

ALESSANDRA RODRIGUES FONSECA TAVARES

**ANÁLISE DE FORÇAS ORTODÔNTICAS SIMULADAS
EM MODELOS COM E SEM REABSORÇÃO RADICULAR
APICAL EXTERNA POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada Programa de Pós-Graduação em Odontologia, do Centro Universitário de Anápolis – UniEVANGÉLICA para obtenção do título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica.

Anápolis 2021

ALESSANDRA RODRIGUES FONSECA TAVARES

**ANÁLISE DE FORÇAS ORTODÔNTICAS SIMULADAS
EM MODELOS COM E SEM REABSORÇÃO RADICULAR
APICAL EXTERNA POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada Programa de Pós-Graduação em Odontologia, do Centro Universitário de Anápolis – UniEVANGÉLICA para obtenção do título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica.

Orientadora: Profa. Dra. Cyntia R. A. Estrela

Co orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Carvalho

Anápolis 2021

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar a Deus sempre. Pela vida, pelo conhecimento, pela conquista de um objetivo tão almejado, pelo modo extraordinário que me conduziu fielmente até aqui.

Àqueles com quem convivi que de tão perto me assistiram com amor e compreensão. Ao meu esposo Israel cujo apoio foi crucial e nos momentos de dificuldade, é o meu porto seguro sempre. Aos meus filhos, Mariana e Pedro Augusto que me motivam a enfrentar os obstáculos e me mantêm forte para vencê-los.

Também tenho de reconhecer a contribuição fundamental do Professor Luiz Augusto Fonseca, meu pai, cuja formação pessoal e profissional tornaram-me o que sou hoje, minha gratidão eterna.

Por fim, meus agradecimentos à minha Orientadora professora Cyntia Estrela e ao meu Co-orientador Professor Marco Aurelio Carvalho, pelo conhecimento compartilhado.

Competência, comprometimento, acolhimento, dedicação. Essas são algumas palavras que definem a equipe do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Unievangélica. A todos, o meu muito obrigada.

EPÍGRAFE

“Porque dEle e por Ele, e para Ele são todas as
coisas, glória, pois, a Ele eternamente.”

Romanos 11: 36

SUMÁRIO

	Pág.
1. INTRODUÇÃO	09
2. REFERENCIAL TEÓRICO	12
3. JUSTIFICATIVA	21
4. OBJETIVO	22
4.1. Objetivo Geral	22
4.2. Objetivo Específicos	22
5. HIPÓTESE	23
6. MATERIAL E MÉTODO	24
7. RESULTADOS	36
8.DISSCUSSÃO	40
9.CONCLUSÃO	45
10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

IL-1 β	Interleucina 1 β	14
CO ₂	Dióxido de carbono	14
DI-Int	Dente íntegro com movimento de intrusão	36,39
DR-Int	Dente com reabsorção radicular com movimento de intrusão 36,39	
DI-E	Dente íntegro com movimento de extrusão	36,39
DR-E	Dente com reabsorção radicular com movimento de extrusão 36,39	
DI-Inc	Dente íntegro com movimento de inclinação	36,39
DR-Inc	Dente com reabsorção radicular com movimento de inclinação 36,39	
DI-T	Dente íntegro com movimento de translação	36,39
DR-T	Dente com reabsorção radicular com movimento de translação 36,39	
MEF	Método de elementos finitos 11,18,20,28,41,42	
N	Newton	7,8,33,34,42
cN	CentiNewton	42
O ₂	Oxigênio	14
RRAE	Reabsorção radicular apical externa	7,8,11,17,42
RRIO	Reabsorção radicular induzida ortodonticamente	42,48,49

