

Trabalho de Conclusão de Curso

Aplicabilidade do Método dos Elementos Finitos na Ortodontia: Revisão de literatura

Lays Negrissoli



**Universidade Federal de Santa Catarina
Curso de Graduação em Odontologia**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

Lays Negrissoli

**APLICABILIDADE DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA
ORTODONTIA: REVISÃO DE LITERATURA**

Trabalho apresentado a Universidade Federal de
Santa Catarina como requisito para conclusão do
Curso de Graduação em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Rocha

Florianópolis
2015

Lays Negrioli

**APLICABILIDADE DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA
ORTODONTIA: REVISÃO DE LITERATURA**

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do título de cirurgião dentista e aprovado em sua forma final pelo Departamento de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 20 de Outubro de 2015.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Roberto Rocha
Orientador
Universidade Federal da Santa Catarina

Prof. Dr. Daltro Eneas Ritter
Membro
Universidade Federal da Santa Catarina

Prof. Dr. Gerson Luz U. Ribeiro
Membro
Universidade Federal da Santa Catarina

Dedico esse trabalho à minha família, e em especial à minha mãe e meu padrasto que me proporcionaram todos os meios na busca por essa conquista.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente a **Deus** por todas as bênçãos alcançadas e por sempre mostrar-se presente em todos os momentos de minha vida.

Agradeço a minha mãe **Nilza Paulino Jucá** pelo amor incondicional e por sempre estar ao meu lado em, simplesmente, todas as realizações e também em todas as dificuldades, que sempre juntas superamos.

Se eu sou a pessoa que sou hoje é graças a você, mãe. Muito obrigada.

Agradeço ao meu padrasto **Antônio Tadeu de Brito** que foi um presente de Deus em minha vida e me mostrou o verdadeiro significado da palavra pai. Muito obrigada por sempre tentar proporcionar o melhor para mim e para todos.

A minha irmã **Maria Eduarda Jucá de Brito** e meu irmão **Matheus Henrique Jucá de Brito** pela paciência, respeito e amor que sempre tiveram por mim, e pelas inúmeras brincadeiras que tornam meus dias mais felizes. Amo vocês de todo meu coração. Agradeço a Deus, todos os dias, por vocês existirem em minha vida.

Aos meus amigos, **Leonardo Sousa** e **Crystal Fraga Campos**, que sempre estiveram ao meu lado em muitos momentos importantes e sempre de braços abertos para me apoiar em qualquer situação.

A minha dupla e amiga, **Carolina de Amorim Caldas**, pela paciência e amizade que foram fundamentais em minha caminhada na graduação. E a todos os amigos e colegas que participaram de alguma forma dessa conquista.

A **instituição de ensino**, que apesar de todas as dificuldades e problemas, é considerada uma das melhores faculdades do país onde me orgulho muito de ter realizado minha graduação.

Agradeço também a todos os **professores** que contribuíram distintamente para minha formação. Muitos, mostrando o real valor da dádiva que é ser e saber ser um professor, não somente repassando seu conhecimento adquirido, mas também o caráter e a ética para lidarmos com as dificuldades de nossa profissão com sabedoria e da melhor forma possível, sempre com muito amor.

E por fim, agradeço a todos que, de alguma forma, estiveram envolvidos e contribuíram para a realização deste trabalho e para a minha vida acadêmica até aqui. Meu muito obrigado, de coração.

“Não é o que você faz, mas quanto amor você dedica no que faz que realmente importa”.

(Madre Teresa de Calcutá)

RESUMO

A pesquisa científica resulta em uma busca incansável de resultados para problemáticas ainda incertas das áreas de formação. A escolha do método a utilizar na pesquisa, bem como do estudo da pesquisa que o utilizou, deve ser direcionada para o que se adequa mais de acordo com o objetivo que se quer alcançar. É nesse contexto que o método dos elementos finitos se insere e gera grande repercussão sobre sua utilização, principalmente a partir do advento dos computadores onde foi viabilizado de fato. Esse método resulta da análise matemática sobre um modelo matemático que sofre uma discretização em inúmeros elementos menores com propriedades iguais aos do objeto original, podendo simular variadas estruturas complexas, que seriam impossíveis utilizando qualquer outro método. O método dos elementos finitos (MEF) é um recurso da engenharia que vem ganhando espaço em áreas da odontologia, como na ortodontia, onde as propriedades biomecânicas são avaliadas em diversas situações resultantes de estresse, tensão, deformação, deslocamento; juntamente com a interação de estruturas circundantes. Com o contínuo uso desse método em inúmeros trabalhos e o aumento da sua utilização em pesquisas ortodônticas, fica evidente a necessidade de entender e interpretar melhor essa técnica para a correta interpretação de seus resultados, para que possam ser aplicados em melhor diagnóstico, planejamento e tratamento de pacientes.

Palavras-chave: Método dos elementos finitos, Ortodontia, Odontologia.

ABSTRACT

Scientific research results in a relentless pursuit of results for still uncertain problems of training areas. The choice of the method used in research and the research study that used it, should be directed to what fits more in line with the objective you want to achieve. It is in this context that the finite element method is part and generates large impact on its use, especially since the advent of computers which was made possible in fact. This method results of mathematical analysis of a mathematical model that takes a discretization in many smaller elements with similar properties to the original object, which can simulate various complex structures, that would be impossible using any other method. The finite element method (FEM) is an engineering resource that is becoming more popular in dentistry areas, such as orthodontics, where the biomechanical properties are evaluated in various situations resulting from stress, stress, strain, displacement; interaction with the surrounding structures. With continued use of this method in numerous jobs and increasing its use in orthodontic research, it is evident the need to better understand and interpret this technique to the correct interpretation of the results so that they can be applied to better diagnosis, planning and treatment patients.

Keywords: finite element method, Orthodontics, Dentistry

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 A-B - Processo de construção do modelo 3D

Figura 2 - Modelo de dente construído a partir de MicroTC

Figura 3 - Discretização do modelo 3D

Figura 4 A-C - Distribuição de estresse ao longo dos eixos x, y e z.

Figura 5 - Distribuição de estresse por Von Misses.

Figura 6 A-B - Modelo fotoelástico

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine*

LP – Ligamento Periodontal

MEF – Método dos Elementos Finitos

MicroTC – Micro Tomografia Computadorizada

TC – Tomografia Computadorizada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	24
2 OBJETIVOS	28
2.1 Objetivo geral.....	28
2.2 Objetivos específicos.....	28
3 METODOLOGIA	30
4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	32
4.1 Pré-processamento.....	32
4.1.1 Obtenção do modelo experimental.....	33
4.1.1.1 Morfologia estrutural do modelo experimental.....	33
4.1.1.2 Discretização do modelo experimental.....	36
4.1.2 Propriedades do modelo experimental.....	37
4.1.2.1 Comportamento dos materiais frente a deformação.....	37
4.1.2.2 Propriedades físicas relacionadas à direção de deformação.....	38
4.1.2.3 Coeficiente de Poisson.....	38
4.1.2.4 Módulo de Young.....	39
4.2 Pós-processamento.....	39
4.2.1 Análise dos resultados.....	40
4.2.1.1 Análise em relação aos eixos de coordenada.....	40
4.2.1.2 Deslocamento em magnitude.....	41
4.2.1.3 Von Misses.....	42
5 DISCUSSÃO	42
5.1 Método fotoelástico.....	43
5.2 Método experimental <i>in vivo</i>	45
5.3 Método dos elementos finitos.....	47
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	59
REFERÊNCIAS	60

1 INTRODUÇÃO

A pesquisa científica, atualmente, representa um instrumento para o alcance de conhecimento, para a elaboração de diagnósticos e avaliação de necessidades (SILVA *et al.*, 2009).

Para Lotti *et al.* (2006) a procura pela compreensão sobre determinada problemática resulta em uma metodologia a ser aplicada, e esse método empregado deve ser definido por suas vantagens nessa busca por resultados.

Avanços na engenharia permitiram o emprego de métodos que não necessitem mais de organismos vivos para pesquisas distintas. Ele pode ser empregado para solucionar problemas biomecânicos, com veracidade clínica surpreendente. A análise de elementos finitos é um desses métodos e tem sido utilizado com sucesso em uma grande gama de pesquisas na área biológica (SHAW; SAMESHIMA; VU, 2004; LOTTI *et al.*, 2006).

O Método do elemento finito (MEF) é um recurso da Engenharia desenvolvido para calcular e analisar o estresse e deformação de estruturas ditas complexas. Como objetivo de sua utilização, em relação à estrutura, o método determina o estado de tensão e possível deformação da mesma, que estará sujeita a ações externas (KNOP *et al.*, 2015).

O MEF é um método de análise matemático sobre estruturas previamente selecionadas. Essa análise está fundamentada em inúmeros elementos, ditos elementos finitos, à que a estrutura em questão é discretizada. Cada elemento é descrito por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos simulados a fim de chegar à resposta da problemática pesquisada (LOTTI *et al.*, 2006).

Todas as etapas do método são realizadas por meio de programas de computador que são informados, a partir da literatura ou conhecimento do pesquisador, sobre detalhes estruturais referentes à pesquisa. Desse modo, seu advento somente foi possibilitado a partir da chegada dos avanços tecnológicos com a era dos computadores (LOTTI *et al.*, 2006).

A origem do desenvolvimento do método de elementos finitos ocorreu no séc. XVIII, quando Gauss e outros matemáticos propuseram e desenvolveram inúmeras técnicas e teorias para soluções de problemas, porém eles estavam limitados à tecnologia da época que dificultava a resolução das diversas equações algébricas (LOTTI *et al.*, 2006; SILVA *et al.*, 2009). Segundo Azevedo (2003), antes do aparecimento de MEF, a análise de meios contínuos era efetuada por meio de resolução direta de sistemas de equações, que somente era possível solucionar se limitados a meios contínuos homogêneos e de geometria simples.

