

Análise ortodôntica não linear estática pelo método de elementos finitos por tensão de deformação elástica.

Leonardo Mendes Ribeiro Machado (CTI) leoanrdo.machado@cti.gov.br

Resumo

Ferramentas de simulação computacional, dentre elas, mais especificamente, as que utilizam o método de elementos finitos vem provando sua versatilidade, não só para casos específicos de engenharia, mas como para outras áreas de aplicação, onde estas ferramentas podem prever os padrões de comportamento de modelos complexos, dentre eles modelos biológicos e biomecânicos. Com base nesse cenário, este artigo tem como intuito descrever o processo de simulação estática de pela ação de um dispositivo de cantilever para movimento ortodôntico, que consiste em um sistema com esforços provenientes da deformação de um fio metálico, tendo como foco o processo de obtenção do modelo a definição das suas condições de contorno e interpretação dos resultados.

Palavras-chave: Simulação Computacional, Elementos Finitos, Bioengenharia, CAD.

1. Introdução

A simulação computacional aplicada a engenharia, tem como objetivo representar matematicamente um ou mais fenômenos físicos em um ambiente virtual, por meio de equacionamentos que representam estes fenômenos, com intuito de prever os padrões de reação de um sistema controlado específico em relação as condições iniciais propostas [1].

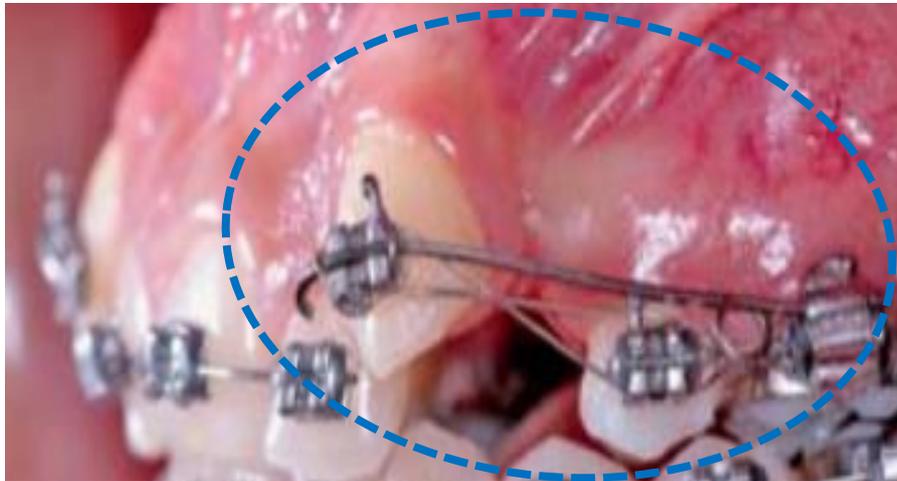
Dentre as ferramentas mais difundidas, a simulação pelo método de elementos finitos (FEA) é a mais utilizada, a qual consiste na discretização de um sistema complexo em porções menores por meio de padrões geométricos de volume e dimensões calculáveis, chamados de elementos, que interagem entre si por meio de interseções, denominadas de nó, gerando uma rede de elementos conectados denominada malha [2]. Os elementos recebem as propriedades físicas, que tem como função descrever o comportamento de cada unidade quando estiverem sob ação dos fatores responsáveis por alterar o estado inicial imposto pelo sistema, propagando essa variação de acordo com a interação de cada um desses elementos com os demais, sendo esta interação dependentes do compartilhamento dos nós na vizinhança [3].

De modo geral, para caracterização do sistema em análise, utiliza-se ferramentas de modelagem computacional, que atuam na criação ou adequação do modelo real para o utilizado na simulação, oriundos de tecnologias como escaneamentos, por exemplo [1]. Porém quando aplicados para uma análise biomecânica, temos a necessidade de manutenção das principais características anatômicas de cada estrutura, pois os principais marcos anatômicos de cada modelo têm influência direta na resposta aos esforços impostos a eles[4], sendo necessário manter certas características geométricas para a validação do mesmo, porém a utilização de modelos extraídos diretamente de pacientes acaba por tornar o processo de validação mais demorado, devida a necessidade de um comitê de ética para a liberação e aprovação do mesmo.

Assim para reduzir o tempo demandado foi desenvolvido o protocolo BioCAD, onde diversas geometrias foram desenvolvidas de acordo com as aprovações de comitê de ética, gerando

modelos digitais que mantem os marcos anatômicos, por meio da utilização de diversos arquivos retirados de tomografias, criando modelos que correspondem a média de tamanho e propriedades específicas. Estes modelos são editáveis, possibilitando realizar alterações de acordo com a demanda de cada caso a ser abordado, o que viabilizou a utilização deste protocolo para o desenvolvimento do caso em estudo.

