



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



MATHEUS STRELOW MENDES

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FORÇAS PRODUZIDAS COM ARCO
LINGUAL REMOVÍVEL PELO METODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Araraquara

2016



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



MATHEUS STRELOW MENDES

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FORÇAS PRODUZIDAS COM ARCO
LINGUAL REMOVÍVEL PELO METODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas- Área de Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista como parte dos requisitos para obtenção título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Junior

Araraquara

2016

MATHEUS STRELOW MENDES

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FORÇAS PRODUZIDAS COM ARCO
LINGUAL REMOVÍVEL PELO METODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Comissão julgadora

Presidente e orientador Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Junior

2º Examinador Prof. Dr. Cesar Augusto Rodenbusch Poletto

3º Examinador Prof. Dr. Dirceu Barnabé Ravelli

Araraquara, 27 de janeiro de 2016.

Mendes, Matheus Strelow

Avaliação da distribuição das forças produzidas com arco lingual removível pelo método de elementos finitos / Matheus Strelow Mendes.-- Araraquara: [s.n.], 2016.

52 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Junior

1. Análise de elementos finitos 2. Dente molar 3. Mandíbula 4. Movimentação dentária I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Maria Inês Carlos, CRB-8/7200

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP

DADOS CURRICULARES

MATHEUS STRELOW MENDES

NASCIMENTO: 10 de março de 1987- Santa Maria – RS

FILIAÇÃO: Marco Antônio Mendes
Lenita StreLOW Mendes

2006/2010 - Graduação em Odontologia- Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Pelotas (Pelotas- RS).

2011/2012 - Mestrado em Odontologia (Dentística) - Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Pelotas (Pelotas-RS).

2011/2013 - Especialização em Ortodontia – Instituto Gaúcho de Pós Graduação em Odontologia (Caxias do Sul –RS).

2013/Atualmente – Mestrado em Ciências Odontológicas (Ortodontia) – Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista (Araraquara-SP).

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus em todas as suas manifestações, principalmente na forma de família, professores, amigos e amores.

Agradecendo a Ele, agradeço a todos vocês que me ajudaram nessa fase de crescimento, aonde vim com o intuito de estudar Ortodontia e volto cheio de conhecimentos da vida, e esse saber só foi possível através da vivência, do amor e da compreensão de cada um de vocês.

Não procurem seus nomes nesta folha, pois ela é uma página passageira, prefiro levar cada um em meu coração a vida inteira. Amo vocês.

“Quem pensa ser grande já não pode crescer”.

Chandra Lacombe

Mendes MS. Avaliação da distribuição das forças produzidas com arco lingual removível pelo método de elementos finitos. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

RESUMO

OBJETIVO: Avaliar as forças ortodônticas liberadas pelo arco lingual por meio do Método de elementos Finitos nos dentes molares inferiores.

MÉTODO: Através da criação de um modelo geométrico computacional, com metodologia e softwares específicos, é possível o estudo do desempenho de estruturas através do método de análise com elementos finitos. Foi utilizada uma tomografia da região da mandíbula, em cortes de 0.25 mm de altura, para um total de 428 cortes com 640 x 640 voxels cada. O exame foi salvo no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine Standard) e importado para um programa de processamento de imagem e reconstrução digital (Simpleware 4.2, Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom), para obtenção das geometrias desejadas, os dentes e a superfície óssea externa foram segmentados manualmente e reconstruídos tri dimensionalmente num modelo não paramétrico, gravados no formato STL (3D Systems, Rock Hill, USA). Para possibilitar a edição posterior, mas sem distorção significativa, os modelos foram parametrizados através do programa Solidworks Premium "Scan to 3D" (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA). Foi confeccionado um modelo em três dimensões do dispositivo ortodôntico arco lingual através do mesmo programa. Uma simulação da ativação do arco lingual foi realizada com o programa de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) e os resultados relativos as pressões recebidas pelo dente e ligamento periodontal foram analisados através de plotagens gráficas e numéricas.

RESULTADOS: A ativação do arco lingual provocou uma movimentação no sentido mesio-lingual nos dentes molares, ao final da simulação os dentes molares tiveram uma movimentação de até 3,59 μm e o pico de pressão entre ligamento periodontal e dentina nos primeiros molares foi de 0,44 MPa. Já as tensões recebidas pelo fio de aço do arco lingual foram de até 2136 MPa.

CONCLUSÃO: O Método de Elementos Finitos, é capaz de identificar as áreas de tensão do fio do arco lingual, ligamento periodontal e dente. As áreas de maior tensão na ativação bilateral do arco lingual localizaram-se próximas as bifurcações dos primeiros molares.

Palavras Chave: Análise de elementos Finitos. Movimento dentário. Dente molar. Mandíbula.

Mendes MS. Evaluation of the forces produced with removable lingual arch by finite element method. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

ABSTRACT

OBJECTIVE: evaluate the orthodontic forces released by the lingual arch through the finite elements method in lower molar teeth.

Method: creating a computational geometric model with methodology and specific software the study of structural performance through the analysis of finite element method is possible. A tomographic scan of mandible was used in 0.25 mm high cuts to a total of 428 sections with 640 x 640 voxels each. The data was saved in DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine standard) and imported into an image processing program and digital reconstruction (Simpleware 4.2 Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom), to obtain the desired geometry, the teeth and the external bone surface were manually segmented and reconstructed three dimensionally in a non-parametric model, written in STL format (3D Systems, Rock Hill, USA). The models were parameterized by program Solidworks Premium "Scan to 3D" (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA). A model was made in three dimensions of the lingual arch orthodontic appliance using the same program. A simulation of the lingual arch activation was conducted with the simulation with ANSYS finite element Workbench V11. program (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) and the results for the pressures received by the tooth and periodontal ligament were analyzed through graphical and numerical plots.

RESULTS: the activation of lingual arch caused a movement in the mesio lingual direction, the molar teeth had a movement of 3.59 μm and the highest pressure between periodontal ligament and dentin in the first molars was 0, 44 MPa. Tensions received by the steel wire of lingual arch were up to 2136 MPa.

CONCLUSION: The Finite Element Method, is able of identifying the areas of tension on wire lingual arch, tooth and periodontal ligament. The areas of greatest tension in lingual arch bilateral activation were located near the forks of the first molars.

Keywords: Finite element analysis. Molar tooth. Mandible. Tooth movement.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 PROPOSIÇÃO	15
2.1 Objetivo Geral	15
2.2 Objetivos Específicos	15
3 PUBLICAÇÕES	16
3.1 Artigo 1	16
3.2 Artigo 2.....	32
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	50
REFERÊNCIAS	51

1 INTRODUÇÃO

O arco lingual (AL) e a barra transpalatina são ferramentas clássicas da ortodontia e desempenham um papel bastante importante na execução de tratamentos de casos ortodônticos, mas enquanto a barra tem recebido mais atenção na forma de trabalhos científicos que mostram sua ação, os artigos que abordam o AL são escassos e devem ser mais aprofundados devido a gama de possibilidades da ação dele como um auxiliar no tratamento de más oclusões.

A origem do arco lingual é bastante controversa, alguns autores (Dewey⁴, 1916) atribuem a origem do arco lingual ao Dr. L. S. Lourie em 1904, mas de acordo com outros a primeira informação do uso de um arco lingual se deu entre 1917 e 1918 por Mehrson que o utilizou para expansão e para apoio de molas ortodônticas (Singer¹⁶, 1974; Miotti¹², 1984). Mas foi Oliver (Singer¹⁶, 1974), em 1929, que utilizou o AL pela primeira vez para fins de movimentação dentária.

Atualmente o AL é um importante dispositivo auxiliar nas mecânicas ortodônticas, e pode agir de duas formas: passiva ou ativa. Na sua forma passiva ele tem efeito tanto como mantenedor de espaços quanto para evitar a inclinação de molares (Miotti¹², 1984) e geralmente está soldado nas bandas ortodônticas.

O AL também é utilizado ativamente quando se busca a correção no posicionamento dos molares, neste caso, ele é confeccionado de forma removível. Essa movimentação pode ser conseguida com os arcos linguais nos três planos. É possível realizar contrações e expansões, correções de giroversões, verticalizações unilaterais, distalizações assimétricas e correções de inclinações (torque) simétricas e assimétricas (Sakima¹³, 2000).

O arco lingual removível é confeccionado com fio redondo de aço inoxidável ou de TMA, com espessuras de 0,036" (0,9mm) ou 0,032" (0,8mm). A depender de sua finalidade (ativo ou passivo), são inseridos nos tubos linguais com dimensões de 0,036". x 0,072" (Sakima¹³, 2000).

O AL deve ser inserido em um tubo horizontal de aço de 0,036" fixado na face lingual do primeiro molar inferior direito e esquerdo por posterior em uma altura abaixo da língua (Burstone², 1966). Na sua porção anterior, o AL fica acomodado sobre a região apical dos incisivos inferiores e deve estar entre 1 a 1,5 molares ou nos outros molares quando houver necessidade (Sakima¹³, 2000).

Recentemente, fios quadrados 0,032".x 0,032". de TMA e de aço inoxidável, pré-contornados, foram desenvolvidos para agilizar a mecânica, devendo ser acoplados aos bráquetes linguais (Sakima¹³, 2000).

Mas independente do material ou dos formatos dos fios utilizados, o que dificulta o entendimento da mecânica do arco lingual quando usado para movimentações dentárias é que ele se comporta como um sistema estaticamente indeterminado. Dessa forma quando se realizam ativações no mesmo não se pode precisar seguramente quanta força está sendo realizada e transferida para dente, ligamento periodontal e no osso. Isso faz com que muitos ortodontistas fiquem receosos com a sua utilização para esse fim. Sendo desvendado o comportamento de todo periodonto quando da reação a ativação arco lingual, acredita-se que venha haver uma maior popularização do seu uso como auxiliar na terapia ortodôntica. Um método que vem ao encontro dessa busca por maiores explicações a respeito da mecânica do arco lingual é o Método de Elementos Finitos (MEF), que se destaca por ser uma metodologia bastante sensível e rica em detalhes.

O MEF é um recurso da Engenharia utilizado para calcular o estresse e a deformação de estruturas complexas e tem sido utilizado amplamente na pesquisa biomédica (Sameshima, Melnick¹⁴, 1994).

Por meio do MEF, qualquer material ou estrutura dento-maxilo-facial pode ser modelada e os esforços analisados. Uma de suas principais vantagens consiste no fato de poder controlar qualquer variável relacionada ao experimento, facilitando a análise dos resultados, e proporcionando grandes benefícios às pesquisas científicas (Lotti et al.¹⁰, 2006).

O princípio do MEF é baseado em dividir uma estrutura complexa em pequenas e simples secções, chamadas de elementos. Estes, por sua vez, recebem propriedades, como o módulo de Young (elasticidade), para descrever a resposta física frente à carga externa, a exemplo das forças ortodônticas⁸. Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se pontos, ou nós, que conectam os elementos entre si, formando uma malha arranjada (Lotti et al.¹⁰, 2006).

Ao utilizar um sistema computadorizado, o estresse e a deformação produzidos pela carga são calculados por algoritmos numéricos (Kanjanaouthai et al.⁸, 2012).