Com o avanço tecnológico e o advento dos computadores, em 1950, tornou-se possível o processamento e resolução das inúmeras equações complexas dos modelos criados. Foi proposto, em 1956, um método de análise estrutural similar ao MEF, e em 1960 foi utilizado, pela primeira vez, o nome Método dos Elementos Finitos, descrito por Ray Clough. Os trabalhos seguintes que contribuíram para o desenvolvimento desse método de maior aceitação, que é utilizado atualmente, tiveram seu início na década de 60 e década de 70 (LOTTI *et al.*, 2006; SILVA *et al.*, 2009; SILVA *et al.*, 2008; KNOP *et al.*, 2015; AZEVEDO, 2003).

Ao contrário de outros métodos de pesquisa, o MEF somente pode ser utilizado se dispuser de um computador. É um requisito para sua escolha, já que o mesmo dispõe de uma grande quantidade de cálculos necessários a realizar e assim é compreensível que seu rápido desenvolvimento tenha coincidido com a era dos computadores. A partir daí, seu desenvolvimento e aplicabilidade cresceu exponencialmente, sendo utilizado em diversas áreas, principalmente dentro da odontologia (LOTTI *et al.*, 2006; SILVA *et al.*, 2009; AZEVEDO, 2003).

Segundo Lotti *et al.* (2006) e Silva *et al.* (2009), existe um grande número de estudos nas especialidades odontológicas com a utilização desse método, principalmente na ortodontia. Pode-se dizer que esse interesse pelo método é devido aos princípios mecânicos de engenharia estarem presentes em sua execução, além do que, os estudos referentes a essa especialidade, necessitam de maior precisão e são de difícil execução *in vivo*, intensificando ainda mais a introdução do método nos meios de pesquisa.

Uma das principais características do MEF está em seu potencial para analisar estruturas complexas e a biomecânica envolvida, permitindo a investigação de problemas relacionados ao tratamento ortodôntico. Assim, qualquer estrutura do complexo dentomaxilofacial pode ser modelada e seus esforços analisados (PENEDO *et al.*, 2010; KNOP *et al.*, 2015; SILVA *et al.*, 2008; SILVA *et al.*, 2009).

Essa metodologia, por ser natural da área da engenharia, causa muitas dúvidas aos profissionais da saúde sobre como o mesmo funciona, como deve ser realizada a pesquisa, suas limitações frente a problemáticas existentes e como interpretar corretamente um artigo que o está utilizando (VASCO, 2015). Assim, devido ao contínuo uso do método em pesquisas e sua vantagem sobre outras técnicas, torna-se de grande importância que os profissionais da ortodontia, bem como outras áreas da odontologia, conheçam os conceitos básicos do MEF para que os resultados das crescentes pesquisas possam ser entendidos, adequadamente interpretados e, por fim, aplicados em diagnóstico, planejamento e tratamento de pacientes (LOTTI *et al.*, 2006).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivos gerais

Trazer o conhecimento do MEF para a prática da ortodontia. Para que a partir das inúmeras pesquisas e trabalhos realizados com o método sejam bem aproveitados, adequadamente interpretados e aplicados na área para o melhor tratamento dos pacientes.

2.2 Objetivos específicos

Visando atingir o objetivo principal, alguns objetivos específicos são requeridos, entre eles:

- Discorrer sobre o Método do Elemento Finito, caracterizando basicamente todas as etapas necessárias para a obtenção do modelo experimental e a interpretação dos resultados.
- Discutir sobre a aplicabilidade do método na área da ortodontia.
- Expor vantagens e limites da técnica de pesquisa em si e frente aos principais métodos de pesquisa convencionais.

3 METODOLOGIA

O estudo constitui-se de uma revisão de literatura onde foi realizada uma síntese de informações disponíveis até abril de 2015 sobre pesquisas utilizando o Método dos Elementos Finitos que estavam diretamente relacionados com a ortodontia. O trabalho foi produzido a partir de um levantamento bibliográfico de artigos científicos utilizando bases de dados online como: PubMed (US National Library of Medicine National Institutes of Health), BIREME , Portal Capes e na ferramenta de busca Google Acadêmico, utilizando as palavras chave: Método dos Elementos Finitos (Finite Element Method), Ortodontia (Orthodontics), Odontologia (Dentistry). Foram selecionados para análise artigos mais relacionados acerca do assunto considerando os períodos de 2000 a 2015 incluindo pesquisas, revisões de literatura, monografias e livros nas línguas portuguesa e inglesa. O critério de inclusão foi a presença das palavras-chave e os dados colhidos para a confecção do trabalho foram obtidos através da leitura, análise e interpretação desse material.

4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O Método dos elementos finitos é a simulação matemática de uma estrutura real. O termo “elemento finito” significa um modo de simplificação desta estrutura, matematicamente infinita, em inúmeros elementos finitos, possibilitando, a partir de sua construção, o estudo sobre a mesma (LOTTI *et al.*, 2006).

Este estudo é fundamentado em um método utilizado para analisar estruturas complexas, e somente é possível quando o modelo criado se equivale ao comportamento clínico da estrutura a qual se deseja estudar.

Nesta parte do trabalho, serão explicados os princípios e passos básicos para uma análise com o método, para que possa servir como uma introdução para profissionais da área que desejam utilizar o método e/ou ter maior conhecimento ao revisar materiais que contenham o tema.

A execução de sua metodologia pode ser dividida em três etapas principais, que seriam o pré-processamento, resolução e pós-processamento.

4.1 Pré-processamento

O pré-processamento, etapa inicial, é caracterizada, basicamente, na confecção do modelo experimental e inclusão de suas propriedades físicas, validando-o como um modelo adequado para simulação de uma estrutura real.

O início desta primeira etapa do método insere a obtenção do modelo experimental, com a confecção da morfologia estrutural do modelo e sua subdivisão.

4.1.1 Obtenção do modelo experimental

Segundo Lotti *et al.* (2006) e Penedo *et al.* (2010), para a obtenção do modelo experimental é necessário, primeiramente, saber exatamente o que quer estudar e quais estruturas objetiva analisar o comportamento. Assim irá ser definido um objeto de estudo.

Esse modelo pode ser unidimensional, bidimensional ou tridimensional. Porém, uma reprodução realista deve ser feita necessariamente em três dimensões, pois somente um domínio tridimensional descreve computacionalmente a estrutura gráfica espacial de um modelo real. (CATTANEO; DALSTRA; MELSEN, 2005; SAKAMOTO *et al.*, 2001).

Para Sakamoto *et al.* (2001), a ideia do método é construir um modelo geométrico tridimensional de fácil interação e que constitui realisticamente as estruturas em estudo, tornando-o confiável em simulações de estruturas reais.

4.1.1.1 Morfologia estrutural do modelo experimental

O objeto de estudo pode ser qualquer estrutura. Como um dos objetivos deste estudo é demonstrar as etapas desse método em relação à área da ortodontia, o modelo poderá ser baseado em qualquer estrutura dentomaxilofacial.

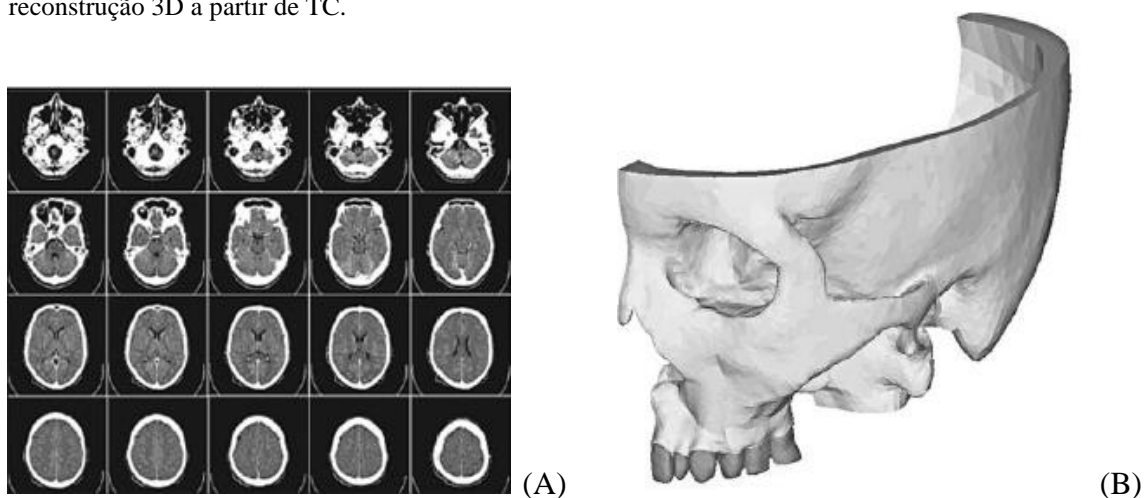
A estrutura em questão é construída a partir de grupos de faces tridimensionais, como um cubo que é formado por seis polígonos em cada face que o descreve. No entanto temos dois tipos de estruturas para lidar: as regulares e as irregulares ou ditas complexas. Uma estrutura como o rosto humano, elementos dentais ou estrutura óssea estão inseridos nos objetos complexos, e para esses tipos de estrutura é necessário uma tecnologia mais avançada para a reprodução fiel dos mesmos (SAKAMOTO *et al.*, 2001).

Inicialmente é necessário construir um modelo em um programa de processamento de imagens e reconstrução digital, como o *Mimics* (Materializa, Leuven, Bélgica), *Simpleware* (Simpleware Ltda., Exeter, Reino Unido), *SolidWorks* (SolidWorks Corp.- EUA) e *AutoCAD* (Autodesk, EUA).

Para muitos objetivos experimentais, a reprodução superficial não é suficiente para obter resultados confiáveis, sendo necessária a análise de estruturas internas, assim a morfologia que mais vem sendo usada para o complexo maxilomandibular é a partir de tomografias computadorizadas (SAKAMOTO *et al.*, 2001; KNOP *et al.*, 2015).