O modelo em análise consiste na representação dos esforços de movimentação ortodôntica envolvidos em um procedimento de correção de posição de um molar, representado com base em um modelo geométrico desenvolvido de acordo com o Protocolo BioCAD[4] por meio do FEA. Os esforços para o deslocamento são oriundos de um dispositivo de ancoragem direta, utilizando um micro implante para tensionamento de um *cantilever* [Figura1]. Este tipo de procedimento utiliza dos esforços gerados pela deformação de um fio metálico para impor uma condição de deslocamento específica, tendo o micro implante como ponto de ancoragem para a deformação do arame[5], porém o modelo servirá apenas para a descrição do processo de simulação computacional, não sendo o estudo das suas aplicações no âmbito da odontologia o foco deste trabalho.



Fonte: Adaptado de Almeida, M. R. D [6]

Figura1- Detalhamento funcionamento de Cantilever

Este tipo de condição de esforço imposta pela análise, acarreta na utilização de uma hipótese de não linearidade do sistema, que ocorre quando temos um comportamento em específico que não respeita as condições de linearidade das equações convencionais utilizadas pelo FEM[3], que neste caso ocorre devido ao grande deslocamento sofrido pelo *cantilever*, que terá uma posição em relaxamento inicial, sendo deformado até o ponto de fixação do micro implante na mandíbula, para então aplicar as cargas de deslocamento para movimentação do dente.

Entre as possibilidades de análise, a abordada neste trabalho se restringira apenas a hipótese de análise mecânica estática, onde as respostas de deslocamento, deformação e tensão geradas pelo sistema sobre a ação de um ou mais esforços externos não levam consideração qualquer variação pelo tempo, atuando de maneira constante do início ao fim da análise.

2. Materiais e Métodos

A preparação da simulação teve início com o estudo do funcionamento do modelo em análise, tendo como referência utilizada para o desenvolvimento do modelo geométrico um modelo

físico [Figura 2], desenvolvido pela doutoranda colaboradora Juliana Faria, da PUC-RS, adaptando uma geometria de maxila modelada através do protocolo BioCAD.

Com base na análise do funcionamento do modelo, foram definidas as simplificações a serem consideradas na modelagem computacional. As simplificações servem para reduzir o número e os detalhes geométricos dos componentes constituintes do sistema em análise, esta etapa é de grande importância pois reduz o tamanho do modelo, o que acarreta em menor número de elementos para sua discretização e por consequência menor trabalho computacional para calcular as interações na malha.

No caso do modelo em desenvolvimento, as simplificações e modificações do modelo inicial geraram um modelo de meia mandíbula, com a alteração no alvéolo do Primeiro molar, para acomodar um dente com inserção a 45°, além da colocação de um micro implante entre os dentes canino e incisivo lateral, um fio metálico e um braquete para fixação da parte mais externa do fio no molar alterado. As alterações em relação ao modelo inicial podem ser evidenciadas na Figura 2



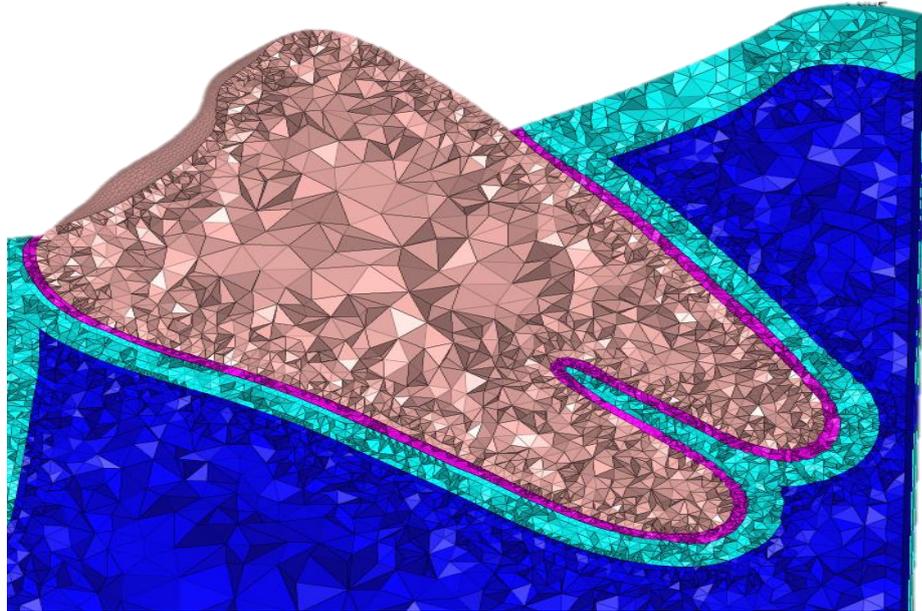
Fonte: Autor

Figura 2- Comparativo Modelo Base (A) e modelo final (B)