RESUMO

A reabsorção radicular apical externa (RRAE) constitui uma ocorrência indesejada do tratamento ortodôntico. Pacientes que apresentam algum tipo de comprometimento radicular e necessitam de movimentação ortodôntica devem ser avaliados criteriosamente. O objetivo deste trabalho foi analisar o efeito da reabsorção radicular apical e de diferentes forças ortodônticas nas tensões e deformações no periodonto, usando o método de análise por elementos finitos. Foram construídos modelos virtuais de um incisivo central superior com bracket na vestibular em um programa de desenho gráfico tridimensional, baseado em imagens obtidas de exame de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). A partir dos dois fatores de estudo (reabsorção apical e força ortodôntica) foram obtidos 2 modelos (sem e com reabsorção apical) e com aplicação de 4 tipos de forças, culminando em 8 variações. Em software específico de análise por elementos finitos, as propriedades mecânicas, malhamento, condições de contorno e carregamento foram adicionadas. Foram aplicadas forças ortodônticas (0,6N) de intrusão, extrusão, inclinação e translação, simulando os principais movimentos ortodônticos. A análise quantitativa mostrou que os maiores valores de tensão de Von Mises foram encontrados nos modelos submetidos à força de translação, independente da condição da raiz. Os valores obtidos para o deslocamento de cada estrutura estudada não apresentaram diferença significativa. Na análise qualitativa comparando-se dentes sem e com reabsorção apical, os dentes com reabsorção apresentaram maiores concentração de tensão no osso cortical e ligamento periodontal. A reabsorção apical não influenciou significativamente no deslocamento máximo de todas as estruturas analisadas. No entanto, as raízes com reabsorção apical tendem a concentrar maiores tensões nos tecidos periodontais e o movimento de translação foi o que apresentou os maiores valores de tensão tanto no dente quanto nos tecidos de suporte.

Palavras chaves: Reabsorção radicular, ortodontia, método de elementos finitos

ABSTRACT

External apical root resorption is an unwanted effect of orthodontic treatment. Patients who have some type of root involvement and need to undergo orthodontic movement should be carefully evaluated. The objective of this work was to analyze the effect of apical root resorption and different orthodontic forces on the stresses and deformations in the periodontium, through the finite element analysis method. Three-dimensional virtual models of an upper central incisor will be constructed in a three-dimensional graphic design program based on tomographic images. From the two study factors (apical resorption and orthodontic strength) were obtained 2 models (without and with apical resorption) and with application of 4 types of forces, culminating in 8 variations. In specific finite element analysis software mechanical properties, mesh, boundary conditions and loading were added. Orthodontic forces (0.6N) of intrusion, extrusion, inclination and translation were applied, simulating the main orthodontic movements. The quantitative analysis showed that the highest Von Misses Tension values were found in the models submitted to the translation force, regardless of the root condition. The values obtained for the displacement of each structure studied did not show any significant difference. In the qualitative analysis comparing teeth with and without apical resorption, teeth with resorption showed higher stress concentration in the cortical bone and periodontal ligament. Apical resorption did not influence significantly the maximum deformation, but influenced the stress in periodontal tissues. The translation movement provided the highest stress values in the tooth and periodontal tissues.

Key words: Root resorption, orthodontics, finite element method

1. INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico caracteriza-se por uma movimentação dentária com intuito de um posicionamento apropriado dos dentes nos arcos, a partir forças que culminam em aplicação de pressão prolongada. A compreensão da biologia do movimento ortodôntico é essencial à maior eficiência do tratamento e resulta em menores danos aos tecidos dentários ocasionados pela movimentação, de forma a se alcançar um planejamento eficiente e um prognóstico desejado (1).

A movimentação dentária ocorre a partir de uma pressão aplicada ao dente que resulta em remodelação óssea. O movimento ortodôntico depende da reabsorção e formação coordenada, no tecido ósseo circundante e no ligamento periodontal. A força aplicada ao dente causa hipóxia local, iniciando uma cascata inflamatória em que os osteoclastos atuam na reabsorção óssea nas áreas de compressão, enquanto os osteoblastos agem depositando tecido ósseo nas áreas de tensão. A compressão e tensão estão associadas a fatores de sinalização específicos, que estabelecem gradientes para regular a remodelação do osso e ligamento periodontal para que ocorra a movimentação do dente (2). Assim, o dente se movimenta através de uma resposta de reabsorção e aposição de tecido ósseo, que são mediados pelo ligamento periodontal.

Além da remodelação óssea, também é parte integrante do processo de movimentação dentária a remodelação radicular. Quando forças são aplicadas para movimentar o dente durante o tratamento ortodôntico, ocorre alteração celular no osso e no cemento radicular. O cemento é removido da superfície radicular e, em seguida, restaurado, da mesma maneira que ocorre com o tecido ósseo (3). A reparação é esperada de forma fisiológica, porém, existem alguns fatores que podem colaborar para que este processo não ocorra como esperado, ocasionando perda permanente de estrutura radicular (4).