Geralmente para complexos dentomaxilofaciais, essas reconstruções são feitas a partir de imagens digitalizadas de secções transversais, do modelo real, obtidas por meio de TCs, que serão gravados em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) e importados para o programa de processamento de imagens, como os exemplos já mencionados. No entanto, para alguns autores, esse método, apesar de ser o mais utilizado, apresenta limitações quanto à reprodução de estruturas internas, como o ligamento periodontal, esmalte ou osso cortical, devido ao nível de contraste e definição desse exame, que ao ser reconstruído no software se mostra insatisfatórios, sendo muitas vezes, impossível determinar o limite dessas estruturas. (SAKAMOTO *et al.*, 2001; KNOP *et al.*, 2015).

Figura 1: Processo de construção de modelo 3D. (A) TC scan, (B) reconstrução 3D a partir de TC.



Fonte: CHOI, 2013, p. 205.

Outra forma de obtenção de imagens promissora seria com as Microtomografias computadorizadas, que permitem uma captura detalhada e em escala manométrica, porém a radiação emitida para executá-la está acima do limite recomendado para seres humanos, além de apresentar alto custo e ser de difícil obtenção (KNOP *et al.*, 2015; SAKAMOTO *et al.*, 2010; ANDREAUS; COLLOCA; JACOVIELLO, 2011).

Figura 2: Modelo de dente construído a partir de microTC.



Fonte: CATTANEO 2005, p. 429.

Segundo Lotti *et al.* (2006) e Silva *et al.* (2009), a morfologia pode ser ainda baseada em fotos, exames cefalométricos, Scanners 3D, atlas de anatomia, dentes extraídos, crânios secos, dentre outros. Os componentes ortodônticos ainda podem ser construídos a partir de paquímetros digitais.

4.1.1.2 Discretização do modelo experimental

Posteriormente a estrutura estar pronta e sua morfologia adequada com a pesquisa, ela é discretizada (subdividida) em inúmeros elementos, chamados elementos finitos, em um programa específico de MEF, como o *Patran* e *Nastran* (MSC Software, EUA) ou o *Cosmos* (SolidWorks Corporation, EUA). Os elementos podem ter diferentes formas, porém com sua geometria sempre regular, sendo os tetraédricos e hexaédricos os mais utilizados. (LOTTI et al., 2006; SILVA et al., 2008; KNOP et al., 2015; SAKAMOTO et al., 2001; VASCO, 2015).

Cada elemento formado, em suas extremidades, possui pontos, ou os chamados nós, que se conectam ao elemento ao lado e assim por diante, formando uma malha arranjada tridimensional. Os nós são a conexão de informação que será passada entre esses elementos. Cada um desses pontos conectados tem um grau de deslocamento que poderá ser realizado nas três dimensões (x, y e z). As coordenadas de deslocamento são determinadas pelo pesquisador. Em modelos tridimensionais, os planos utilizados para avaliação e análise dos resultados são: coronal, referente ao eixo x, sagital, referente ao y e axial ao z (LOTTI et al., 2006; KNOP et al., 2015).

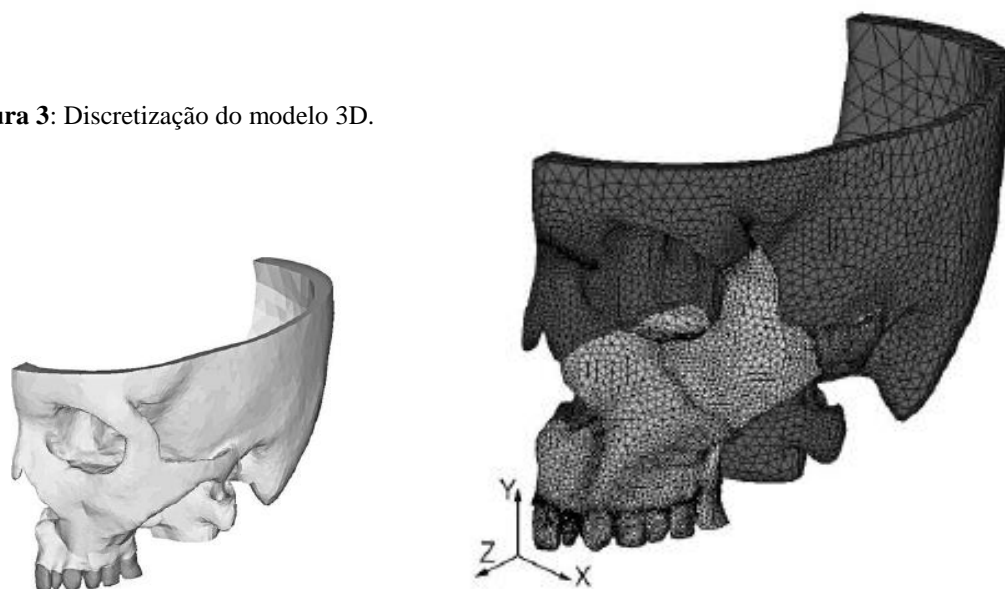


Figura 3: Discretização do modelo 3D.

Quanto mais elementos forem subdivididos às estruturas, mais preciso será o modelo à fidelidade com *in vivo*. E quanto maior for o número de elementos em determinada região, maior será a precisão do resultado para aquela região. Por essa razão, somente algumas áreas são refinadas, melhorando a precisão do modelo, sem aumentar o peso computacional (VASCO, 2015).

4.1.2 Propriedades do modelo experimental

Com o modelo pronto e devidamente discretizado, é importado pelo software específico de elementos finitos, como o ANSYS (Ansys, Inc., Canonsburg, EUA). No programa é necessário informar corretamente sobre o comportamento mecânico de cada componente, colocando quais são as propriedades de cada material que a estrutura pesquisada possui. Essa parte da construção do modelo é de grande importância para obter fidelidade dos resultados, já que as características de cada componente do modelo influenciarão no comportamento e resultados da pesquisa após aplicação de forças (LOTTI et al., 2006; KNOP et al., 2015; VASCO, 2015).

4.1.2.1 Comportamento dos materiais frente a uma deformação

Para Lotti *et al.* (2006b) e Vasco, (2015) a utilização desse método é de extrema importância para saber como cada material se comporta frente a uma determinada deformação. A deformação pode ocorrer de várias formas, podemos ter deformações que voltam à condição de origem após força extinta, que chamamos de *fenômenos elástico*; *fenômenos plásticos*, onde a deformação ocorre e o retorno à origem não ocorre; *fenômenos elasto-plásticos*, em que parte do material se comporta como plástico e parte como elástico; *fenômenos viscoelásticos*, ocorre deformação e volta à forma de origem, porém é dependente de tempo; *fenômenos viscoplásticos*, ocorre a deformação sem retorno à forma de origem e também é dependente de tempo. Ainda dentro dessa classificação, é importante salientar se o material se comporta de forma *linear* ou *não*

linear. Dizer que um material se comporta de forma linear, é dizer que este segue um padrão de deformação, onde todo o estímulo realizado é proporcional ao efeito, enquanto o comportamento não linear é o que não segue um padrão, assim, o estímulo realizado não será igual ao efeito.

O movimento dentário, por exemplo, é classificado como fenômeno viscoplástico e não linear. A deformação ocorre, dependente de tempo, e não retorna completamente ao seu estado de origem. Autores demonstraram que a presença de fenômenos em ligamento periodontal e osso alveolar, que tenham alcançado alterações em sua condição biomecânica, alteram as características elásticas dessas estruturas. Assim, em estudos biomecânicos relacionados à ortodontia, considerações de fenômenos viscoelásticos e viscoplásticos seriam ideais (LOTTI *et al.*, 2006; SILVA *et al.*, 2008).

4.1.2.2 Propriedades físicas relacionadas à direção de deformação

Esta propriedade caracteriza o material como sendo uniforme ou não em determinadas direções.

O material considerado *isotrópico* é aquele que possui propriedades mecânicas iguais em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural. Já um material dito *ortotrópico* tem suas propriedades mecânicas iguais em duas direções e uma terceira diferente. E em um material *anisotrópico*, as propriedades diferem em todas as direções (LOTTI *et al.*, 2006; SILVA *et al.*, 2008).

4.1.2.3 Coeficiente de Poisson

O Coeficiente de Poisson refere-se ao valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de compressão e tração axial. É uma relação entre duas deformações proporcionais, gerando uma constante de

elasticidade do material, sendo ele homogêneo e isotrópico. Para materiais com propriedades diferentes da isotropia como, por exemplo, a anisotropia, os valores de mais de uma constante devem ser levados em consideração de acordo com a necessidade da pesquisa, para que a caracterização específica para aquele material seja encontrado. Algumas vezes, até para os materiais isotrópicos, duas constantes são consideradas para que se tenha a caracterização completa das propriedades elásticas. Essa propriedade é adimensional e seus valores variam de 0 à 0,5 (COSSOLINO; PEREIRA, 2010; BEER, JOHNSTON; RUSSEL, 2006; HIBBELER, 2004).

4.1.2.4 Módulo de Young

Segundo Cossolino e Pereira (2010), o módulo de Young ou módulo de elasticidade é uma grandeza que é proporcional à rigidez de um material, quando este é submetido a uma tensão. Basicamente representa a inclinação linear do diagrama de tensão/deformação do material, ou seja, é a razão entre a tensão aplicada e a deformação sofrida pelo corpo. É uma propriedade intrínseca do material e que descreve essa relação tensão e deformação à que o objeto sofre, e que depende apenas de sua composição química, microestrutura e defeitos como poros ou trincas.

Após a etapa de pré-processamento ter sido realizada com êxito de acordo com a pesquisa, o modelo está pronto para ser utilizado na simulação virtual, caracterizando essa fase como resolução. A próxima etapa será a de pós-processamento.