A publicação mais antiga em que é utilizada a designação "elemento finito" data de 1960 e tem como autor Ray Clough (Azevedo¹, 2003). Anteriormente eram

já conhecidas algumas técnicas que vieram a ser incorporadas no MEF. Os grandes passos do desenvolvimento do MEF, que o conduziram ao formato que atualmente apresenta maior aceitação, foram dados na década de 60 e início da de 70. Inicialmente os elementos finitos mais comuns eram os triangulares e os tetraédricos, evoluindo para os quadriláteros e aos hexaedros.

Muitos estudos têm investigado a ação de forças ortodônticas no complexo crânio-facial por meio do MEF (Choi et al.³, 2013; Kamble et al.⁷, 2012; Kanjanaouthai et al.⁸, 2012; McGuinness et al.¹¹, 1992; Shaw et al.¹⁵, 2004; Kojima, Fukui⁹, 2008; Tominaga et al.¹⁷, 2009).

O MEF foi utilizado para avaliar a distribuição de forças ortodônticas liberadas pelo aparelho *Edgewise* no ligamento periodontal de um canino superior. Os autores observaram que a maior concentração de estresse localizou-se na margem cervical e no ápice deste dente (McGuinness et al.¹¹, 1992).

Outros utilizaram o método para investigar os possíveis movimentos ortodônticos nos dentes de ancoragem quando utilizada a BTP passiva. Os resultados do MEF indicaram que a BTP passiva quase não apresentou efeito na manutenção de ancoragem, já que houve movimento mesial dos molares (Kojima, Fukui⁹, 2008).

Foi analisada a retração em massa da bateria ântero-superior. Os resultados demonstraram que ao posicionar o gancho entre incisivo lateral e canino na mecânica de deslize, a retração em massa ocorre de maneira mais controlada (Tominaga et al.¹⁷, 2009).

Autores demonstraram através do MEF que incisivos superiores mais inclinados apresentam maior concentração de estresse no ápice quando comparados com incisivos bem posicionados no sentido vestibulo-lingual durante o movimento de intrusão (Kanjanaouthai⁸, 2012).

A concentração de forças em diferentes tipos de raízes dentárias de incisivos centrais superiores também foi estudada com a metodologia dos elementos finitos (Kamble et al.⁷, 2012) observou-se que raízes curtas, dilaceradas e em forma de pipeta são mais propensas à apresentar reabsorção radicular devido maior concentração de forças no ápice radicular.

Com o mesmo método outro trabalho avaliou a distribuição das forças ortodônticas, em crânio humano, quando realizada a exodontia de pré-molares superiores. Foi observado que o estresse se distribui pela região anterior da maxila

até os ossos nasal e frontal. Nas áreas de pré-molar e molar, o estresse alcançou a crista infra-zigomática até o zigoma, enquanto que na região de segundo molar, o estresse se distribuiu até fossa pterigoide (Choi et al.³, 2013).

Não há trabalhos nas bases de dados científicas que busquem avaliar o estresse e deformação produzidos no ligamento periodontal ou no osso alveolar com a utilização do AL ativo, com o uso do MEF. Por outro lado, existem dados na literatura do comportamento físico dos materiais utilizados na confecção do AL e do comportamento físico de tecidos humanos (Field et al.⁵, 2009; Holmes et al.⁶, 2006), o que possibilita investigar como as diferentes forças ortodônticas interagem nas estruturas do complexo cranio-facial. Desta forma, um melhor entendimento da ação do arco lingual é imprescindível para utilizá-la de maneira mais previsível e segura nos pacientes da Clínica Ortodôntica.

2 PROPOSIÇÃO

2.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho foi avaliar as forças ortodônticas liberadas pelo arco lingual por meio do MEF.

2.2 Objetivos Específicos

- Analisar as áreas de estresse do dente quando o arco lingual for ativado bilateralmente com intensidades iguais.
- Analisar a tendência de movimentação ortodôntica dos dentes resultante da ativação bilateral do arco lingual quando ativado bilateralmente com a mesma intensidade e direção.
- Analisar a capacidade do método de elementos finitos em identificar as áreas de tensão do fio do arco lingual quando ativado.

3 PUBLICAÇÕES

3.1 Artigo 1

MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS: MODELAGEM E SIMULAÇÃO*

* Artigo a ser submetido ao periódico Dental Press Journal of Orthodontics.

RESUMO

OBJETIVO: Confeccionar de forma digital um modelo geométrico de uma mandíbula, além de um dispositivo ortodôntico arco lingual para apresentar o Método de Elementos Finitos como uma ferramenta no estudo da mecânica ortodôntica. **MÉTODO:** Para elaboração de um modelo geométrico digital foi utilizada a tomografia (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) da mandíbula de um paciente. A área da mandíbula foi analisada em cortes de 0.25 mm de altura, totalizando 428 cortes com 640 x 640 voxels cada. Após, o exame foi salvo no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine Standard) e importado para o programa de processamento de imagem e reconstrução digital Simpleware 4.2 (Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom). Após ter a geometria da mandíbula e dos dentes, com o auxílio do programa SolidWorks 2013 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA), foi modelado o aparelho arco lingual. Após, no programa de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) foram realizadas duas simulações de duas diferentes ativações do arco lingual para que através de plotagens desse programa, os resultados da tensão dos fios do arco lingual fossem comparados. **RESULTADOS:** Foi possível a confecção de um modelo geométrico computacional com o auxílio da tomografia e programas especializados, e através dele foi possível analisar o comportamento do fio de aço do arco lingual onde as tensões das duas diferentes ativações variaram entre 1131 MPa a 2136 MPa. **CONCLUSÃO:** O Método de Elementos Finitos pode ser uma importante ferramenta na ortodontia, pois como visto no presente trabalho é possível construir um modelo computacional fidedigno ao modelo clínico e analisar comportamentos físicos de sistemas de força utilizados na ortodontia.

PALAVRAS-CHAVE: Modelos anatômicos. Análise de elementos finitos. Movimento dentário. Ortodontia.

INTRODUÇÃO

O Método de Elementos finitos (MEF) consiste em uma ferramenta que permite calcular áreas de estresse e deformação em vários tipos de estruturas, das simples às mais complexas, o que potencializa seu uso em pesquisas biomédicas ¹.

Com ele qualquer material ou estrutura dento-maxilo-facial podem ser modelados em 3 dimensões e através de simulações as forças que incidem sobre essas estruturas poderão ser estudadas detalhadamente. Uma de suas principais vantagens consiste no fato de poder controlar qualquer variável relacionada ao experimento (músculo, osso, dente, ligamento periodontal, fios, bráquetes, mini implantes, etc.) facilitando a análise dos resultados, e proporcionando grandes benefícios às pesquisas científicas ².

O princípio do MEF é baseado em segmentar uma estrutura complexa em pequenas e simples secções, chamadas de elementos. Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se pontos, ou nós, que conectam os elementos entre si, formando uma malha arranjada ².

Então eles recebem propriedades físicas específicas de cada matéria, como o módulo de Young (elasticidade), para descrever a resposta física frente à carga externa, a exemplo das forças ortodônticas ³. Ao utilizar um sistema computadorizado, o estresse e a deformação produzidos pela carga são calculados por algoritmos numéricos ³.

A metodologia já é utilizada com essa denominação desde 1960 ⁴ mas antes disso já eram conhecidas algumas técnicas que vieram a ser incorporadas no MEF, na pesquisa da biomecânica odontológica foi utilizada pela primeira vez em 1973 ⁵.

É crescente o número de publicações em ortodontia que vem trabalhando com o Método de Elementos Finitos como os artigos que estudaram a retração dos dentes da maxila ⁶, a distribuição do stress oclusal pós extração de pré-molares ⁷, o fechamento de espaços em ortodontia ⁸, a expansão proporcionada pelo aparelho hyrax⁹ e uma gama de movimentações biomecânicas realizadas na clínica ortodôntica.

Dessa forma é objetivo desse trabalho apresentar o Método de Elementos Finitos como uma ferramenta no estudo da mecânica ortodôntica com o detalhamento dos passos da confecção de forma digital de um modelo geométrico computacional de uma mandíbula e de um dispositivo ortodôntico arco lingual, para assim analisar as diferentes zonas de tensão do dispositivo.

MATERIAL E MÉTODO

Modelagem

Com o auxílio de softwares e com o método de análise dos elementos finitos foi possível criar modelos geométricos a partir de uma tomografia odontológica e, a partir do modelo em três dimensões pôde-se pesquisar uma gama de interações entre aparelhos ortodônticos e tecidos ósseos, dentais e conjuntivos.

Para tanto foi utilizada a tomografia (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) de um paciente com todos os dentes permanentes, exceto os terceiros molares. A área da mandíbula foi analisada em cortes de 0.25 mm de altura, totalizando 428 cortes com 640 x 640 voxels cada. Após, o exame foi salvo no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine Standard) e importado para o programa de processamento de imagem e reconstrução digital Simpleware 4.2 (Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom). A segmentação automática das estruturas não teve um resultado satisfatório por causa do baixo nível de contraste e pouca definição dos cortes da tomografia, dessa forma não foi possível vislumbrar automaticamente as delimitações das estruturas (esmalte, ligamento periodontal e osso), o que pode ser visto na figura 1 que apresenta um corte em duas dimensões da mandíbula.



Figura 1: Corte em duas dimensões da região da mandíbula na tomografia, com baixa definição dos limites das estruturas.

Uma melhor opção em termos de exame de maior definição seria a micro-CT pois trabalha em uma escala manométrica proporcionando, contornando essa limitação das tomografias clínicas, como demonstrado por autores que utilizam a tecnologia ¹⁰⁻¹³. Por outro lado, a radiação emitida pela micro-CT é bastante alta e está acima do limite recomendado para seres humanos.

Dessa forma as delimitações das estruturas foram feitas manualmente e reconstruídas tridimensionalmente em um modelo não paramétrico, gravados no formato STL (3D Systems, Rock Hill, USA). Inicialmente a mandíbula possuía 870 mil faces poliédricas e cada dente 40 mil faces, sendo necessária a diminuição de faces para que fosse possível analisar o comportamento do modelo a frente de mecânicas ortodônticas. Assim com o auxílio do programa Solidworks Premium “Scan to 3D” (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA), foi realizada a transformação de um modelo não paramétrico em um paramétrico com faces do tipo NURBS (Non Uniform Rational Bases Splines) com mínima distorção.

Esse processo pode ser visto na figura 2, onde foi diminuído o número de faces e sem haver distorção significativa.

