento no braquete.

dependendo da área periodontal do dente e mantendo-se a mesma relação M/F (10,7:1), que é o que determina a direção do movimento dentário.

Na Figura 11, pode-se ainda notar, em relação ao longo eixo do dente, que as tensões ao longo das fibras periodontais são compressivas (-) no lado palatino e trativas (+) no lado vestibular.

### Classificação do movimento dentário resultante

A Figura 12 mostra o módulo, a direção e o sentido do deslocamento obtido em função da aplicação da força e do momento em uma relação de 10,7:1. O deslocamento acontece de forma paralela à posição inicial, evidenciando o movimento



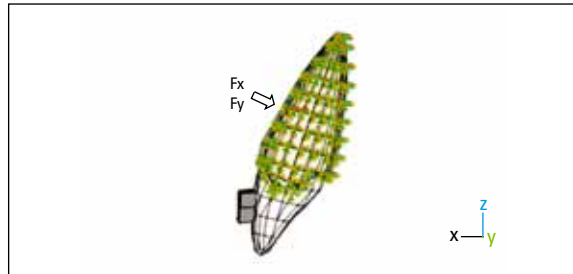


FIGURA 13 - Condições de contorno com aplicação da força no Cres.

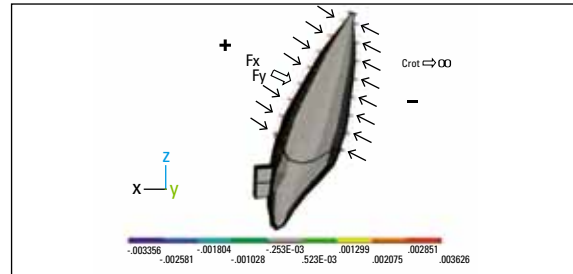


FIGURA 14 - Tensões axiais obtidas para a aplicação de força no Cres.

de translação em função dos esforços aplicados, e o centro de rotação se localiza em um ponto infinitamente distante do dente.

Outra forma de se obter o movimento de translação é através da aplicação de uma força no centro de resistência. Para isso, é necessária a localização do centro de resistência do dente.

#### Aplicação de força sobre o centro de resistência (Cres)

A literatura ortodôntica concorda que a aplicação de uma força no centro de resistência do dente promove um movimento de translação<sup>1,6,13,15,19</sup>. Clinicamente, por razões anatômicas, não se aplica no tratamento ortodôntico convencional (força aplicada ao braquete) uma força diretamente sobre o centro de resistência, uma vez que esse se localiza ao longo da região da raiz inserida no osso alveolar. Entretanto, por meio da mecânica de alavancas (*cantilever, power arm*)<sup>1,15</sup> e também na simulação computacional, é possível realizar esse movimento.

A localização do centro de resistência do dente foi identificada nesse trabalho e situa-se a aproximadamente 39,91% da altura da raiz, medidos da crista alveolar. Burstone<sup>1</sup> e Marcotte<sup>15</sup> afirmaram que o centro de resistência de um dente unirradicular se localiza em torno de 40% da altura de sua raiz, também medidos a partir da crista alveolar. Alguns autores<sup>6,17</sup> afirmam que o centro de resistência se localiza a 33%, e outros<sup>13,26</sup> a 66% da altura da raiz.

A Figura 13 mostra a nova condição de contorno aplicada com restrição a todos os movimentos

do alvéolo. As forças foram aplicadas no sentido perpendicular ao longo eixo e diretamente sobre o centro de resistência do dente.

Para produzir um movimento de translação com força resultante perpendicular ao eixo longitudinal do dente, à força de 0,70N na direção horizontal (x) foi acrescida a força de 0,22N na direção vertical (z).

#### Tensões axiais e tensão capilar

A distribuição das tensões se mostrou uniforme ao longo do eixo maior da raiz, como mostrado na Figura 14.

Observando a escala de cores e a magnitude das tensões axiais ao longo das fibras periodontais, pode-se verificar que as tensões se distribuem com intensidades praticamente iguais pelo longo eixo do dente. Nesse caso, a exemplo do caso anterior, as regiões da face palatina e da face vestibular apresentam níveis de tensões que superam a tensão capilar. Através da observação da escala de cores, verificou-se ainda que as tensões axiais são trativas (+) na face vestibular e compressivas (-) na face palatina.

#### Classificação do movimento dentário resultante

O movimento de translação, verificado através das tensões axiais, também foi confirmado por meio dos gráficos que mostram os vetores e o deslocamento total resultantes. O deslocamento ocorreu paralelamente ao eixo do dente, evidenciando a translação (Fig. 15A, B), com o centro de rotação localizado no infinito.

Os métodos utilizados na construção desse

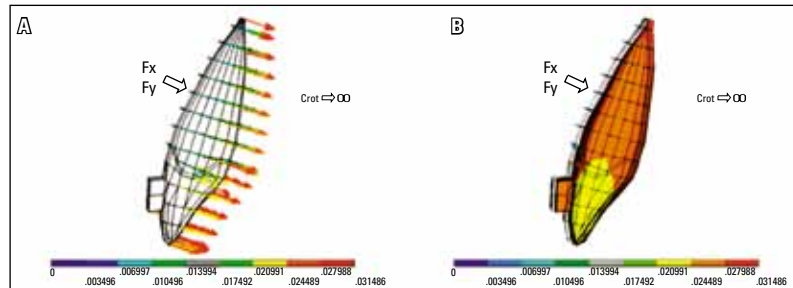


FIGURA 15 - Movimento de translação com aplicação de força no Cres: **A)** vetores resultantes; **B)** deslocamento resultante.

modelo serviram como base para a criação de um modelo completo de uma arcada dentária, o que permite a realização de estudos envolvendo vários dispositivos ortodônticos.