4.2 PÓS-PROCESSAMENTO

Na fase de pós-processamento os resultados são analisados e comparados. Uma característica interessante do método de elementos finitos é que, uma vez que a análise foi calculada inteiramente pelo computador, todas as características dos resultados podem ser avaliadas.

4.2.1 Análise dos resultados

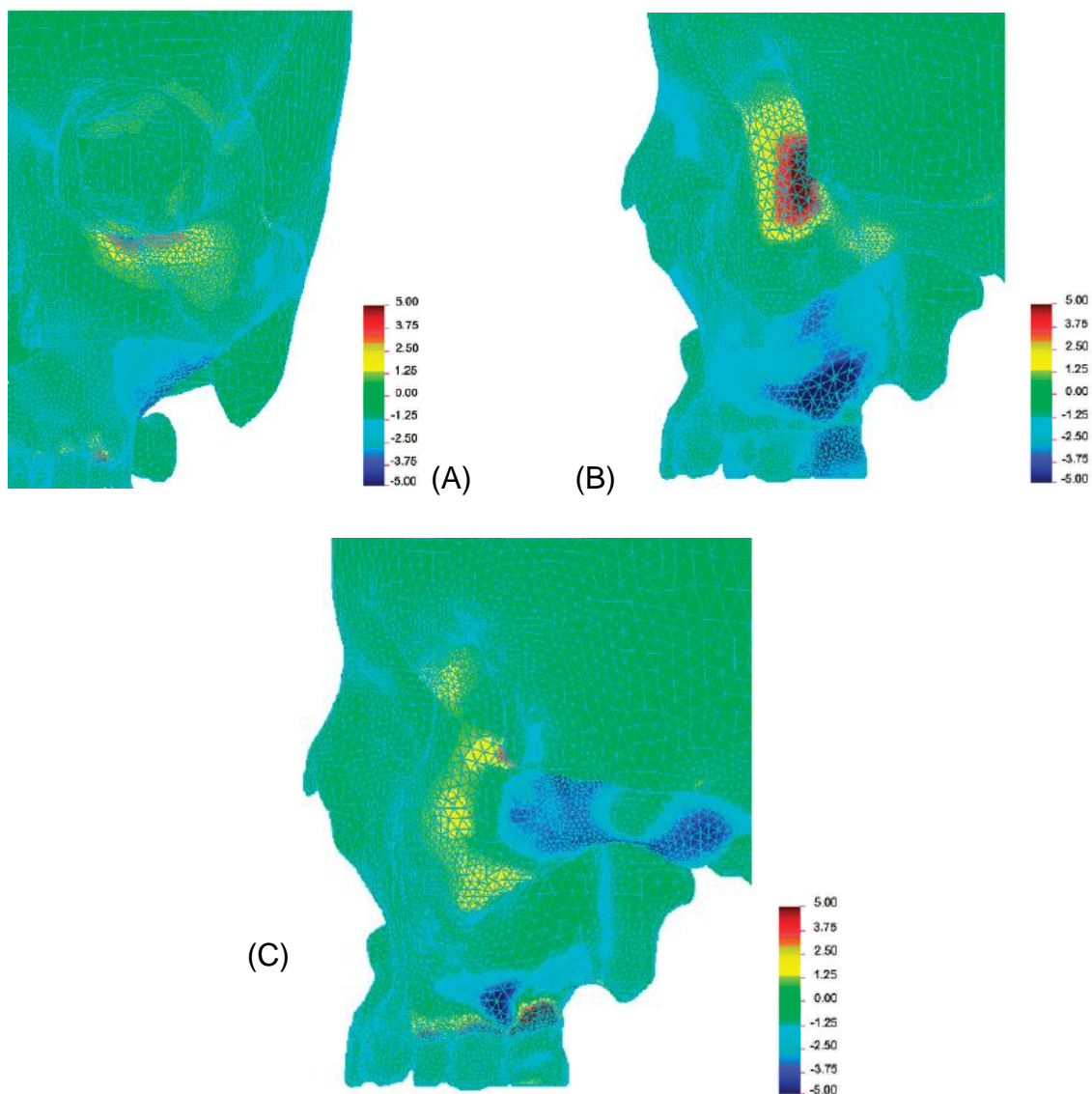
Após todas as etapas de criação do modelo e informação das propriedades físicas relevantes de cada componente da estrutura, realiza-se a aplicação das cargas necessárias e a análise dos resultados da simulação. Os programas utilizados para essa etapa são *Patran*, *Nastran* (MSC Software, EUA) e o *Cosmos* (SolidWorks Corporation, EUA) (LOTTI et al., 2006; SILVA et al., 2008; KNOP et al., 2015; AZEVEDO, 2013; SAKAMOTO et al., 2001; VASCO, 2015).

A obtenção dos resultados é em forma de escala de cores, em que cada cor/tonalidade corresponde a um determinado deslocamento ou tensão gerada na estrutura estudada. Assim, é possível observar como ocorreu o deslocamento da estrutura em questão, o tipo do movimento realizado, qual região teve maior deslocamento em magnitude ou como as tensões se distribuíram sobre as estruturas analisadas em todas as três direções do espaço, em caso de modelo tridimensional.

4.2.1.1 Análise em relação aos eixos de coordenada

A escala de cores e seus valores corresponderão à quantidade de tensão e/ou deslocamento presente na direção e no sentido do eixo avaliado, conforme previamente definido.

Figura 4: Distribuição de estresse, eixo x (A), eixo y (B) e eixo z (C).



Fonte: Fonte: CHOI, 2013, p. 205.

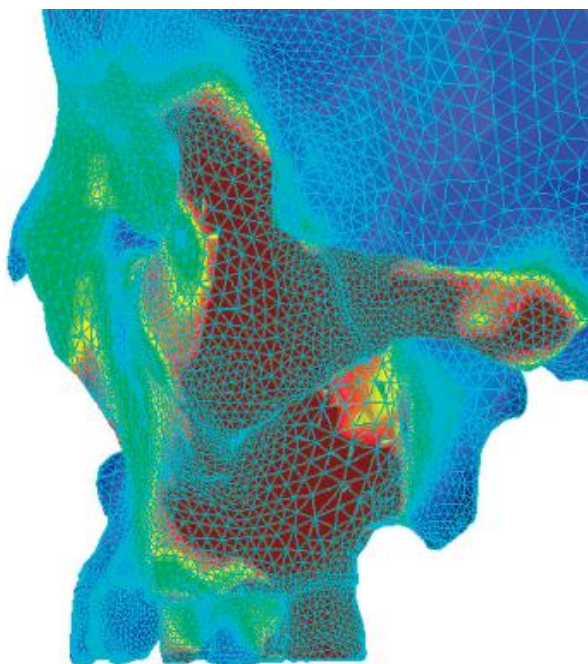
4.2.1.2 Deslocamento em magnitude

É possível obter o deslocamento em magnitude, ou seja, o maior deslocamento de cada ponto em direção a resultante dos deslocamentos existentes, independente de seu sentido.

4.2.1.3 Von Misses

Representa a média das tensões em todas as direções. Os resultados, nessa situação, permitem a localização dos pontos de maior tensão.

Figura 5: Distribuição de estresse por Von Misses.



Fonte: Fonte: CHOI, 2013, p. 205.

5 DISCUSSÃO

Uma infinidade de trabalhos já foram realizados e muitos outros estão sendo feitos utilizando esse método de pesquisa. Entre suas variadas formas de aplicação em diversas áreas, na odontologia podem ser citados publicações de pesquisas como: o estudo de reabsorção radicular em relação a determinado tratamento ortodôntico, tensão

e/ou deformação ocorrida a partir da aplicação de uma força ortodôntica, a distribuição de forças ortodônticas, dentre muitos outros.

Outros os tipos de modelos são utilizados a fim de quantificar e/ou qualificar uma pesquisa. Diversas são as metodologias que podem ser empregadas em trabalhos avaliando a movimentação dentária, como, por exemplo, estudos em animais/humanos, modelos matemáticos em análises experimentais *in vitro*, modelos fotoelásticos e métodos mecânicos analíticos como o MEF. Cada qual com suas vantagens e desvantagens em relação a cada objetivo de estudo (LOTTI; MAZZIEIRO; JUNIOR, 2006b).

5.1 Modelo fotoelástico

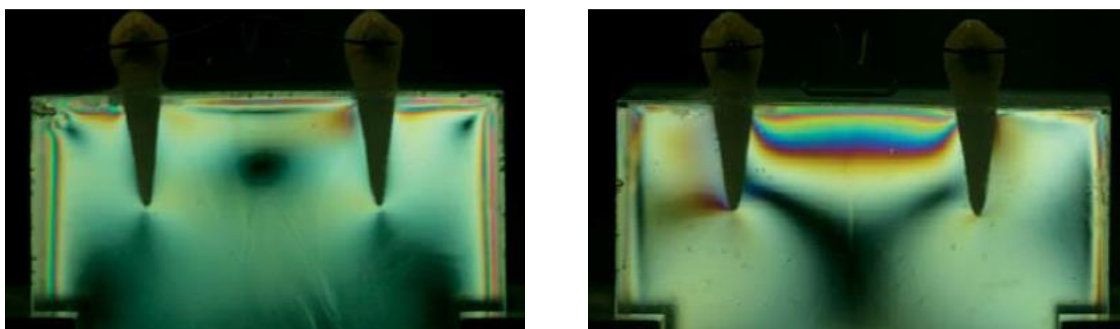
Fotoelasticidade é uma técnica de pesquisa para análise e determinação de um campo de tensão e deformação em determinadas estruturas. É considerado um eficiente método para analisar esse campo de tensões em plano bidimensional ou tridimensionalmente (SOUZA; ARAUJO, 2003). Ela é baseada no fato de um material transparente ser opticamente ativo sob ação de forças externas, quando iluminado por uma luz monocromática (MAIA *et al.*, 2010).