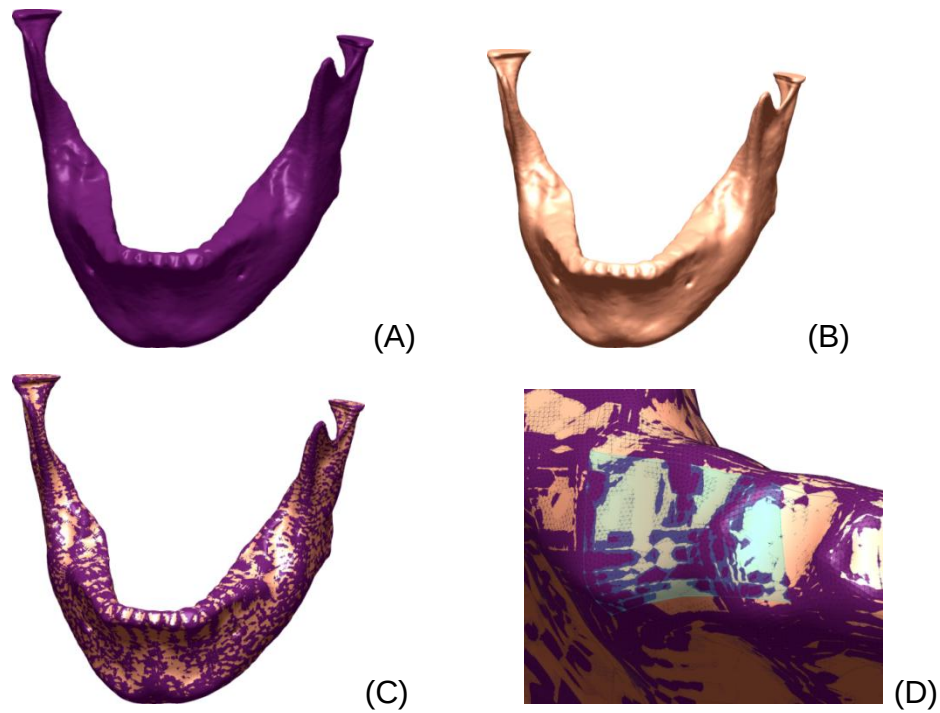


Figura 2: Vista da parametrização do osso cortical. A= modelo não paramétrico de 870 mil faces, B= Modelo paramétrico com 456 faces, C e D= modelos sobrepostos para visualização da mínima distorção. A marcação em azul (D) representa uma única face paramétrica.

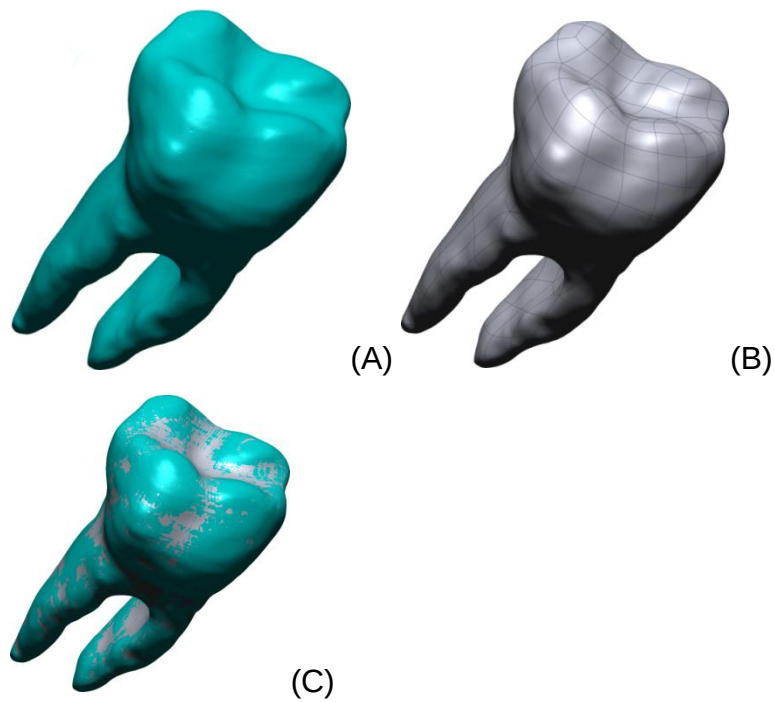


Figura 3: Vista da parametrização do elemento 46. A= modelo não paramétrico B= Modelo paramétrico com 263 faces, C= modelos sobrepostos para visualização da mínima distorção.

Após ter a geometria da mandíbula e dos dentes, com o auxílio do programa SolidWorks 2013 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA), foram modeladas manualmente o restante das estruturas, tendo como referências da literatura as características geométricas médias das mesmas, como o ligamento periodontal ¹⁴, o osso cortical superficial (modelado com uma espessura de 2 mm, o osso cortical ao redor dos dentes com 0,7 mm e o restante das porções internas como osso medular para representar um osso tipo D3 segundo a classificação de Lekholm e Zarb)¹⁵. Não existem valores definidos de espessura para osso, então foi utilizado o critério subjetivo da classificação de uma “cortical fina”. (Figura 4).

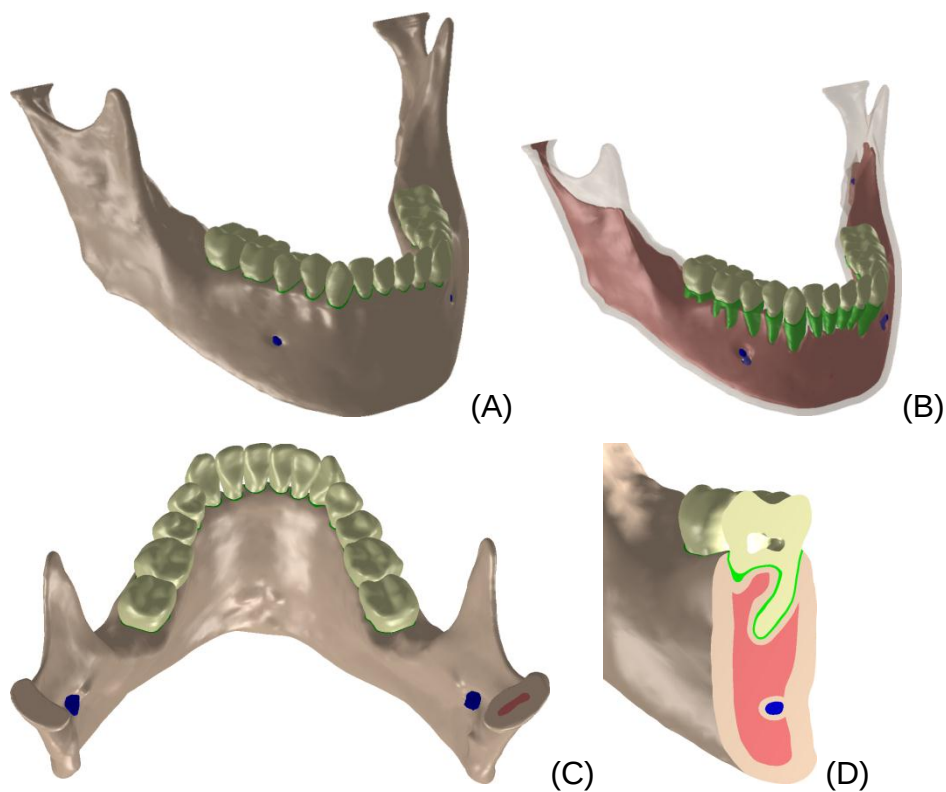


Figura 4: Modelo parametrizado da mandíbula a partir da tomografia. A = Vista de perfil, B= Vista com osso cortical semitransparente para visualização das estruturas internas, C= Vista posterior-oclusal, D= Vista da secção.

Com o modelo digital da mandíbula já pronto, o aparelho arco lingual foi

modelado conforme a técnica realizada clinicamente¹⁶. Foram reconstruídos no programa SolidWorks 2013 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA) os tubos e as bandas ortodônticas a partir de peças reais analisadas com o auxílio do paquímetro digital (Litz professional, Alemanha) e do microscópio digital (5 megapixels - B008, Supereyes, Shenxhen D&F, Ltd, Bantian Village, China) com aumento de 10x - 500X (figura 5). A figura 6 mostra o modelo computacional do tubo e banda.



Figura 5: Paquímetro digital e microscópio digital.

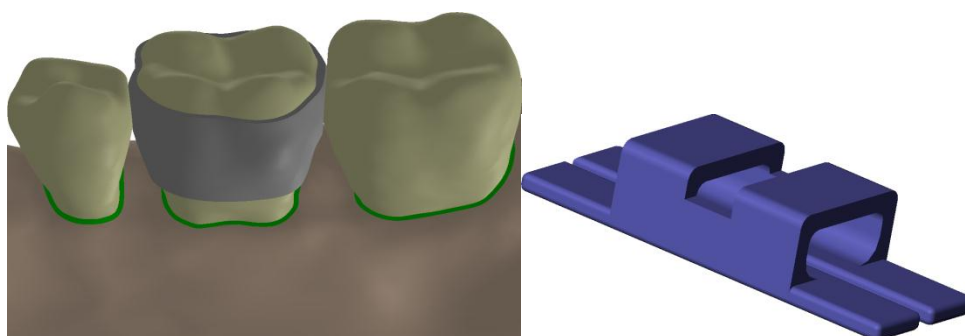


Figura 6: Modelo computacional da banda ortodôntica e do tubo lingual.

Ainda no software Solidworks, o arco lingual foi modelado com fio de aço de secção circular (0.032) e inserido aos tubos linguais fixados nas bandas dos primeiros molares. A figura 7 apresenta imagens do modelo final não ativado.

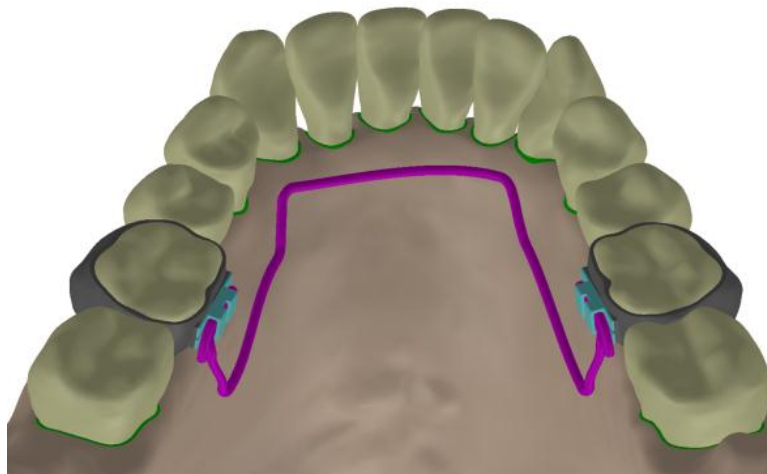


Figura 7: Modelo final com fio não ativado.

Simulação

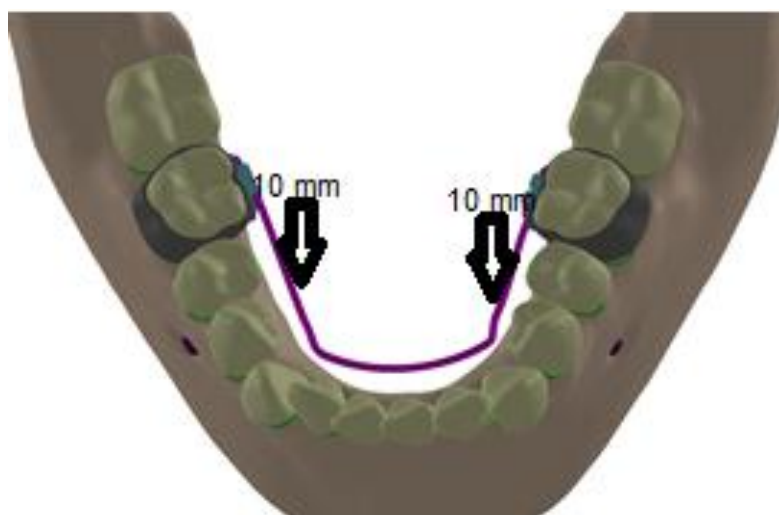
Com o modelo digital pronto, foram simuladas duas diferentes mecânicas no arco lingual e posteriormente as zonas de pressão foram comparadas.