Após definida a geometria referencial, partiu-se para a geração da malha de elementos finitos, que foi criada no *Software HyperMesh®*, onde seguiu-se a estratégia de geração de malha com base em variação de superfície, devido ao tipo de geometria em questão, que por se tratar de formas orgânicas necessitam desse tipo de escolha por manter uma melhor qualidade de detalhes das curvaturas e arredondamentos característicos dos osso e dentes principalmente, o que garante uma menor perda de informação das geometrias.

O padrão de malha foi de uma malha tetraédrica de primeira ordem, aplicando além do padrão de geração de malha por superfície um refinamento de ordem de crescimento na ordem de 1/3 garantindo uma redução do número total de elementos e concentrando uma maior quantidade destes para a discretização de porções de menor tamanho e espessura, tendo sempre um número mínimo de 3 elementos no volume da menor distância, valor este indicado pelo manual do

próprio software de simulação para garantir um erro mínimo de nós para que o erro percentual dos cálculos das reações sejam respeitados[Figura 3].



Fonte: Autor

Figura 3- Configuração de malha

Com a malha computacional definida, foi iniciado o processo de definição das condições de contorno do modelo, nesta etapa foram estabelecidos os parâmetros para identificar as restrições e etapas necessárias para replicar a condição de deslocamento do modelo. Primeiramente foram definidas as propriedades mecânicas de cada material, conforme a Tabela 1, onde todos os materiais apresentam propriedades isotrópicas, sendo o osso da mandíbula separa em dois tipos de osso, trabecular e cortical, e as regiões de contato, que indicam ao modelo qual são os elementos que irão interagir diretamente no limite entre uma zona de interação entre componentes e o sentido que estes esforços percorrem o sistema, por exemplo um dente e seu ligamento, o ligamento e o alvéolo .

Materiais	Modulo de elasticidade (Mpa)	Coefficiente de Poisson
Dente	19613,3	0,15
Ligamento Periodontal	0.6668	0,49
OssO Trabecular	1370	0,30
OssO Cortical	13700	0,26
Aço Inoxidável	200000	0,30
Titânio	115000	0,35
TMA	6900	0,30

Fonte: [6,7,8,9]

Tabela 1 – Propriedades dos materiais aplicados na simulação

Seguindo para as restrições de fixação do modelo, que impõem os pontos de apoio que em nossa hipótese de simulação servem para indicar porções como a região condilar, que no modelo são o ponto de menor movimentação e mais próximos da região de acoplamento da mandíbula ao crânio, junto a isso na face mais próxima ao incisivo central temos uma condição de simetria,

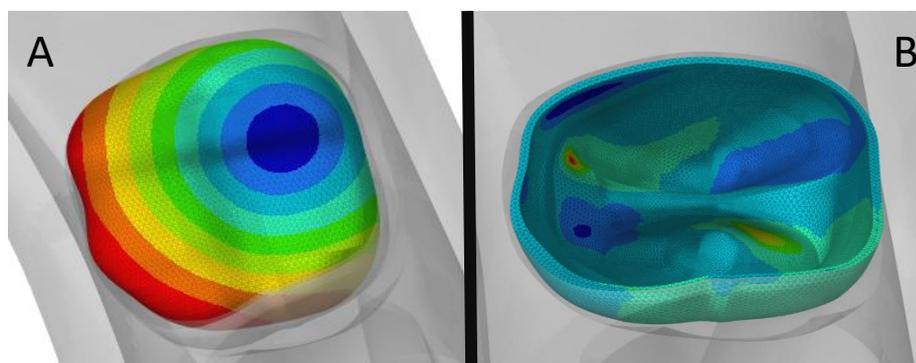
que indica que as reações naquela porção são espelhadas para porção que falta da nossa mandíbula, condição esta que só pode ser válida quando não há variação nos esforços em uma geometria simétrica.

Por fim, determinando como realizar a deformação do fio metálico de modo a representar a ação de deslocamento do dente, notou-se que uma simulação de um passo só mesmo com as condições de não-linearidade não condiziam com a real ação de deslocamento, pois ao aplicar o deslocamento no filamento até o ponto de fixação no micro implante as forças resultantes eram referentes as deformações sofrida para alcançar a posição desejada, e não a força de reação gerada pelo filamento ao tentar retornar a posição inicial.