O fenômeno fotoelástico foi introduzido em 1935 por um ortodontista, que utilizando dentes esculpidos a base de resina com propriedades fotoelásticas pôde avaliar as áreas de tensão em suas raízes quando submetidas a quaisquer forças. A partir de então a fotoelasticidade começou a ser muito utilizada para avaliar materiais/estruturas relacionados à odontologia e que sofre, de alguma forma, algum tipo de tensão/deformação (MAIA *et al.*, 2010).

Para esse método de pesquisa algumas circunstâncias devem ser levadas em consideração para o bom resultado e adequada análise de tensões. No estudo é necessário que a confecção dos modelos seja de material transparente com características de birrefringência ou anisotropia ótica quando sujeitas a forças mecânicas. Para a montagem de todo o aparato da pesquisa é necessário um aparelho óptico chamado polariscópio, que irá trabalhar com a luz polarizada, possibilitando a

visualização e registro dos parâmetros fotoelásticos em forma de “franjas” coloridas, quando utilizada a luz monocromática sobre o modelo (SOUZA; ARAUJO, 2003). As franjas nada mais são do que linhas isocromáticas, linhas escuras e claras que se intercalam e traduzem a tensão ou deformação sofrida pela estrutura, e pode ser mensurada tanto qualitativamente como quantitativamente (MAIA *et al.*, 2010). Essas franjas fotoelásticas estão relacionadas com o estado de tensão no modelo (SOUZA; ARAUJO 2003).

Figura 6: Modelo fotoelástico sem a presença de tensão (A) e com a presença de tensão (B).



Fonte: MAIA, 2010, p. 109.

Essa ordem está associada à lei de Brewster, que determina que a mudança do índice de refração seja proporcional à diferença entre as deformações principais. Fazendo uso dessa formulação, tem-se a relação básica para as medidas de deformação, denominadas de lei óptica das tensões, que é determinada por equações matemáticas (SOUZA; ARAUJO, 2003).

Esse método de pesquisa tem seus resultados comparativamente semelhantes a ensaios mecânicos. No entanto, ensaios mecânicos estão limitados a serem de característica estática e não simulam fielmente tecidos vivos.

Segundo Maia *et al.* (2010) e Lotti *et al.* (2006), um modelo fotoelástico possui a desvantagem de ter apenas a capacidade de analisar um modelo superficialmente, limitando a extensão de pesquisa sobre tecidos internos do modelo em estudo, e avalia apenas a situação inicial de tensão, ficando restrita à fase inicial do movimento. Esse método também sofre complicações em relacionar estresse em materiais resinosos comparativamente a estruturas reais. Assim, o profissional que utilizar esse método de pesquisa terá dificuldade em criar situações que reflitam o real comportamento ósseo,

dos dentes, do ligamento periodontal, quando os mesmos receberem algum tipo de carga, por exemplo. (DAEGLING; HYLANDER, 2000).

Outra complicação que esse método traz ao estudo é o fato de possuir restrições quanto ao material utilizado para simular o problema estudado. Nessas pesquisas é importante evitar material resinoso com retorno lento em condições de estresse, como materiais viscoelásticos. Devem-se evitar, também, os materiais que apresentem tensão residual antes ou depois da suspensão das forças aplicadas. Os materiais mais adequados devem obrigatoriamente ter baixo módulo de elasticidade, alta constante óptica e de resistência, ser de fácil manipulação e baixo custo (MAIA *et al.*, 2010).

Na construção dos modelos fotoelásticos também não se pode utilizar dentes multiradiculados, por apresentarem grande proximidade de estruturas, podendo gerar interferências das ondas ou franjas, comprometendo a análise adequada dos resultados. O fato de não poder utilizar esses elementos limitam sua utilização no que diz respeito a modelos de estudo ortodônticos. (SOUZA; ARAUJO, 2003; MAIA *et al.*, 2010; DAEGLING; HYLANDER, 2000).

Devido aos limites requeridos para o estudo com modelos fotoelásticos, sua abordagem tem dado lugar ao MEF que tem se tornado o preferido para as caracterizações de tensões, dentro da odontologia. (DAEGLING; HYLANDER, 2000).

5.2 Modelos experimentais *in vivo*

Os modelos experimentais *in vivo* são os utilizados a partir de tecidos de animais e/ou humanos. Muitos são os estudos ortodônticos que utilizam essa abordagem em suas pesquisas, como, por exemplo, a movimentação dentária, que utilizam tecidos animais como recurso de pesquisa para modelos. Esses modelos fornecem resultados ou indicações a respeito de tecidos humanos, caracterizando o método mais eficaz na busca por resultados que se mostrem fiéis com o real (KNOP *et al.*, 2015).

Para Daegling, Hylander (2000) e Jones *et al.* (2001), o método experimental oferece resultado preciso sobre a caracterização do comportamento biomecânico. Utilizando esse método é possível antever as respostas teciduais, por meio de

observações das áreas de estresse provenientes da mecânica ortodôntica aplicada, por exemplo.

Pela necessidade de utilizar animais vivos, em laboratórios, pessoas ou material removido de ambos, muitas vezes esses trabalhos são questionados por comitês de ética. Os critérios éticos para pesquisa *in vivo* são extremamente severos e o custo de uma pesquisa geralmente elevado. Além dessas limitações, também ocorre a difícil manipulação do resultado e limitação de diagnósticos para determinados objetivos de pesquisa, como, por exemplo, avaliar o nível de reabsorção radicular externa a partir de tratamento ortodôntico. (COSSETIN; NOBREGA; CARVALHO, 2012; DAEGLING; HYLANDER, 2000; SHAW; SAMESHIMA, VU, 2004).

Esse método também possui desvantagens quanto ao controle de amostra, podendo ocorrer, durante o período de pesquisa, perdas de aparelhos, faltas às consultas de controle, desistências de pacientes, mortes de animais. Um dos grandes obstáculos, para quem utiliza esse método é garantir que a amostra se mantenha total do início ao final do experimento. Ademais, há vários fatores que podem conduzir a erros quando sistemas complexos de forças forem executados, como, por exemplo, a dificuldade de cálculo preciso da distribuição de tensão em compressão no ligamento periodontal; falhas durante o controle do tipo de movimento dentário, os pesquisadores são incapazes de controlar o tipo de movimento induzidos por seus aparelhos; difícil avaliação de todas as etapas do movimento dentário e a presença de grandes variações individuais, gerando divergência sobre análise dos resultados. (COSSETIN; NOBREGA; CARVALHO, 2012; LOTTI *et al.*, 2006).

Para Sakamoto *et al.* (2001), outro importante obstáculo a considerar é quando se tratar do material histológico, do uso de métodos de corte do elemento em estudo para mapeamento, em razão da perda de material nos cortes que causam uma descontinuidade de duas secções consecutivas, e também a sensibilidade desses tecidos aos meios de armazenagem, podendo interferir em suas propriedades físicas, gerando distorções na análise dos resultados.

Segundo Jones *et al.* (2001), apesar dessa metodologia de pesquisa ser a mais fiel em relação aos tecidos vivos, em determinados casos ela apenas nos dá uma indicação bruta das consequências biomecânicas prováveis no ser humano. Em relação

aos tecidos animais, em casos como a movimentação dentária a partir de cargas, são muitas vezes pobres morfológica e biomecanicamente se comparados aos tecidos humanos correspondentes.

Na busca por uma resposta adequada aos objetivos de estudo sobre tensão/deformação de estruturas relacionadas à odontologia é necessário um modelo capaz de captar a complexidade e variedade envolvidas. Resultados compatíveis com a realidade são de difícil obtenção experimentalmente com a mesma exatidão que o método dos elementos finitos pode obter. As pesquisas com tecidos de animais ou humanos servem de suporte para outras pesquisas em relação às propriedades, que a partir desse modelo de estudo, foram adquiridas. Porém, devido às importantes limitações, com tecidos vivos, já comentadas, a metodologia utilizada pelo MEF ganha espaço e confiabilidade para gerar modelos fiéis aos tecidos vivos, superando as dificuldades do método experimental (JOHN; MALCOLM; ADRIAN, 1996; FIELD *et al.*, 2009; LOTTI *et al.*, 2006). Silva *et al.* (2009) completa, dizendo que estudos referentes a essas especialidades, em particular, necessitam de maior precisão e são de difícil execução *in vivo*, reforçando a necessidade do uso desse método.

5.3. Método do elemento finito

O método do elemento finito tem sido muito utilizado em pesquisas odontológicas para simular, em computador, os esforços mecânicos e tensões/deformações que ocorrem em dentes e em outras estruturas bucomaxilofaciais. (SAKAMOTO *et al.*, 2001). Por esse motivo é considerado um método próspero nas investigações biomecânicas fundamentais em odontologia. (JONES *et al.*, 2001).

O método dos elementos finitos revolucionou a investigação biomecânica dental (JONES *et al.*, 2001), revelada como importante ferramenta nas pesquisas ortodônticas, evidenciando diversos questionamentos, como: áreas de distribuições do estresse no ligamento periodontal e osso alveolar, durante a movimentação dentária; o sentido do deslocamento dentário; a posição ideal dos acessórios ortodônticos durante uma mecânica; áreas mais propensas a reabsorções radiculares; além da distribuição da

tensão sobre os fios ortodônticos. É utilizado há algum tempo, com resultados precisos, em experimentos envolvendo o efeito das cargas aplicadas a dentes e estruturas adjacentes, apesar de existirem outras metodologias, menos precisas e limitadas para os requeridos estudos, como modelos fotoelásticos e análises experimentais em animais/humanos (LOTTI *et al.*, 2006).