Para representar de forma correta o comportamento mecânico de cada componente, os diferentes elementos dos modelos (dentina, ligamento periodontal, osso medular, osso cortical e aço inox) foram configurados com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson com base na literatura^{17,18}.

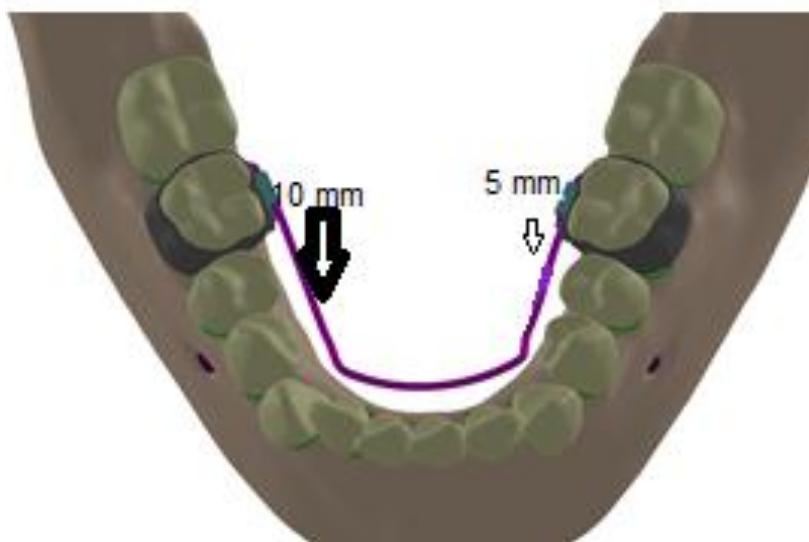
Através do programa de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) foram realizadas as simulações.

A primeira ativação simulada consistiu em ativações iguais em ambos os lados do arco lingual, o fio foi ativado resultando um deslocamento 10 mm para anterior em ambos os lados do arco lingual (figura 8A)..

A segunda ativação se deu de forma semelhante a apresentada na figura 8A, o que a diferencia é que no lado direito do arco lingual foi realizada uma ativação de 10mm e no lado esquerdo uma ativação de 5 mm , ambas em direção anterior ao molar.



(A)



(B)

Figura 8: Exemplo das duas ativações que foram simuladas, 8(A) ativação bilateral com intensidade de 10 mm para anterior em ambos os lados e 8 (B) apresenta a ativação de 5 mm no lado esquerdo do arco lingual e de 10 mm no lado direito para anterior.

Para simular essas ativações de maneira correta, foi realizado um passo técnico que não ocorre na atividade clínica, o fio foi seccionado próximo a presilha, o arco foi ativado e posteriormente conectado novamente a presilha que ficou encaixada no tudo (Figura 9). No primeiro passo da simulação, a parte inferior do arco lingual foi configurada para deformar-se até que esteja novamente posicionada sobre o tubo. Em um segundo passo, através de um recurso denominado “Birth and Death” (terminologia do software Ansys), foi criado um contato entre as extremidade do fio e a presilha, efetivamente unindo-os e as cargas do primeiro passo que mantinham o fio dobrado foram liberadas, permitindo dessa forma que as tensões

geradas no fio pela sua ativação ajam sobre os dentes, ligamento e osso.

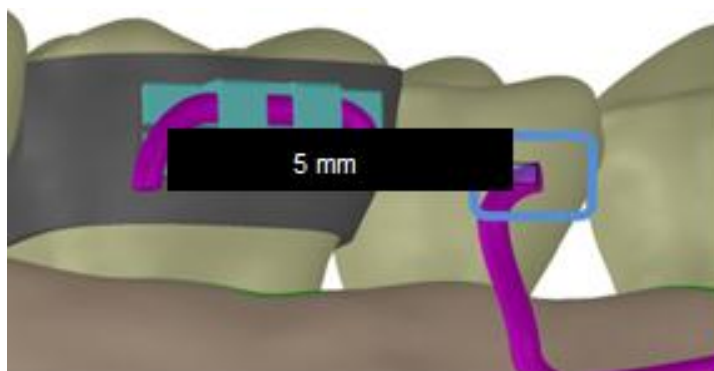


Figura 9: Arco lingual foi seccionado para simular a ativação realizada e posteriormente o segmento livre foi reconectado à presilha.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para possibilitar a análise pelo método, a discretização do modelo, que é a transformação do modelo sólido numa malha de nós e elementos foi realizada, sendo gerada e validada com um processo de refinamento da malha, verificando-se a convergência dos resultados. O número de nós e elementos foram gradualmente aumentados, até que a diferença nos picos de tensão entre um refinamento de malha e outro fosse de 5% ou menos. Com estas medidas, o erro geométrico característico de um processo de discretização de malha foi minimizado. A malha foi gerada com elementos quadráticos tetraédricos de 10 nós (Ansys solid 187), o que possibilita a cópia da geometria irregular presente nos modelos analisados. Todos os modelos foram então resolvidos (Windows 7 PRO 64 bits, processador Intel I7 920, 24 Gb memória RAM) e a plotagem gráfica e numérica dos resultados foi registrada, avaliada e comparada.

A tabela I mostra resultados dos picos máximos de tensão de von Mises (em MPa) no arco lingual com ativação de 10 mm para anterior bilateral, e a tabela II mostra a mesma informação para a segunda ativação (10 mm e 5 mm).

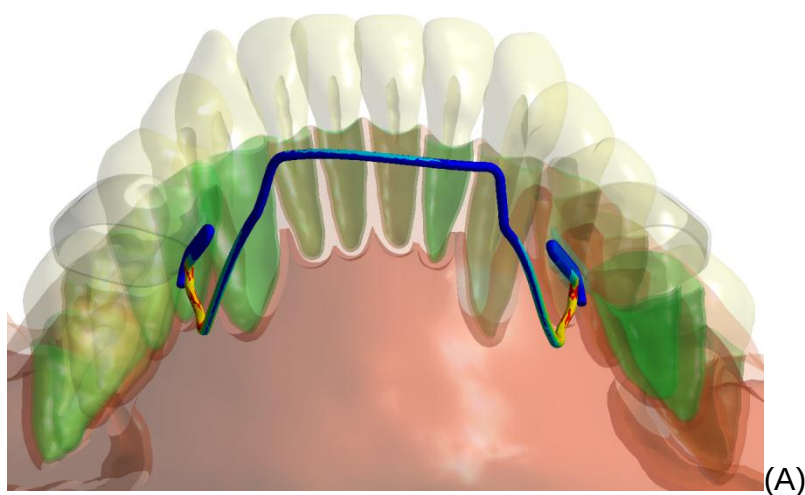
Tabela I: Picos de tensões equivalentes de von Mises (em MPa) no fio ativado 10 mm em cada lado.

Lado esquerdo	2136 MPa
Lado direito	1949 MPa

Tabela II: Picos de tensões equivalentes de von Mises (em MPa) no fio ativado 10 mm do lado direito e 5 mm do lado esquerdo.

Lado esquerdo	1918
Lado direito	1131

Na primeira ativação é visto uma pequena diferença de 9% entre os picos de tensão, já na segunda ativação o lado esquerdo do fio sofreu uma tensão 69% maior que o lado direito. A distribuição das zonas de tensão podem ser vistas em detalhes nas plotagens dos resultados nas figuras 10 e 11.



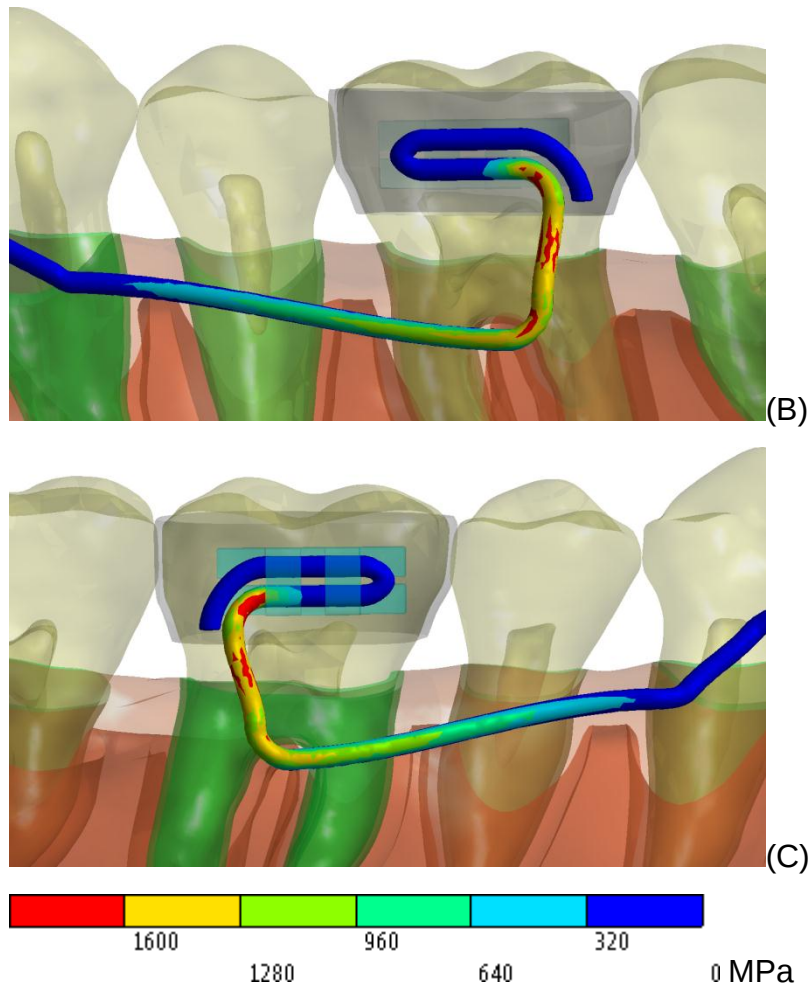


Figura 10: resultado no fio ativado 10 mm bilateral e distribuição das tensões equivalentes de von Mises. A.: vista anterior/inferior, B: lado direito e C: lado esquerdo.