Para isso foi elaborado uma simulação em etapas, onde as condições de contorno da simulação seguinte seriam as definidas pela simulação anterior, sendo estas etapas responsáveis por executar separadamente partes do movimento complexo, elas foram denominadas Ativação, Detecção e Estabilização. Na primeira etapa, foi acionada a condição de deslocamento para o fio metálico, até o ponto de fixação no micro implante, ela tem como função determinar o ponto de posicionamento inicial e final do filamento. Na etapa de detecção, a condição de deslocamento se mantém para o posicionamento do filamento e o contato para fixação é ativado, travando a extremidade do filamento na posição definida e por fim, na terceira etapa, as condições de movimentação impostas são desativadas, sendo assim o responsável pelos esforços de movimentação a formação do filamento ao tentar retornar para o ponto inicial, porém sendo impedido pela condição de fixação imposta pelo contato ativado na etapa anterior.

3. Discussão e Resultados

Como resultado da análise obteve-se além do deslocamento do *cantilever* e o movimento ortodôntico do molar, que através dos mapas de deslocamento e tensão no modelo podem ser interpretados para validar a coerência do modelo. Ao analisar o mapa de deslocamento, foi possível identificar a movimentação realizada pelo molar, apresentando movimentos de rotação em relação a um eixo de rotação (azul) na porção superior direta do dente junto a um movimento de extrusão mais tênue, que indica o início de movimentação no sentido de correção do dente. Esta hipótese toma força ao analisarmos o mapa de tensão do ligamento periodontal que corresponde esta hipótese com as regiões de concentração de tensão evidenciadas pelo mapa de Tensão Principal Máxima, onde temos as regiões em compressão em azul e as em tração em vermelho, podendo ser evidenciadas na Figura 4. Evidenciando o movimento e os resultados obtidos pela análise de coerência, foi possível validar o modelo para a aplicação.



Fonte: Autor

Figura 4 – Análise de coerência

4. Conclusão

Com base na análise de coerência e de movimentação do modelo é possível identificar o padrão de deslocamento e as tensões envolvidas no procedimento, deste modo o modelo prova-se válido para a interpretação da ação deste tipo de tratamento, dando uma posição inicial para a atuação das tensões, auxiliando no processo de validação de novos tratamentos, pois indica ao profissional da área odontológica a tendência de deslocamentos e esforços responsáveis pelos movimentos de intrusão e extrusão, possibilitando um entendimento mais teórico em relação as respostas quanto anatomia, livre das variações biológicas que dificultariam a identificação dos fatores responsáveis pela movimentação

5. Agradecimentos

Agradeço primeiramente ao CNPQ/PCI e sua comissão gestora pela bolsa de capacitação institucional que permitiu a realização desse projeto, ao meu orientador Pedro Yoshito Noritomi pelo aprendizado e contribuições para os estudos realizados, pelo apoio de toda a equipe de trabalho, a toda equipe do NT3D/CTI Renato Archer que nutre um ambiente de trabalho, que é muito prazeroso e enriquecedor, onde sempre tenho apoio, junto a uma multidisciplinariedade que enriquece as nossas publicações e desenvolvimento pessoal.

Referências

- [1] ADAMS, Vince; ASKENAZI, Abraham. **Building better products with finite element analysis**. Cengage Learning, 1999.
- [2] GOKHALE, Nitin S. **Practical finite element analysis. Finite to infinite**, 2008.
- [3] KIM, Nam-Ho; SANKAR, Bhavani. **Introdução à análise e ao projeto em elementos finitos**. Grupo Gen-LTC, 2000.
- [4] PERESTRELO, Pedro Fábio Mendonça et al. Comparação de técnicas de modelagem: BioCAD versus STL. ENEBI. 2015
- [5] ALMEIDA, Marcio Rodrigues de et al. Emprego racional da Biomecânica em Ortodontia: "arcos inteligentes". **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 11, n. 1, p. 122-156, 2006.
- [6] CIFTER, Muhsin; SARAC, Müyesser. Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 140, n. 5, p. e233-e241, 2011.
- [7] KOJIMA, Yukio; FUKUI, Hisao. Numerical simulations of canine retraction with T-loop springs based on the updated moment-to-force ratio. **The European Journal of Orthodontics**, v. 34, n. 1, p. 10-18, 2012.
- [8] GERAMY, Allahyar; FAGHIHI, Sharieh. Secondary trauma from occlusion: three-dimensional analysis using the finite element method. **QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION**-, v. 35, p. 835-844, 2004.
- [9] FERREIRA, M. A. et al. Mechanical behaviour of a prototype orthodontic retraction spring: a numerical–experimental study. **The European Journal of Orthodontics**, v. 35, n. 4, p. 414-420, 2013.