Trata-se do método não invasivo e o mais preciso na descrição de intensidade, direção e duração das forças, no grau de deformação e deslocamentos dos corpos, bem como na visualização da distribuição dessas forças nas estruturas internas e externas do modelo em estudo, que em alguns casos seria impossível de ser observado em outros métodos de pesquisa, e que permite análise detalhada sobre o objetivo pesquisado, como, por exemplo, a movimentação dentária (DAEGLING; HYLANDER, 2000). O MEF se trata de uma abordagem analítica que, a partir do modelo, permite seu estudo aproximado aos tecidos biológicos, proporcionando dados qualitativos e quantitativos que aumentam a compreensão da fisiologia que ocorre até após a aplicação de uma força e suas interações com os tecidos circundantes. Desse modo, a utilização do método do elemento finito em pesquisas na área da ortodontia já se mostrou promissora, sendo ele capaz de superar as desvantagens de outros métodos experimentais (KAMPLE *et al.*, 2012; KNOP *et al.*, 2015; JOHN; MALCOLM; ADRIAN, 1996; LOTTI; MAZZIEIRO; JUNIOR, 2006b; LOTTI *et al.*, 2006).

Com a utilização do MEF o pesquisador tem a possibilidade de estudar uma amostra com o controle total de todas as variáveis envolvidas no estudo, proporcionando grande benefício em pesquisas científicas. Quando as estruturas analisadas são consideradas, o método do elemento finito tem uma grande vantagem em relação à homogeneidade da amostra utilizada. A busca por elementos igualáveis para meios de estudo é considerado impossível em alguns casos, como, por exemplo, dentes. Dessa mesma forma, os fatores como a genética e nutrição faz com que algumas características físico-químicas dos materiais analisados sejam diferentes e causem distorções na análise. Também pode haver defeitos que são praticamente invisíveis a uma inspeção clínica ou radiográfica e que também poderá gerar resultados errôneos, como reabsorções e trincas. Outro fator é que a amostra pode apresentar circunstâncias de aleatoriedade, como uma parafunção, problemas nutricionais, estresse ou doenças sistêmicas, que também poderão gerar divergências nos resultados. Assim, como a

análise do método é definida inteiramente pelo pesquisador, essas variáveis estão extintas para a pesquisa (KNOP *et al.*, 2015; VASCO, 2015).

O custo para realizar uma pesquisa utilizando o MEF pode ser de grande variedade dependendo da pesquisa, como, por exemplo, uma tomografia para construir o modelo ou um ensaio mecânico para avaliar propriedades de algum material, mas normalmente o custo está relacionado mais ao tempo do operador do que com a necessidade de materiais. O investimento inicial é alto. No entanto, após esse primeiro investimento o custo diminui drasticamente. Para a execução de uma pesquisa utilizando esse método é necessário a criação de um laboratório de pesquisa, licenças de softwares e computadores de alto desempenho (SILVA *et al.*, 2009; VASCO, 2015).

Para Field *et al.* (2009), a quantificação precisa de uma resposta de tensão/deformação do dente, ligamento periodontal e osso para carregamentos ortodônticos não pode ser alcançada sem um modelo biomecânico capaz de captar a complexidade e variabilidade biológica anatômica do sistema dental envolvido. Autores relataram que resultados realistas são difíceis de serem obtidos experimentalmente com o mesmo grau de exatidão *in vivo*, contudo essa precisão numérica pode ser determinada com o MEF, se comparada com outros métodos, justificando sua eficiência em pesquisas científicas (LOTTI *et al.* 2006). Técnicas computacionais e modelagem melhorada tornam o método do elemento finito uma abordagem muito confiável e precisa em aplicações biomecânicas. O MEF, teoricamente pode prever o movimento de longo prazo (dependente de tempo) dos elementos dentais (JOHN; MALCOLM; ADRIAN, 1996).

Deve ser ressaltado que a precisão do mesmo também possui limites que devem ser considerados para toda análise resultante de modelos matemáticos. Os fatores que podem gerar imprecisão em um estudo com o MEF são: a variabilidade essencial aos processos biomecânicos, como as variações de tamanho ou forma e as propriedades do objeto estudado; simplificações e a divisão de uma estrutura complexa em inúmeros elementos geométricos, podendo levar a perda de algum detalhe. Por conseguinte, em relação ao programa utilizado, pode-se ressaltar: omissão ou má interpretação de importantes dados sobre o comportamento físico do material; erros de programas utilizados ou programas inapropriados ou ainda com informações errôneas;

simplificação da malha ou uso de um elemento geométrico inadequado (FIELD *et al*, 2009; SILVA *et al*, 2009; VASCO, 2015).

O modelo descrito, como já discutido anteriormente, pode ser usado para estudar biomecânica do movimento dentário sem necessidade de utilização de animais ou outros modelos menos representativos. No entanto, o desafio encontra-se em confirmar a precisão do modelo numérico que, muitas vezes, requer um processo de validação exaustiva (JONES *et al.*, 2001).

Um fator bastante relevante é que quanto mais estruturas forem modeladas, mais precisos serão os resultados. Porém, pode ser utilizado um modelo mais simplificado com a intenção de tornar a confecção do mesmo mais simples, obtendo os mesmos resultados. Esse controle sobre a simplificação é considerada, por alguns autores, uma das vantagens da utilização do MEF, de forma que se pode atingir uma margem de erro aceitável dentro da pesquisa, porém, essa simplificação, pode acabar gerando respostas infieis a realidade. Dessa forma, a utilização dessa característica deve ser bastante criteriosa e de acordo com as necessidades sem comprometer os resultados. (LOTTI *et al.*, 2006; SAKAMOTO *et al.*, 2001).

A resistência de alguns profissionais à utilização dessa metodologia de pesquisa diz respeito à qualidade dos mesmos. Segundo alguns autores, existem muitos erros em trabalhos onde o MEF foi utilizado. Geralmente por motivo de dificuldade de comunicação entre engenheiros, com seu conhecimento estrutural, com dentistas que possuem o conhecimento biológico, resultando em diversos trabalhos de baixa qualidade e com sérios problemas metodológicos por não ser um método natural da área da saúde e muitas pessoas relacionadas ao estudo desconhecerem sua metodologia e outras nem mesmo terem ouvido falar sobre ela. Dessa forma, necessita-se que tenha alguém junto à equipe de pesquisa que tenha esse conhecimento, evitando que erros sejam cometidos (SILVA *et al.*, 2009; VASCO, 2015). Uma das principais limitações da utilização deste método é a exigência de conhecimentos na área da engenharia computacional, já que a mesma é executada em softwares bastante específicos (AZEVEDO, 2003; KNOP *et al.*, 2015).

Um fator que gera muitas dúvidas é a respeito da diferença em relação à simulação utilizar dados lineares ou não lineares (VASCO, 2015). Alguns autores

incluem propriedades não lineares aos materiais, pelo mesmo descrever mais completamente o comportamento *in vivo*, já que o método tem esse objetivo quanto à simulação (JOHN; MALCOLM; ADRIAN, 1996). Os materiais utilizados para caracterizar o modelo devem ser considerados viscoplásticos ou viscoelásticos e não lineares, para que se obtenha um modelo ideal comparativamente a tecidos vivos, porém muitas pesquisas acabam por utilizar modelos isotrópicos, lineares e elásticos (LOTTI *et al.*, 2006). A anisotropia e comportamento viscoelástico do LP geralmente é excluída do estudo, porém, quanto mais estruturas forem modeladas, mais precisos serão os resultados, no entanto, mais difícil será a obtenção do modelo e mais complexa sua análise de resultados. Assim, a modelagem realizada deve ser avaliada rigorosamente a fim de simplificar o modelo, de acordo com os objetivos do estudo, obtendo os mesmos valores qualitativamente (SHAW; SAMESHIMA; VU, 2004; LOTTI *et al.*, 2006).

Dizer que a fisiologia do movimento dentário se encaixa dentro dos fenômenos viscoplásticos significa dizer que é dependente de tempo e não retorna a sua posição de origem após remoção de força aplicada. Estudos relatam que alterações do comportamento biomecânico do ligamento periodontal e osso alveolar ainda permanecem presentes após a movimentação do elemento dental, diminuindo o componente elástico dessas estruturas. Assim, o essencial é que para essas estruturas que comprovadamente são de natureza viscoplástica/viscoelástica realisticamente, deveria ser considerado ao gerar um modelo simulador real, principalmente a respeito do ligamento periodontal. Porém essas características não são plenamente conhecidas, dificultando sua aplicação. Assim, para utilização dessa característica importante, poderia ser realizada uma dedução de comportamento dessa estrutura, porém sem comprová-la com veracidade nos resultados, ou ainda, poderia ser realizado um estudo sistemático e preciso *in vivo* para determinar essas propriedades, entretanto o método seria invasivo. Por esses motivos, a maioria dos trabalhos relacionados com essas propriedades distintas utilizam modelos linearmente elásticos em suas análises. Nesses modelos a deformação da estrutura é diretamente proporcional à força aplicada que somente poderá permitir a análise do deslocamento inicial do dente, sua tendência de movimento, desconsiderando fator tempo e os fenômenos fisiológicos celulares que irão ocorrer (LOTTI *et al.*, 2006).

Segundo John, Sameshima e Vu (1996), o modelo de computador está limitado pelo nosso carente conhecimento das propriedades físicas dos tecidos humanos. Atualmente, os avanços no campo para esse conhecimento estão muito aquém da velocidade que o FEM está sendo desenvolvido e aplicado em biomecânica. É sabido que essa medição para conhecimento das propriedades como o ligamento periodontal é de difícil obtenção. Para Silva *et al.* (2009), boa parte das inúmeras aplicações que podem ser executadas com este método ainda não são exploradas.