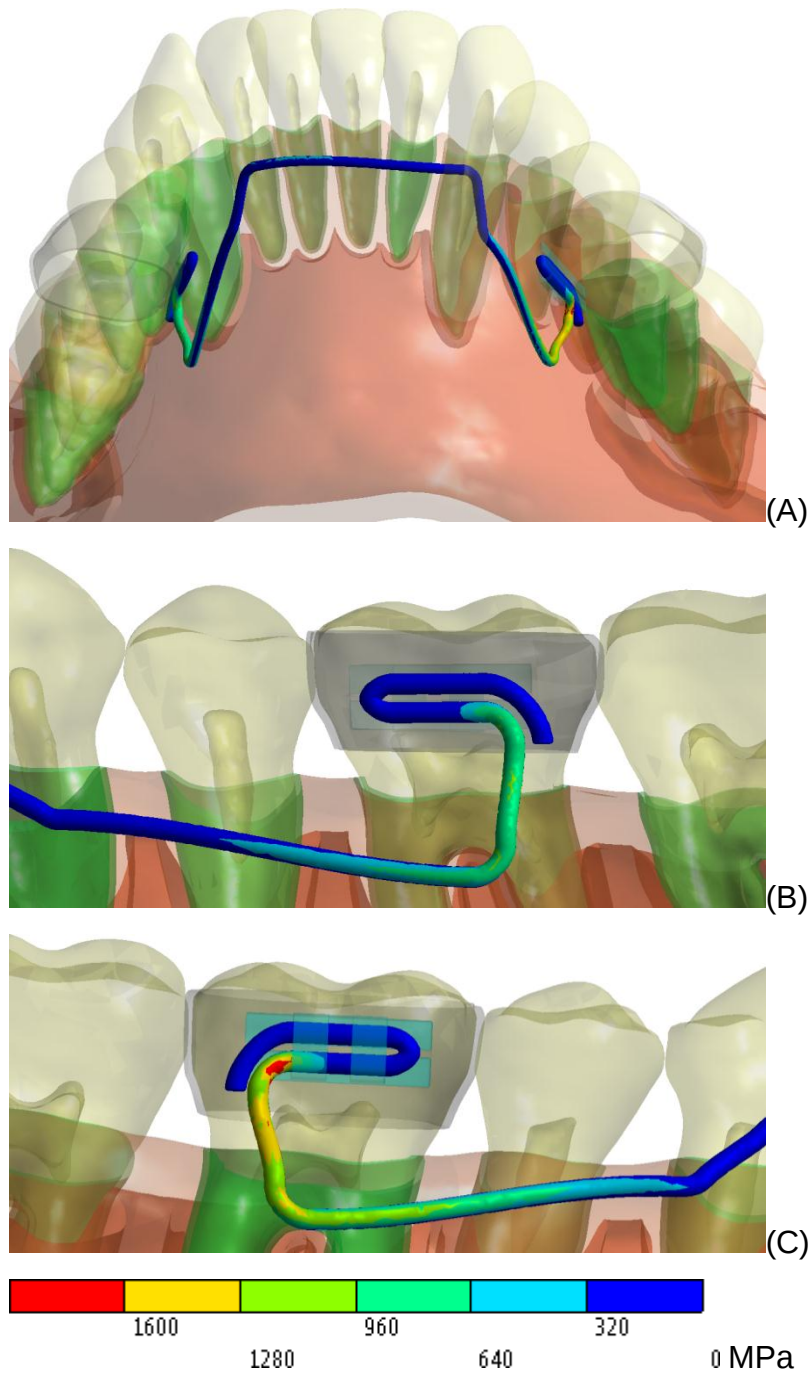


Figura 11: resultado no fio ativado 10 mm no lado direito e 5 mm no lado esquerdo e distribuição das tensões equivalentes de von Mises A: vista anterior/inferior, B: lado direito e C: lado esquerdo.

Na ativação simétrica pode ser observado que em ambos os lados a distribuição de tensão é semelhante e os picos encontram-se próximos a área de encaixe no tubo lingual (Figura 10).

Por outro lado, na ativação assimétrica, é notada uma maior tensão na dobra inicial da presilha do arco lingual do lado esquerdo, já no lado direito a tensão é menor e distribui-se de forma mais homogênea (Figura 11).

É importante salientar a riqueza de informações nas simulações de mecânicas que utilizam o Método de Elementos finitos, no caso descrito existe a possibilidade de analisar a presença de deformações elásticas e até mesmo plásticas resultantes da ativação do fio de aço, estudando assim a possibilidade de perda de ativação no arco lingual quando a força atingir uma tensão maior que a força elástica do material estudado, e a técnica não for seguida corretamente, ocasionando uma menor força na mecânica ortodôntica e consequentemente nos dentes envolvidos na movimentação.

CONCLUSÃO

Dessa forma é visto que o Método de Elementos Finitos pode ser uma importante ferramenta na ortodontia, pois como visto no presente trabalho é possível construir um modelo computacional fidedigno ao modelo clínico e analisar pequenas variações como as diferentes zonas de tensão do arco lingual quando ativado, Sendo esse método um auxiliar na compreensão de sistemas de força na ortodontia.

REFERÊNCIAS:

1. Sameshima GT, Melnick M. Finite element-based cephalometric analysis. Angle Orthod 1994;64:343-350.
2. Lotti RS, A.W.Machado, Ê.T.Mazzeiro, J. L. Junior. Aplicabilidade Científica do Método dos Elementos Finitos. Dental Press Ortodontia Ortopedia Facial 2006 11:35-43.
3. Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. Angle Orthod. 2012;82:812-819.
4. Azevedo AFM. Método dos Elementos Finitos 2003:<http://www.fe.up.pt/~alvaro>.
5. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech 1973;6:511-520.

6. Jang HJ, Roh WJ, Joo BH, Park KH, Kim SJ, Park YG. Locating the center of resistance of maxillary anterior teeth retracted by Double J Retractor with palatal miniscrews. *Angle Orthod*. 2010;80:1023-1028.
7. Choi DS, Cha BK, Jang I, Kang KH, Kim SC. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. *Angle Orthod* 2013;83:204-211.
8. Kojima Y, Kawamura J, Fukui H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;142:501-508.
9. Araugio RM, Landre J, Jr., Silva Dde L, Pacheco W, Pithon MM, Oliveira DD. Influence of the expansion screw height on the dental effects of the hyrax expander: a study with finite elements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143:221-227.
10. Gonzales C, Hotokezaka H, Arai Y, Ninomiya T, Tominaga J, Jang I et al. An in vivo 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force magnitudes in rat molar. *Angle Orthod* 2009;79:703-714.
11. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater* 2007;23:539-548.
12. Tajima K, Chen KK, Takahashi N, Noda N, Nagamatsu Y, Kakigawa H. Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. *Dent Mater J* 2009;28:219-226.
13. Andreaus U, Colloca M, Iacoviello D. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. *Comput Methods Programs Biomed* 2010.
14. Lindhe J, Karring T. *Anatomia do Periodonto Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral*. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1997. p. 25.
15. Lekholm U, Zarb FL. Patient selection and preparation Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.
16. Sakima MT. Técnica do Arco Segmentado de Burstone. *Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial* 2000;5:91-115
17. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75:140-147.
18. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W et al. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:174-181.

3.2 Artigo 2

ANÁLISE DA ATIVAÇÃO BILATERAL DO ARCO LINGUAL PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS*

* Artigo a ser submetido ao periódico American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.

RESUMO:

OBJETIVO: analisar a utilização do arco ativado bilateralmente e seus reflexos na movimentação dentária e a consequente distribuição de forças nos dentes e ligamento periodontal. **MÉTODO:** Foram criados modelos geométricos a partir da reconstrução de tomografias computadorizadas em modelos tridimensionais através do programas Solidworks Premium "Scan to 3D" (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA) e uma simulação de ativação bilateral do arco lingual com forças análogas foi realizada no software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). Foram analisadas as tendências de movimentação e as áreas de pressão trativa e compressiva nos dentes molares. **RESULTADOS:** ao final da simulação os dentes molares tiveram uma movimentação de 3,53 μm (molar inferior direito) e 3,59 μm (molar inferior esquerdo) e o pico de pressão entre ligamento periodontal e dentina nos primeiros molares foi de 0,44 MPa. **CONCLUSÃO:** a ativação bilateral do arco lingual com intensidades análogas produziu uma movimentação de giro nos molares e as regiões de maior pressão foram as bifurcações das molares inferiores.

PALAVRAS- CHAVE: MEF. ARCO LINGUAL. MOVIMENTAÇÃO ORTODÔNTICA

INTRODUÇÃO

A busca por uma otimização no sorriso e na oclusão dentária são objetivos corriqueiros nos consultórios odontológicos, além da melhora na qualidade da saúde bucal, a satisfação estética e funcional é almejada tanto por pacientes quanto por profissionais. A ortodontia tem papel fundamental dentre esses objetivos. Existem alguns princípios norteadores que visam auxiliar o ortodontista para atingir excelência nos tratamentos ortodônticos e assim promover saúde, estética e melhora funcional no sistema estomatognático. Eles são chamados de as seis chaves de oclusão de Andrews que são preconizadas pelo mesmo desde 1972 ¹ – e desde então são objeto de busca constante entre cirurgiões dentistas na finalização de tratamentos ortodônticos.

Mas a presença de todas as chaves de oclusão em pacientes tratados ou não é bastante difícil, o que demanda a busca constante de aparelhos, acessórios ortodônticos e mecânicas que possibilitem a realização de tratamentos ortodônticos mais próximos da excelência.

O estudo de Maltagliati ², que analisou a prevalência das seis chaves de oclusão, mostrou que em média de uma a três das chaves de oclusão acima citadas foram encontradas em pacientes não tratados ortodonticamente, dessas, a que em menor porcentagem esteve presente (3,3 % da amostra) foi a ausência de rotações. Em outro trabalho com o mesmo fim, Brangeli ³ mostrou que a presença de contatos proximais foi o item com menor prevalência nos participantes da pesquisa que também avaliou as seis chaves de oclusão. Gurkeerat Singh ⁴ afirma que espaços são criados quando as rotações dos molares são eliminadas pois quando rotacionados ocupam um maior espaço na arcada dentária.

Assim, é visto que tanto a presença de rotações quanto a ausência de pontos de contato apresentam um grande desafio no estabelecimento de uma oclusão ideal.

Existe um aparelho ortodôntico, desde o início do século XX, ⁵⁻⁷ que tem capacidade de solucionar as rotações dentárias, ajustar os pontos de contato proximais e até proporcionar um aumento de espaço na arcada dentária inferior. Criado no início de 1900 ⁷ o Arco Lingual (AL) é o aparelho que proporciona essa gama de possibilidades, desde que seja confeccionado de forma removível, o que possibilita a realização de mecânicas ortodônticas. Seu sistema é composto por um fio de aço, ou TMA ⁸, em forma de arco que circunda a face lingual da mandíbula na região intermolar, onde é acoplado a tubos linguais

que o fixam nos dentes molares (Figura 1). Inicialmente ele era utilizado de forma passiva, com finalidade de manter espaços e impedir a inclinação dos molares ⁵, mas posteriormente ele foi confeccionado de forma removível o que possibilitou a inserção de diferentes mecânicas através das dobras inseridas no mesmo, essas dobras deram origem aos sistemas de força estaticamente indeterminados ⁹ o que dificulta saber quanta força está sendo inserida no sistema e como e onde ela está sendo absorvida pelo periodonto.

Diferente da barra transpalatina, que tem finalidades semelhantes as do arco lingual, só que para movimentações realizadas na maxila, os trabalhos científicos que avaliam a performance do arco lingual ativado são inexistentes o que dificulta o seu uso clínico pois sem comprovações científicas é pequeno o número de clínicos que fazem uso do mesmo.

É de grande valor entender as possíveis movimentações dentárias utilizando o arco lingual e para isso são necessárias pesquisas que possibilitem o entendimento de sua ação. Uma metodologia utilizada inicialmente na área da engenharia vem ganhando espaço na área da saúde ¹⁰, o Método de Elementos finitos parece ser uma interessante ferramenta para conhecer mais profundamente o arco lingual.

Esse método divide uma estrutura complexa em pequenos fragmentos, formando uma malha, e esses são dotados de propriedades físicas capazes de descrever as reações dos tecidos humanos frente a forças ortodônticas, assim o estresse e a deformação produzidos pela força são calculados por algoritmos numéricos ¹¹ e seus resultados podem ser expressos através de plotagens apresentando as áreas de pressão e movimentação dentária.

A metodologia já foi utilizada em muitos trabalhos de ortodontia, tendo em vista sua alta capacidade e sensibilidade em estudar forças de ação e reação. A distribuição de forças do aparelho *Edgewise* ¹², a utilização da barra transpalatina como ancoragem ¹³, o uso de mini placas ¹⁴, o estudo das molas T ¹⁵, o avanço mandibular ¹⁶ e até a utilização de mini implantes ¹⁷ já foram objeto de estudos através do método.