### CONCLUSÕES

- 1) Para possibilitar a quantificação dos parâmetros envolvidos nos estudos da mecânica ortodôntica, foi validado um modelo numérico tridimensional de um incisivo central superior.
- 2) O valor de  $E=0,059\text{MPa}$  ( $0,059\text{N/mm}^2$ ), atribuído ao módulo de elasticidade das fibras do ligamento periodontal, permitiu a validação do modelo numérico.
- 3) As tensões axiais obtidas no modelo apresentam valores coerentes e auxiliam na definição de um valor apropriado para ser utilizado em simulações

computacionais, através do MEF.

4) A definição de um critério que utiliza a comparação da tensão axial com a pressão capilar ( $0,0026\text{N/mm}^2$ ) permitiu prever as áreas que poderão desencadear o início do processo de remodelação óssea.

5) O modelo computacional possibilita a visualização e quantificação do movimento da raiz e da coroa dentária, além da localização do centro de rotação e do centro de resistência do dente, que é de primordial importância na determinação do tipo de movimento dentário.

6) Esse modelo possibilita a modificação dos parâmetros de carregamento (forças e momentos) e as condições de contorno, permitindo a construção de uma arcada dentária completa para avaliar diferentes possibilidades da mecânica ortodôntica.

## 3D simulation of orthodontic tooth movement

### Abstract

**Objective:** To develop and validate a three-dimensional (3D) numerical model of a maxillary central incisor to simulate tooth movement using the Finite Element Method (FEM). **Methods:** This model encompasses the tooth, alveolar bone and periodontal ligament. It allows the simulation of different tooth movements and the establishment of centers of rotation and resistance. It limits the movement into the periodontal space, recording the direction, quantifying tooth displacement and initial stress in the periodontal ligament. **Results:** By assessing tooth displacements and the areas that receive initial stress it is possible to determine the different types of tooth movement. Orthodontic forces make it possible to quantify stress magnitude in each tooth area, in the periodontal ligament and in the alveolar bone. Based on the axial stress along the periodontal ligament and the stress in the capillary blood vessel (capillary blood stress) it is theoretically possible to predict the areas where bone remodeling is likely to occur. **Conclusions:** The model was validated by determining the modulus of elasticity of the periodontal ligament in a manner consistent with experimental data in the literature. The methods used in building the model enabled the creation of a complete model for a dental arch, which allows a number of simulations involving orthodontic mechanics.

**Keywords:** Finite elements. Periodontal ligament. Tooth movement. Orthodontic forces. Axial stress.

## REFERÊNCIAS

1. Burstone CJ. The biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Riedel RA, editors. *Vistas in Orthodontics*. Philadelphia: Lea & Febriger; 1962.
2. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res*. 2005 May;84(5):428-33.
3. 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.
4. Chen F, Terada K, Handa K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *Angle Orthod*. 2005 May;75(3):378-85.
5. Dorow C, Schneider J, Sander FG. Finite element simulation of in vivo tooth mobility in comparison with experimental results. *J Mech Med Biol*. 2003;3(1):79-94.
6. Ferreira FV. *Ortodontia: diagnóstico e planejamento clínico*. 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 1996.
7. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *Eur J Orthod*. 2002 Feb;24(1):21-33.
8. Geramy A. Optimization of unilateral overjet management: three-dimensional analysis by the finite element method. *Angle Orthod*. 2002 Dec;72(6):585-92.
9. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001 May;119(5):498-504.
10. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *J Orthod*. 2001 Mar;28(1):29-38.
11. Katona TR, Qian H. A mechanism of noncontinuous supraosseous tooth eruption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001 Sep;120(3):263-71.
12. Kawarizadeh A, Bourauel C, Zhang D, Götz W, Jäger A. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *Eur J Oral Sci*. 2004 Apr;112(2):140-7.
13. Langlade M. *Terapêutica ortodôntica*. 3ª ed. São Paulo: Ed. Santos; 1995.
14. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre JRJ. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial*. 2006 abr;11(2):35-43.
15. Marcotte MR. *Biomecânica em Ortodontia*. 2ª ed. São Paulo: Ed. Santos; 2003.
16. Melsen B, Cattaneo PM, Dalstra M, Kraft DC. The importance of force levels in relation to tooth movement. *Semin Orthod*. 2007 Dec;13(4):220-33.
17. Moyers RE. *Ortodontia*. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991.
18. Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. *J Orofac Orthop*. 2002 Sep;63(5):358-70.
19. Proffit WR, Fields HW Jr. *Ortodontia contemporânea*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.
20. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic models of the periodontal ligament. *Finite Element Method. Med Eng Phys*. 2000 Jun;22(5):359-70.
21. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials*. 1997 Jul;18(14):995-9.
22. Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil*. 2001 May;28(5):425-32.
23. Schneider J, Geiger M, Sander FG. Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002 Mar;121(3):257-65.
24. Swanson Analysis System. *Solid modeling - user's guide for revision 5.0*. Houston: SAS, Inc.; 1994. v. 1.
25. Swanson Analysis System. *Analysis user's manual for revision 5.0*. Houston: SAS, Inc.; 1992. v. 1-4.
26. Viazis AD. *Atlas de Ortodontia: princípios e aplicações clínicas*. 1ª ed. São Paulo: Ed. Santos; 1996.
27. Wheeler RC. *Dental anatomy, physiology and occlusion*. 5ª ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1979.

Enviado em: agosto de 2008  
Revisado e aceito: outubro de 2008

**Endereço para correspondência**

Maria Christina Thomé Pacheco  
Praça Filogomiro Lannes, 200 / 307  
CEP: 29.060-740 – Vitória / ES  
E-mail: christp@terra.com.br