Uma das grandes discussões na literatura sobre o MEF em estudos ortodônticos é sobre a confecção do ligamento periodontal no modelo utilizado para estudo odontológico. O ligamento periodontal é um tecido delicado, altamente vascularizado, conjuntivo fibroso denso que liga o cemento ao osso alveolar circundante. É composto basicamente de fibras de colágeno que são dispersas em várias direções de feixes entre a superfície radicular e o osso circunjacente. O ligamento periodontal medeia o processo de reabsorção óssea e neoformação em resposta às forças ortodônticas, embora o mediador não seja a força em si e sim a magnitude das tensões geradas no periodonto por meio do recrutamento de osteoclastos e osteoblastos. Foi demonstrado que a tensão exercida pelo estiramento de fibras do ligamento induz a remodelação óssea, bem como que o estresse gerado pela aplicação de uma força que tende a criar áreas de tensão e de compressão em torno do dente possui limites que não podem ser facilmente determinados (FIELD *et al.*, 2009; PENEDO *et al.*, 2010).

Em alguns estudos a importância da utilização do LP é indiscutível para fornecimento de dados fiéis comparados ao comportamento real, assim como a utilização de osso cortical. A não utilização em um objeto de estudo dessas estruturas podem levar a alterações na simulação do estudo e levar a dados errôneos ou insatisfatórios. Toda essa caracterização do modelo é de indiscutível relevância, porém sempre levando em consideração o objetivo do estudo, a fim de simplificar o modelo sem que perca sua característica qualitativa, como, por exemplo, a avaliação de estresse na região cervical de um elemento dental, que revelou que a remoção do osso cortical e LP resultou em um aumento drástico dos valores, concluindo que para este estudo em questão, é importante sua confecção. A relutância em construir um modelo com essas estruturas deve-se a falta de propriedades físicas confiáveis, por ser um elemento de dados difíceis de serem quantificados, resultando em uma simulação simplificada,

limitada a dados experimentais já realizados experimentalmente em humanos/animais. (SILVA *et al.*, 2008; JONES *et al.*, 2001, PENEDO *et al.*, 2010).

De acordo com alguns autores, essa construção do modelo depende do objetivo do estudo, podendo não necessitar da confecção de todas as estruturas reais. Alguns autores relatam que o impacto do ligamento periodontal em uma demonstração de distribuição de tensões no MEF é pequeno, fazendo com que essa estrutura possa ser desprezada durante a modelagem. Porém, quando o objetivo é analisar as tensões que foram geradas nessa membrana ou for realizada uma análise da transferência de carga do dente por meio desse tecido para o osso alveolar, sua modelagem obviamente deve estar inserida (CATTANEO; DALSTRA; MELSEN, 2005; RUBIN *et al.*, 1983).

Em um estudo realizado por Rees e Jacobsen (1997), foi ressaltado que, apesar da grande relevância do ligamento periodontal, como uma estrutura fundamental na absorção e transmissão de forças, essa estrutura somente deve ser inserida no estudo quando o mesmo necessitar analisar um modelo com características viscoelásticas, a serem avaliadas ao longo do tempo.

Com finalidade de investigar a importância do ligamento periodontal e osso alveolar como estruturas de suporte em MEF, foi relatado que dependendo da região da coroa, para determinação de tensão e compressão, tanto o ligamento como o osso alveolar são importantes de serem inseridos na modelagem. No estudo foi visto que os valores de estresse em região cervical, por exemplo, apresentaram-se muito altos quando essas estruturas eram removidas do modelo (REES; JACOBSEN, 1997; SILVA *et al.*, 2008).

Um estudo realizado por Provatidis *et al.* (2000) teve como objetivo analisar a resposta do movimento dentário após aplicação de cargas. Foram utilizados diferentes propriedades para o ligamento: modelos isotrópicos e linearmente elásticos, sem considerar as fibras; anisotrópicos, não lineares e compostos de fibras arranjadas em três orientações; ortotrópico composto de fibras e estrutura contínua. Com a análise dos resultados foi possível constatar a melhor maneira de se modelar essa estrutura e afirmar que todos os tipos de ligamento se encontravam em uma margem de erro clinicamente aceitável.

Em relação às propriedades, um estudo foi realizado sobre o módulo de elasticidade do ligamento periodontal e obtiveram resultados de 50 MPa, que é suportado por outros estudos (REES; JACOBSEN, 1997). Foi relatado que o valor de 50 MPa foi considerado de boa correlação entre método de elementos finitos e experimentais (SANG *et al.*, 2003; SILVA *et al.*, 2008; ANDREAUS; COLLOCA; JACOVIELLO, 2011). Para valores de coeficiente de elasticidade ou de Poisson do ligamento periodontal, são encontrados valores de 0,45 (ANDREAUS; COLLOCA; JACOVIELLO, 2011; SILVA *et al.*, 2008). Uma vez que a literatura compreende de muitos valores atribuídos ao módulo de elasticidade do ligamento, os resultados devem ser comparados a estudos experimentais (PENEDO *et al.*, 2010).

Muitos autores descreveram as propriedades do ligamento periodontal, utilizando métodos diferentes. Ensaio experimentais já foram realizados *in vivo* e *in vitro* utilizando animais e seres humanos. Muitas vezes foram atribuídas características homogêneas lineares e isotrópicas ao ligamento periodontal, sendo utilizado para demonstrar seu comportamento, e outros atribuem propriedades físicas não lineares. Alguns autores determinaram o coeficiente de elasticidade do ligamento utilizando o próprio método de elementos finitos. Enfim, a literatura tem muitos modos de descrição e valores para módulo de elasticidade do ligamento periodontal. Assim, com o MEF, a partir de todas essas informações disponíveis, é possível a investigação em relação ao movimento dentário e forças ortodônticas. Esse método permite a quantificação não somente do sistema de forças aplicado, como também a tensão/deformação experimentada pelos tecidos formadores do periodonto (PENEDO *et al.*, 2010).

Os materiais esmalte e dentina são geralmente modelados com características isotrópicas, porém o esmalte, por variar em diferentes direções, apresenta qualidade de anisotropia estrutural, podendo variar de 80 a 140 MPa para valores de módulo de elasticidade. Para coeficiente é utilizado valor de 0,3. Já para a dentina os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson são 18,6 MPa e 0,31, respectivamente (ANDREAUS; COLLOCA; JACOVIELLO, 2011). Outros valores aparecem na literatura próximos de 80 MPa para esmalte e de 18 MPa para dentina, com 0,3 de coeficiente para os dois materiais (SILVA *et al.*, 2008).

Provatidis *et al.* (2000) também constataram que a polpa apresenta um suporte pequeno à carga que a outros tecidos. Assim, sua modelagem não teria como

consequência resultados significativamente distintos, não justificando sua inclusão na pesquisa. Seu módulo de elasticidade com valores de 2,1 MPa e 0,45 de coeficiente (ANDREAUS; COLLOCA; JACOVIELLO, 2011; LOTTI *et al.*, 2006).

A divisão do osso alveolar também é discutida em relação a sua confecção no modelo de estudo. Em algumas análises o osso alveolar é considerado homogêneo, com seu valor resultando de uma média entre os outros valores distintos, entre osso cortical e medular. Em estudo foi observado valores diferentes para o módulo de Young, o osso cortical completo foi atribuído o valor de 17.500 Mpa, a parte mais próxima da medula foi considerada com valor de 5.000 Mpa e osso medular foi de 200 MPa, com o coeficiente de Poisson 0,3 em todos os casos. Em outros estudos, foi exposto valores de osso cortical com valor de 10.000 MPa e osso esponjoso 250 MPa, com coeficiente também com valor de 0,3 (FIELD *et al.*, 2009).

A divisão desse osso em cortical e esponjoso não gerou alterações significativas, permitindo sua simplificação em apenas um tipo de osso alveolar (LOTTI *et al.*, 2006).

Apesar das limitações do MEF em diversas pesquisas, ao revisar todos os tipos de metodologias existentes empregadas para a confecção de um trabalho de análises biomecânicas na ortodontia, verifica-se a presença das mesmas limitações em todos os outros métodos de pesquisas convencionais mais utilizados (LOTTI; MAZZIEIRO; JUNIOR, 2006b).

Lembrando que os resultados com o MEF devem ser, sempre que possível, comparados a outras metodologias de pesquisa existentes, para aumentar a compreensão do problema em questão e verificar se a análise dos resultados foi executada corretamente. É essencial que a análise seja corretamente executada, os resultados avaliados de forma adequada e que seja realizada por profissionais que entendam as características da simulação e do objeto de estudo, com um conhecimento multidisciplinar, para que a qualidade dos resultados obtidos seja alcançada (VASCO, 2015).

Rubo e Souza, em 2001, apresentaram um trabalho comparando os métodos convencionais mais utilizados e o MEF. Observaram que nenhum dos métodos apresenta maior relevância de um sobre o outro e que, ao contrário do que muitos pensam, eles se completam, uma vez que um método valida o outro. Quando se fala em

vantagens e desvantagens deve ser destacado que é um método complementar e que sempre que possível deve ser comparado a outros.

A aplicabilidade do MEF na ortodontia é inquestionável. Inúmeros estudos tem utilizado essa metodologia, principalmente os relacionados com a movimentação de estruturas dentomaxilofaciais, que caracteriza essa área da odontologia (KNOP *et al.*, 2015). O movimento ortodôntico é basicamente o resultado de reações biológicas após aplicação de forças direcionadas. A aplicação de uma força adequada permite, por exemplo, o movimento máximo dos dentes com mínimos danos irreversíveis do ligamento periodontal, osso alveolar e dentes. Por esta razão, entender esta relação força/reação é crucial para determinar um tratamento ortodôntico. A relação desse sistema de forças em tratamentos ortodônticos foi estabelecida empiricamente em grande parte derivada de experiências clínicas. Assim, um tratamento inadequado pode não somente ser ineficiente e prolongar sua duração desnecessariamente, mas também causar consequências negativas e muitas vezes irreversíveis. Tensões excessivas podem resultar em degradação dos tecidos de suporte e a reabsorção radicular do elemento em tratamento, resultando em estética e resultado clínico decepcionante (FIELD *et al.*, 2009; TOMS; EBERHARDT, 2003).