Tendo em vista o impacto dos dentes rotacionados na busca por uma oclusão ideal e o enorme potencial de utilização do arco lingual para problemas ortodônticos, aliado a escassez de publicações científicas que o abordem, é objetivo deste trabalho analisar a sua utilização através da ativação bilateral e seus reflexos na movimentação dentária e a consequente distribuição de forças nos dentes e ligamento periodontal.

MATERIAL E MÉTODO

Foram criados modelos geométricos a partir da reconstrução de tomografias computadorizadas em modelos tridimensionais e edição das variáveis de interesse para análise comparativa.

Uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA), de um paciente com todos os dentes, exceto os terceiros molares, foi utilizada na pesquisa. Com a finalidade de examinar a região da mandíbula, em cortes de 0.25 mm de altura, para um total de 428 cortes com 640 x 640 voxels cada. O exame foi salvo no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine Standard) e importado para um programa de processamento de imagem e reconstrução digital (Simpleware 4.2, Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom).

Para obtenção dos modelos desejados, os dentes e a superfície óssea externa foram segmentados manualmente e reconstruídos tridimensionalmente num modelo não paramétrico, gravados no formato STL (3D Systems, Rock Hill, USA). Como no modelo utilizado o osso possuía 870 mil faces e cada dente aproximadamente 40 mil faces poliédricas, para editá-lo foi necessária a diminuição do número de faces para no máximo alguns milhares. Para possibilitar a edição posterior, para que não houvesse distorção significativa, os modelos foram parametrizados através do suplemento do software Solidworks Premium "Scan to 3D" (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA). Através desse suplemento foi possível a transformação de modelos não paramétricos em paramétricos com faces do tipo NURBS (Non Uniform Rational Bases Splines) com mínima distorção.

Para definir o restante das estruturas, os modelos foram manualmente editados no software tipo CAD¹ SolidWorks 2013 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA), com base em referências da literatura quanto a características geométricas médias das estruturas remanescentes, como o ligamento periodontal ¹⁸. O osso cortical superficial foi modelado com uma espessura de 2 mm, o osso cortical ao redor dos dentes com 0,7 mm e o restante das porções internas como osso medular para representar um osso tipo D3 segundo a classificação de Lekholm e Zarb¹⁹. Não existem valores definidos de espessura óssea para essas estruturas, sendo utilizado o critério subjetivo da classificação de uma

“cortical fina”.

Para possibilitar a reconstrução fiel dos componentes ortodônticos, foram adquiridos e analisados bandas e tubos ortodônticos através de paquímetro digital (Litz professional, Alemanha) e microscópio digital (5 megapixels - B008, Supereyes, Shenhzen D&F, Ltd, Bantian Village, China) com aumento de 10x - 500X e software de mensuração do próprio microscópio. Assim, através da análise e mensuração detalhada foi possível a reconstrução dos modelos no software Solidworks, onde o modelo da mandíbula foi unido as bandas, tubos e ao arco lingual. Para possibilitar a colocação de uma banda ortodôntica com 0,3 mm de espessura recobrindo a porção coronária clínica dos primeiros molares, um desgaste de 0,15 mm foi executado nas proximais dos primeiros molares e proximais de contato dos dentes adjacentes, após disso, os primeiros molares foram unidos entre si com a colocação de um arco lingual confeccionado com aço de secção circular (0.032”). A figura 1 apresenta imagens do modelo final não ativado.

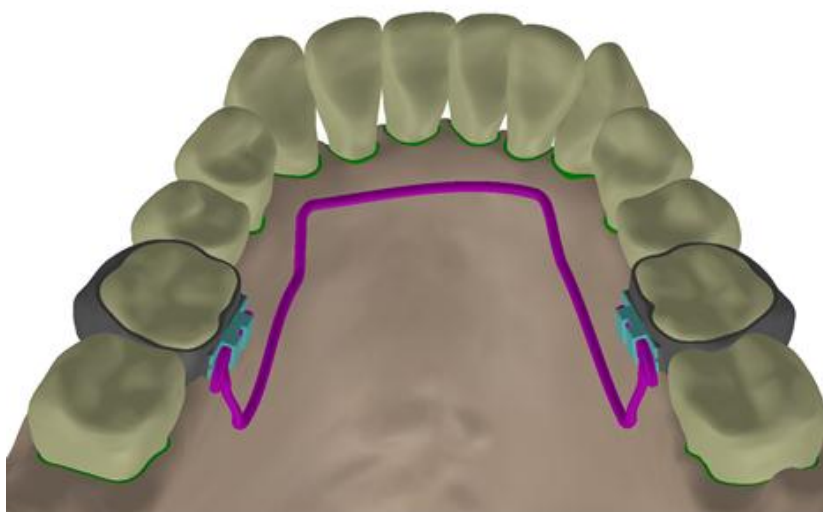


Figura 1. Modelo do arco lingual não ativado.

Simulação

O padrão de movimento ortodôntico analisado foi a ativação bilateral do arco lingual para a direção anterior, através de dobras prévias de 18,5 graus em cada presilha, resultando uma distância de 10 mm entre o tubo de cada molar e a presilha, como mostra a

figura 2.

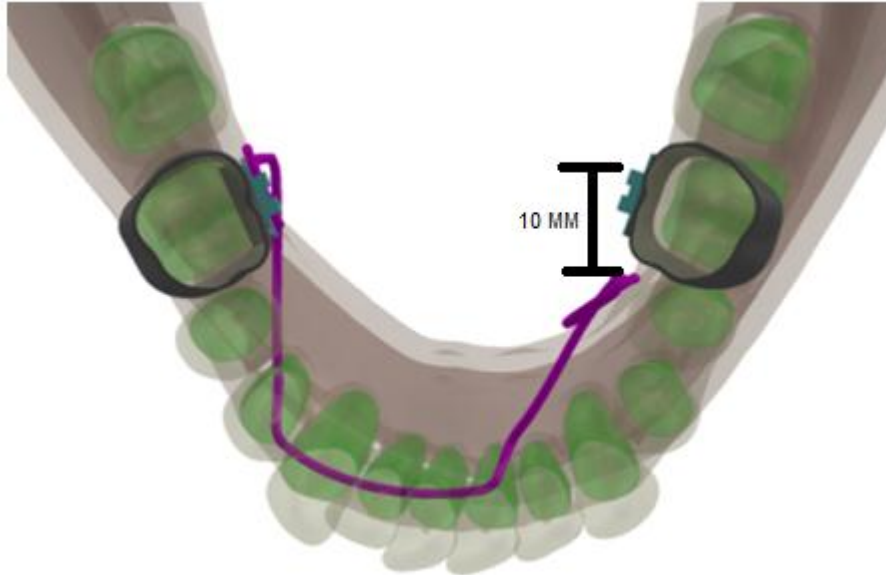


Figura 2. Ativação simétrica do arco lingual bilateral,
no detalhe ativação do lado esquerdo.

A simulação foi realizada no software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), através de suplemento de importação, próprio do Ansys.

Para representar de forma correta o comportamento mecânico de cada componente, os diferentes elementos dos modelos foram configurados com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura, conforme mostra tabela I.

Tabela I: Propriedades mecânicas dos materiais

Material	Módulo de elasticidade. (GPa)	Coefficiente de Poisson
Dentina ²¹	18,6	0,31
Ligamento periodontal ²²	1,18	0,45
Osso Medular ²¹	1,37	0,3
Osso cortical ²¹	13,7	0,3
Aço inox (fio, tubo e banda) ²²	210	0,3

Todos os contatos entre as estruturas foram considerados como união perfeita, com exceção dos contatos entre os dentes e entre dentes adjacentes e banda. Nesses foi configurado um contato do tipo “frictional” (terminologia do software Ansys) com coeficiente de fricção de 0,2²⁰, que permite deslizamentos e formação de gaps entre as superfícies. O coeficiente de fricção varia de acordo com vários fatores; como rugosidade de superfície, quantidade e qualidade da saliva, entre outros, mas por simplificação foi utilizado um coeficiente já consagrado na literatura para definir uma condição de dentes com lubrificação pela saliva normal²⁰.

No programa Solidworks a presilha do arco foi deslocada 10 mm para anterior em ambos os lados (figura 2). A simulação ocorreu em dois passos, as porções ativadas de ambos os fios foram seccionadas e unidas à porção intermediária do arco lingual não ativado. No primeiro passo da simulação, a presilha foi configurada para deformar-se até que sua extremidade livre esteja novamente posicionada sobre o tubo.

Num segundo passo, através de um recurso denominado “Birth and Death” (terminologia do software Ansys), foi criado um contato entre as extremidades dos fios efetivamente unindo-os e as cargas do primeiro passo que mantinham o fio dobrado foram liberadas, permitindo dessa forma que as tensões geradas no fio pela sua ativação ajam sobre os dentes. Em outras palavras, o primeiro passo da simulação calculou as tensões internas geradas no fio pela sua ativação e posicionamento nos tubos e o segundo passo calculou o impacto dessa ativação nos dentes.

Forma de análise dos resultados

Para possibilitar a análise pelo método, a discretização do modelo, que é a transformação do modelo sólido numa malha de nós e elementos foi realizada, sendo gerada e validada com um processo de refinamento da malha, verificando-se a convergência dos resultados. O número de nós e elementos foram gradualmente aumentados, até que a diferença nos picos de tensão entre um refinamento de malha e outro fosse de 5% ou menos. Com estas medidas, o erro geométrico característico de um processo de discretização de malha foi minimizado. A malha foi gerada com elementos quadráticos tetraédricos de 10 nós (Ansys solid 187), o que possibilitou a cópia da geometria irregular presente nos modelos analisados. O número de nós/elementos foi de 809031/471277. Todos os modelos foram então resolvidos (Windows 7 PRO 64 bits, processador Intel I7 920, 24 Gb memória RAM) e plotagem gráfica e numérica dos resultados foi registrada, avaliada e comparada.

RESULTADOS

A presente pesquisa analisou a intensidade e o sentido da movimentação dentária quando o arco lingual é ativado bilateralmente com forças análogas, além disso foi motivo de pesquisa a pressão gerada na superfície de contato entre o ligamento periodontal e o dente .

A tabela II mostra os picos de deslocamento nos pré-molares e molares (em μm) com um percentual para cada elemento dentário em relação ao primeiro molar inferior direito. Nessa tabela pode-se observar uma pequena mudança de posicionamento em todos os dentes posteriores.

Tabela II: Picos de deslocamento nos dentes posteriores (em μm) e seu percentual em relação aos resultados do dente 46.

Dente	Deslocamento
35	1,53 (43%)
36	3,59 (101%)
37	0,94 (26%)
45	1,62 (46%)
46	3,53 (100%)
47	0,95 (28%)

Complementando os dados de movimentação, a figura 3 informa qual é a tendência de movimentação dentária após ser aplicada a força oriunda do arco lingual, onde através de vetores é visto que as resultantes se concentram na face lingual dos molares e pré-molares, com maior intensidade na face proximal dos molares, evidenciando uma tendência de giro no sentido mesio-lingual em ambos os lados com forças semelhantes. Já a figura 4 mostra que mesmo os incisivos inferiores, que encontram-se distantes do local de ação do arco lingual, apresentam uma tendência de deslocamento.

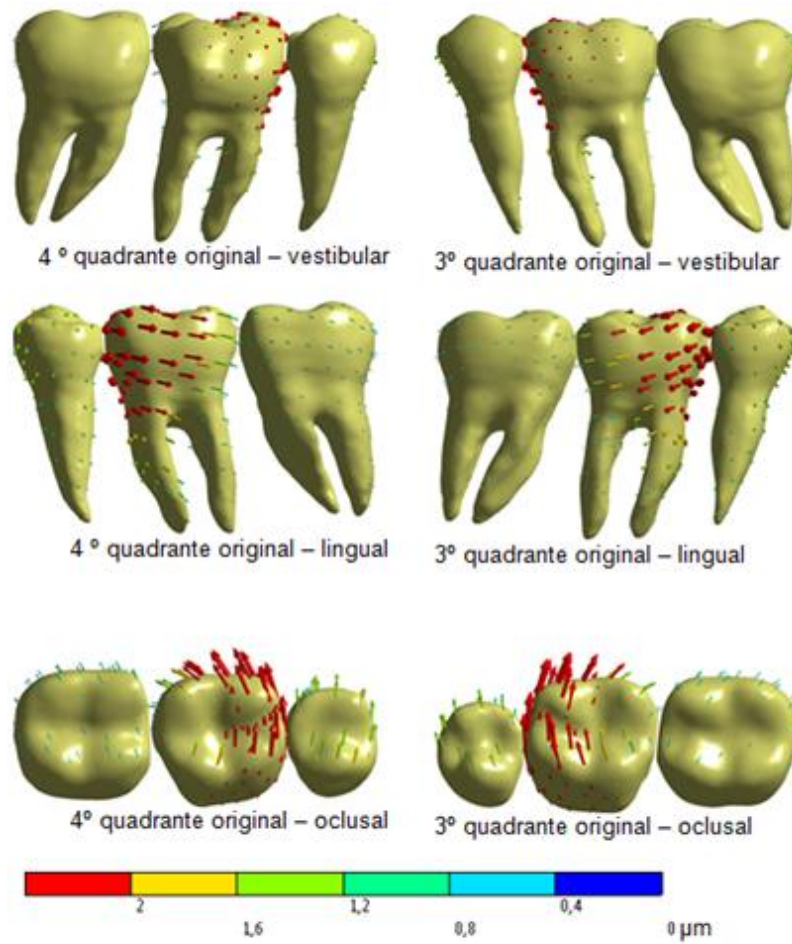


Figura 3: resultado dos vetores de deslocamento dos primeiros molares.

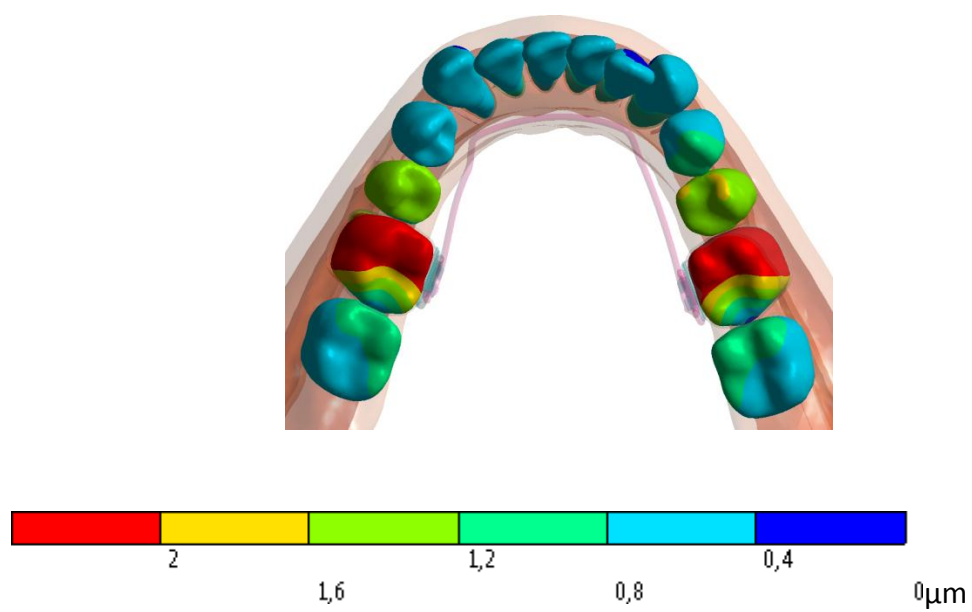


Figura 4: Deslocamento dentário.

A tabela III analisa os molares quanto aos picos de pressão entre ligamento periodontal e dentina, onde ressalta que as forças recebidas por ambos os dentes são semelhantes. A pressão analisada se refere à energia transferida entre um corpo e outro após um estímulo, e por convenção da engenharia, valores positivos se referem à pressão compressiva e valores negativos a pressão trativa.

Tabela III: Picos de pressões entre ligamento periodontal e dentina nos primeiros molares (em MPa) e seu percentual em relação aos resultados do dente 46.

Elemento	Trativa	Compressiva
Dente 36	-0,395 (97%)	0,429 (97%)
Dente 46	-0,406 (100%)	0,442 (100%)

A informação em relação aos molares e pressões é especificada pela figura 5, a qual apresenta imagens desses elementos e as pressões compressivas entre ligamento periodontal e dentina na região dos primeiros molares, evidenciando forças de até 0,4 Mpa nas faces linguais das raízes mesiais dos mesmos e em menor área mas na mesma amplitude, na região de furca das raízes distais. Na mesma figura é apresentada uma visão axial na qual as diferentes distribuições das tensões podem ser vistas em todo perímetro das raízes. Já a figura 6 mostra as pressões trativas entre ligamento periodontal e dentina para os primeiros molares, onde na região vestibular ocorrem as maiores pressões, principalmente nas raízes mesiais. Nas faces linguais a pressão trativa é menor e se concentra nas raízes distais dos dentes molares.

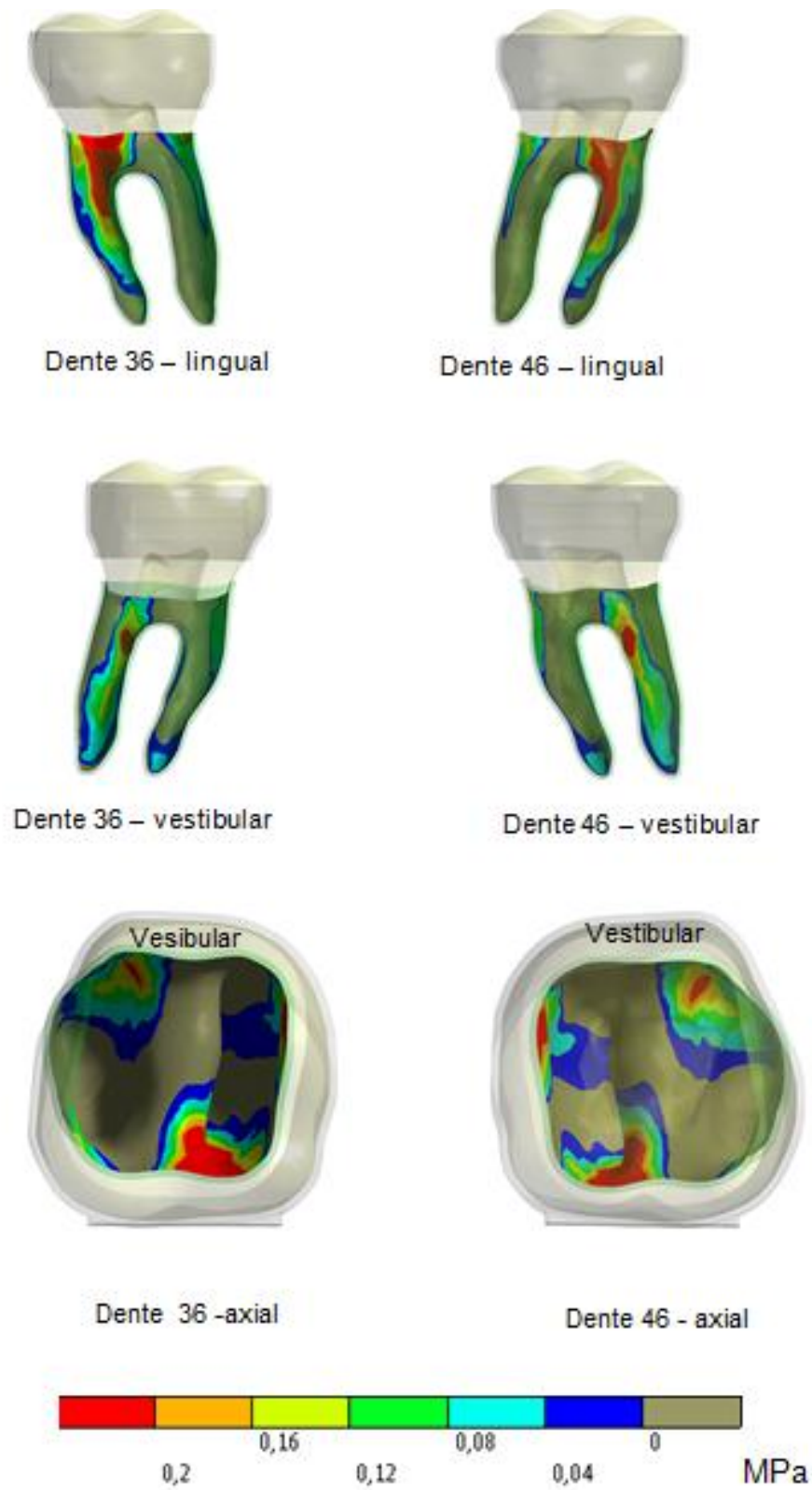


Figura 5: resultado das pressões compressivas entre ligamento periodontal e dentina para os primeiros molares.