A aplicação na ortodontia a partir dos resultados obtidos com esse método é possível de analisar a distribuição das tensões, produzidas pelas forças, entre ligamento e osso, sendo demonstradas, para o pesquisador, quais áreas de concentração de estresse e assim o local onde estará havendo a movimentação dentária, com ressalva para as áreas mais propensas a vir a ter alguma reabsorção radicular (LOTTI *et al.*, 2006; KNOP *et al.*, 2015).

Outro estudo realizado pôde demonstrar, a partir de um modelo tridimensional utilizando o MEF, onde não somente o ligamento foi caracterizado, mas também as fibras de que o mesmo é feito, objetivando a validação de um modelo numérico para auxiliar nos estudos envolvendo a mecânica ortodôntica (PENEDO *et al.*, 2010).

Após teorias de remodelação atuais terem sido aplicadas a ossos longos, muitos pesquisadores tem desenvolvido pesquisas utilizando o MEF para prever qualitativamente a reação do tecido para carregamentos em longo prazo. Assim, foi de interesse para um grupo de pesquisadores investigar essas reações mais profundamente

no caso de mecânica de remodelação óssea associada com a movimentação ortodôntica (JOHN; MALCOLM; ADRIAN, 1996).

Jeon *et al.*, em 1999, desenvolveram um modelo tridimensional de um molar superior utilizando o MEF, com a finalidade de simular a resposta do periodonto para determinar a força necessária para realizar um movimento de translação desse elemento dental, constatando ser menos propícia a reabsorção que a força para um incisivo.

Por sua vez, Rees e Jacobsen (2002) investigaram a importância do ligamento periodontal e osso alveolar como estruturas de suporte, utilizando também um modelo matemático do tipo MEF. Constatou-se que depende da região onde o estudo é realizado, a confecção de ligamento periodontal e osso alveolar é aconselhável, como, por exemplo, a região cervical, que gerou respostas drasticamente mais altas à tensão quando essas estruturas não estavam presentes no modelo.

Em outro estudo, foi possível observar, por meio do MEF, a influência do posicionamento do espaço interbraquetes, em uma alça T, para retração ortodôntica de canino. Foi modelado o hemi arco de maxila com canino, espaço para primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar. O estudo era baseado em três modelos onde a alça era confeccionada em diferentes distâncias do elemento que queriam movimentar: próximo ao canino, entre o canino e o molar em igual distância e mais próximo do molar. Foi constatado, no estudo, que as tensões ao redor do canino eram maiores quando a alça se encontrava mais próxima do molar. (LOTTI; MAZZIEIRO; JUNIOR, 2006b).

Jones *et al.* (2001) utilizaram o modelo tridimensional com a metodologia objetivando desenvolver um modelo válido para o movimento de um incisivo superior, quando submetido a cargas ortodônticas, comparando-o com um grupo de voluntários humanos. Nesse estudo foi comprovada a validação do modelo e a constatação de que o ligamento periodontal é o principal mediador da movimentação ortodôntica.

Kamble *et al.* (2012) buscaram investigar a distribuição de tensão em raízes alteradas anatomicamente de incisivos centrais superiores, a partir de diferentes aplicações de forças ortodônticas utilizando um modelo de elementos finitos. Centrais superiores com diferentes morfologias radiculares (normal, curta, sem corte, dilacerada e pipeta) foram construídas, e as forças ortodônticas em várias direções (intrusão, extrusão, derrubada e rotacional) foram aplicadas. Foi observado que os elementos com

raiz dilacerada têm maior propensão à reabsorção quando tensionados ortodonticamente.

6 CONCLUSÃO

O Método do Elemento Finito se mostra como uma importante ferramenta em pesquisas ortodônticas. Sua aplicação nesta área demonstra ser promissora em um campo onde antes eram desenvolvidos tratamentos de forma empírica, resultante de experiências clínicas, sujeitos a alterações indesejáveis ou até insucesso do tratamento. Com a chegada do método, muitos questionamentos em busca do melhor tratamento para o paciente ficaram cada vez mais evidentes.

O MEF, quando bem gerenciado, pode proporcionar diversas vantagens sobre outros métodos convencionais de pesquisa. No entanto, é neste contexto que ele também é avaliado como um método complementar de estudo, e necessita de suporte para sua validação de resultados que é obtida a partir das outras metodologias de pesquisa existentes.

A busca de um resultado esperado depende de alguns fatores já discutidos como um modelo adequado na busca de resposta as quais a pesquisa objetiva, sendo o pesquisador bastante criterioso nesse quesito, bem como uma correta análise a ser executada, os resultados adequadamente avaliados e realizados por profissionais em uma gama de multidisciplinaridade a que o método requisita para que a qualidade do estudo possa ser obtida da melhor forma possível em busca de um maior discernimento para melhor tratamento de pacientes.

REFERÊNCIAS

ANDREAUS, U; COLLOCA, D; JACOVIELLO, D. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. **Computer methods and programs in biomedicine**. 103, 61-73, 2011.

AZEVEDO, A. F. M. **Método dos elementos finitos**. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal. Abril, 2003.

BEER, F. P; JOHNSTON, E; RUSSEL Jr. Resistência dos Materiais – Mecânica dos Materiais. 4ª edição. São Paulo, 2006.

CATTANEO, P.M.; DALSTRA M.; MELSEN, B. The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. **J Dent Res** 84(5):428-433, 2005.

COSSETIN, E; NOBREGA, S; CARVALHO, M. O estudo das tensões geradas no ligamento periodontal através do método dos elementos finitos. **Dental Press J Orthod**. 17(1):47.e1-8. Jan-Feb, 2012.

CHOI, D. S., et al. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. **Angle Orthodontist**, Vol 83, No 2, 2013.

COSSOLINO, L; PEREIRA, A. Módulos Elásticos: Visão Geral e Métodos de Caracterização. **ATCP Engenharia Física**. Outubro, 2010.

DAEGLING, D. J.; HYLANDER, W. Experimental Observation, Theoretical Models, and Biomechanical Inference in the Study of Mandibular Form. **American journal of physical anthropology**. 112:541–551 (2000).

FIELD, C., et al. Mechanical responses to orthodontic loading: A 3 dimensional finite elemento multi-tooth model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. February, 2009.

HIBBELER, R. C. *Resistência dos Materiais*. 5ª edição, São Paulo, 2004.

JEON, P. D., et al. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three dimensional finite element model. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis v.115, p.267-274, 1999.

JONES, M. L., et al. A Validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. **Journal of Orthodontics**. Vol. 28, 29–38, 2001.

JOHN, M; MALCOLM, J; ADRIAN, W. The role of the periodontal ligament in the bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**. February, 1996.

KAMBLE, R. H., et al. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: A finite element study. **Angle Orthodontist**, Vol 82, No 5, 2012.

KNOP, L., et al. Aplicação científica do método de elementos finitos na ortodontia. **Dental Press J Orthod**. Mar – Apr; 20 (2). 119 – 25, 2015.

LOTTI, Raquel., et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v.11, n.2, p.35 – 43, mar./abril 2006.

LOTTI, R. S.; MAZZIEIRO, E. T.; JUNIOR, J. L.; A influência do posicionamento ântero-posterior da alça T segmentada durante o movimento de retração inicial: uma avaliação pelo método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. Maringá, v. 11, n. 3, p. 41-54, maio/jun, 2006b.

MAIA, L. G. M., et al. Estudo qualitativo fotoelástico do sistema de forças gerado pela mola “T” de retração com diferentes pré-ativações. **Dental Press J Orthod**. July-Aug;15(4):103-16, 2010.

PENEDO, N. D., et al. Simulação 3D do movimento ortodôntico. R **Dental Press Ortodon Ortop Facial**, vol.15 no.5 Maringá Sept./Oct. 2010.

PROVATIDIS, C., et al. A comparative FEM - study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. **Med Eng Phys**, Oxford, v. 22, no. 5, p. 359-370, Jun. 2000.

REES, JS; JACOBSEN, PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. **Biomaterials**. Vol. 18 No. 14, 1997.

RUBIN, C. et al. Stress analysis of the human tooth using threedimensional finite element model. **J Dent Res**. Washington,v. 62, no. 2, p. 82-86, Feb. 1983.

RUBO, José Henrique; SOUZA, Edson Antônio Capello. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, v. 9, n. 3/4, p. 97-103, 2001.

SAKAMOTO, M. M., et al. **Implementação de um Gerador Tridimensional de Malhas de Elementos Finitos, com Aplicações à Simulação Computacional em Odontologia**. Dissertação de Mestrado Pós-Graduação em Matemática Aplicada. Rio Preto, 2001.

SANG, JS., et al. A comparative evaluation of diferente compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**. April, 2003.

SHAW, A. M.; Sameshima, G. T.; Vu, H. V. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. **Orthod Craniofacial Res**. 7; 98-107, 2004.

SILVA, B. R. Aplicação do Método de Elementos Finitos em Odontologia: análise das publicações científicas de 1999 a 2008. **Int J Dent**, Recife, 8(4):197-201, out./dez.,2009.

SILVA, F. M., et al. **Influência do aumento da área de contato oclusal sobre Modelo de Elementos Finitos de dente natural e osso alveolar**. Programa de mestrado acadêmico em odontologia Pontifícia universidade católica de minas gerais, Belo Horizonte, 2008.

SOUZA, F. L.; ARAUJO, C. A. **Fotoelasticidade automatizada utilizando luz polarizada elíptica. Laboratório de Projetos Mecânicos**. Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2003.

TOMS, S. R.; EBERHARDT, A. W. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**. June, 2003.

VASCO, M.; Biomecanica na odontologia. Disponível em: <<http://www.biomecanicanaodontologia.com.br>> Acesso em: 15 de junho de 2015.