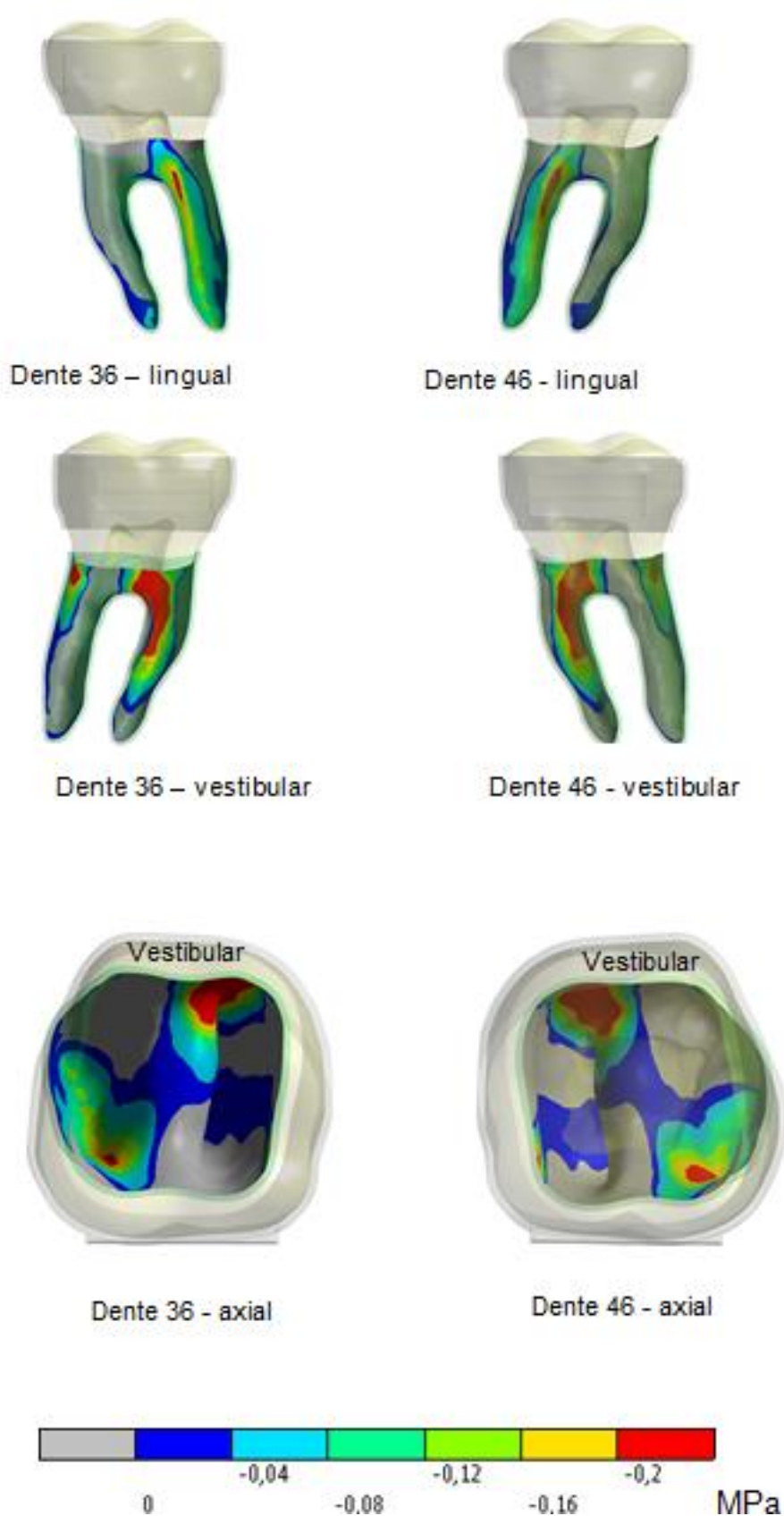


Figura 6: resultado das pressões trativas entre ligamento periodontal e dentina para os primeiros molares.

DISCUSSÃO

O método de elementos finitos apresentou-se como uma excelente ferramenta para estudo da biomecânica na ortodontia, uma vez que foi capaz de mostrar o comportamento do sistema de forças estudado com elevado detalhamento. As pressões oriundas da ativação do arco lingual nos tecidos dentais e ligamentares, bem como a tendência da movimentação, foram capazes de serem mensuradas com o auxílio da metodologia empregada.

A ativação bilateral do arco lingual com dobras análogas em direção anterior (Figura 2) gerou um sistema de forças que proporcionou uma tendência de movimentação de giro no sentido méso - lingual nos dentes molares (Figura3), apresentou o mesmo comportamento que Burstone ²³ afirma para a barra transpalatina: dobras de rotação produzem momentos iguais e opostos sem a presença de forças horizontais. Sendo assim essa mecânica pode ser uma importante ferramenta na busca de uma das seis chaves de oclusão preconizadas por Andrews¹ tendo em vista a correção de giros dos molares inferiores.

A movimentação resultante foi exatamente a mesma que Rebelato²⁴ descreveu como sendo a esperada para a ativação simétrica bilateral em uma barra transpalatina: momentos de igual intensidade e em direção oposta, com ausência de vetores de força mesiais ou distais.

Com a mudança de posição nos molares houve o deslocamento dentário do primeiro molar inferior direito, que foi de 3,53 μm , e do primeiro molar inferior esquerdo, que foi de 3,59 μm , mostrando que a ativação simétrica produziu resultados semelhantes.

As pressões no periodonto resultantes dessa ação variaram entre zero e 0,44 MPa ou 4,5 quilogramas força por centímetro quadrado, um valor baixo se comparado os 329,707 MPa de força que os molares receberam no trabalho de Chaudhry ¹⁶ que avaliou pelo mesmo método as pressões que eram incididas nos molares pelo aparelho Forsus (3M Unitek).

Consolaro ²⁵ afirma que para uma movimentação ortodôntica mais efetiva deveria desorganizar o ligamento, comprimir as estruturas periodontais e promover pequena hipóxia, a ponto de induzir acúmulos de mediadores em nível suficiente para induzir fenômenos de reabsorção na região, onde se faz a compressão do ligamento entre o dente e

o osso do alvéolo. Pois se a força for muito grande a área poderá hialinizar e o processo de reabsorção pode atrasar, por outro lado se a força for pequena não haverá movimentação dentária pois os mediadores químicos da mesma serão pouco estimulados ²⁵. Ele ainda comenta que a ideia de que onde há pressão haverá reabsorção e onde há tensão haverá aposição é simplista mas é didática, seria mais preciso dizer que em áreas onde o ligamento periodontal é comprimido durante a movimentação, existem mais forças de pressão e fenômenos de reabsorção decorrentes dos mediadores químicos e células.

Confirmando uma movimentação resultante no sentido mesio-lingual, as áreas de pressão compressiva nos molares ocorrem na lingual e as pressões trativas são encontradas com maior intensidade por vestibular, ambas próximas as regiões de bifurcação das raízes dos dentes molares.

CONCLUSÃO:

Tendo em vista os resultados do presente artigo, pode-se afirmar que:

1. A ativação bilateral com forças iguais do arco lingual resulta em um movimento de giro nos dentes molares da mandíbula em sentidos opostos e com ausência de forças horizontais, sendo assim uma mecânica indicada para má oclusões que necessitem mudanças de giro nesses dentes.
2. As regiões dentárias de maior pressão nessa movimentação localizam-se próximas as bifurcações dos primeiros molares inferiores.

REFERÊNCIAS

1. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod* 1972;62:296-309.
2. Maltagliati LA. Evaluation of the prevalence of Andrews's six keys to normal occlusion in untreated young brazilian normal occlusion. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial* 2006;11.
3. Brangeli M. Prevalência das seis chaves de oclusão de Andrews em jovens brasileiros com oclusão normal. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 2001;55
4. Singh G. Textbook of Orthodontics. Jaypee Brothers Medical Publishers; 2008.
5. Miotti F. The passive lingual arch in first bicuspid extraction. *Angle Orthod* 1984;54:163-175.
6. Singer J. The effect of the passive lingual archwire on the lower denture. *Angle Orthod* 1974;44:146-155.
7. Dewey M. The Lingual Arch in Combination With the Labial Arch with Extensions as Used by Dr. Lloyd S. Lourie. *The International Journal of Orthodontics* 1916.
8. Sakima MT. Técnica do Arco Segmentado de Burstone. *Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial* 2000;5:91-115
9. Proffit WR. Ortodontia Contemporânea. Elsevier; 2013.
10. Sameshima GT, Melnick M. Finite element-based cephalometric analysis. *Angle Orthod* 1994;64:343-350.
11. Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. *Angle Orthod* 2012; 82:812-819.
12. McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament--a finite element study. *Angle Orthod* 1992;62:15-22.
13. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:335 e331-337; discussion 335-336.
14. Largura LZ, Argenta MA, Sakima MT, Camargo ES, Guariza-Filho O, Tanaka OM. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014; 146:198-206.
15. Techalertpaisarn P, Versluis A. Mechanical properties of Opus closing loops, L-loops, and T-loops investigated with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143:675-683.
16. Chaudhry A, Sidhu MS, Chaudhary G, Grover S, Chaudhry N, Kaushik A. Evaluation of stress changes in the mandible with a fixed functional appliance: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015; 147:226-234.
17. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141:327-336.
18. Lindhe J, Karring T. Anatomia do Periodonto Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1997. p. 25.
19. Lekholm UZ, F. L. Patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence 1985

20. Katona TR. A mathematical analysis of the role of friction in occlusal trauma. J Prosthet Dent 2001;86:636-643.
21. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent 1996;75:140-147.
22. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W et al. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135:174-181.
23. Graber LWV, R. L. ; Vig, K. L. Ortodontia: Princípios e Técnicas Atuais. Rio de Janeiro: Elsevier; 2012.
24. Rebellato J. Two-couple orthodontic appliance systems: transpalatal arches. Semin Orthod 1995;1:44-54.
25. Consolaro A. Tensão nas áreas de compressão do ligamento periodontal durante o movimento ortodôntico. E os binômios? Revista Clínica Ortodontica Dental Press 2007;65.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

De acordo com o trabalho desenvolvido com O Método de Elementos Finitos pode-se afirmar:

- As regiões dentárias de maior pressão nessa movimentação localizam-se próximas as bifurcações dos primeiros molares inferiores.
- A ativação bilateral com intensidades iguais do arco lingual resulta em um movimento de giro nos dentes molares da mandíbula, dessa forma é uma opção de mecânica indicada para má oclusões que necessitem mudanças de giro nesses dentes.
- É possível, com a utilização do Método de Elementos Finitos, identificar as áreas de tensão do fio do arco lingual, ligamento periodontal e dentina.

REFERÊNCIAS*

- ¹ Azevedo AFM. Método dos elementos finitos. [livro na internet]. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto-Portugal; 2003. [acesso 2015 dez 01]. Disponível em:
http://www.arquivoescolar.org/bitstream/arquivo-e/117/1/Livro_MEF.pdf.
- ² Burstone C J. The mechanics of the segmented arch techniques. Angle Orthod. 1966; 36(2): 99-120.
- ³ Choi DS, Cha BK, Jang I, Kang KH, Kim SC. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. Angle Orthod. 2013; 83(2): 204-11.
- ⁴ Dewey M. The lingual arch in combination with the labial arch with extensions as used by Dr. Lloyd S. Lourie. Int J Orthod. 1916; 2(10): 563-602.
- ⁵ Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li Q. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 135(2): 174-81.
- ⁶ Holmes S DC, Diaz-Arnold AM, Learnly JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent. 1996; 75(2): 140-7.
- ⁷ Kamble RH , Lohkare S, Hararey PV, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. Angle Orthod. 2012; 82(5): 799-805.
- ⁸ Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. Angle Orthod. 2012; 82(5): 812-9.
- ⁹ Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134(3): 335-6.
- ¹⁰ Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Junior JL. Aplicabilidade Científica do Método dos Elementos Finitos. Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial. 2006; 11(2): 35-43.
- ¹¹ McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament--a finite element study. Angle Orthod. 1992; 62(1): 15-22.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>

- ¹² Miotti F. The passive lingual arch in first bicuspid extraction. *Angle Orthod.* 1984; 54(2): 163-75.
- ¹³ Sakima MT. Técnica do arco segmentado de Burstone. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2000; 5(2): 91-115.
- ¹⁴ Sameshima GT, Melnick M. Finite element-based cephalometric analysis. *Angle Orthod.* 1994; 64(5): 343-50.
- ¹⁵ Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res.* 2004; 7(2): 98-107.
- ¹⁶ Singer J. The effect of the passive lingual archwire on the lower denture. *Angle Orthod.* 1974; 44(2): 146-55.
- ¹⁷ Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod.* 2009; 79(6): 1102-7.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 27 de janeiro de 2016.

MATHEUS STRELOW MENDES