A reabsorção radicular externa induzida ortodonticamente é comum e é um efeito deletério da inflamação (4). Este problema pode ser resultante de uma pressão ortodôntica que excede a pressão de capilares dentro do periodonto, gerando o colapso e, portanto, a perda de suprimento sanguíneo (5,6). A necrose

isquêmica no ligamento periodontal resulta na degradação das camadas externas do dente (zona hialinizada). A perda do pré-cemento ativa células clásticas que promovem reabsorção radicular durante a remoção do tecido necrótico hialinizado (7). A reabsorção radicular ocorre quando a capacidade de reparação do cemento é excedida, expondo dentina, o que ativa odontoclastos, causando a perda irreversível de estrutura radicular, ou seja, reabsorção radicular (4).

A reabsorção radicular apical representa o resultado de uma combinação entre predisposição genética, variabilidade biológica individual e efeitos da mecânica ortodôntica. A reabsorção radicular pode interferir no tempo de vida útil do dente. Estudos mostraram que pacientes tratados ortodonticamente apresentam probabilidade de ter encurtamento de raiz, uma condição indesejável decorrente da reabsorção radicular. É fundamental identificar quais os fatores associados ao tratamento ortodôntico podem contribuir para a reabsorção radicular, no intuito de minimizar estes efeitos. Os fatores de risco individuais incluem: morfologia da raiz do dente ou raízes com anomalias de desenvolvimento, história pregressa de reabsorção dentária, influências genéticas, fatores sistêmicos, deficiências hormonais, hipotireoidismo, hipopituitarismo, proximidade da raiz com a cortical óssea, asma, densidade óssea, alcoolismo crônico, trauma pregresso, tratamento endodôntico, severidade e tipo de maloclusão, idade do paciente e sexo (8). Os fatores de riscos relacionados ao tratamento ortodôntico são: duração do tratamento, magnitude da força aplicada, direção da movimentação dentária, quantidade de deslocamento apical, método de aplicação da força (contínua ou intermitente) e técnica do tratamento (9).

O conhecimento da biomecânica do movimento ortodôntico e dos fatores que colaboram para a reabsorção dentária é imprescindível e se faz ainda mais relevante com o notório aumento da demanda de pacientes adultos que buscam este tipo de tratamento. Pacientes adultos são mais propensos a complicações periodontais e outros efeitos colaterais dependentes como problemas relacionados à higiene bucal e reabsorção radicular (2). A probabilidade destes pacientes já possuírem algum tipo de alteração nas raízes dentárias, bem como

alguma alteração periodontal é elevada (10). Movimentos dos dentes como extrusão, intrusão, translação, torque, são produzidos durante a mecânica ortodôntica. A literatura sugere que movimentos radiculares intensos e mecânica intrusiva aumentam o risco de reabsorção radicular externa apical (RRAE)(27). O planejamento de uma abordagem de tratamento adequada para estes pacientes é fundamental para que estas condições preexistentes não se agravem.

A partir desta contextualização busca-se analisar os efeitos das tensões, cargas, exercidas no dente e estruturas adjacentes produzidas durante o tratamento ortodôntico, usando o método de pesquisa tem sido muito estudado, a análise por elementos finitos (MEF). O MEF constitui uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciadas e resolvidos por modelos matemáticos. Por ser um método não invasivo, possui inúmeras vantagens em pesquisas na área biológica. Pode-se estabelecer o local, a magnitude e direção da força aplicada (11,12). O MEF propõe avaliar a distribuição de tensão e deformação entre ligamento periodontal e osso alveolar, em relação aos diferentes tipos de movimento dentário e diferentes tipos de força (11) .

Com a aplicação do MEF na Ortodontia tem-se a possibilidade de analisar qualquer material e estrutura dento-maxilar (13). Desta forma, o estudo biomecânico poderia contribuir para o entendimento das tensões que ocorrem nos dentes que necessitam ser submetidos ao tratamento ortodôntico e que apresentam raízes que possuem algum tipo de comprometimento.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Movimentação Ortodôntica e Remodelação Tecidual

O princípio da movimentação é a remodelação óssea, quando se é aplicada uma força (1). A movimentação dentária abrange vários aspectos a serem analisados: efeitos de mediadores químicos, a importância dos neurotransmissores e várias teorias que se propõem a explicá-la. A importância em se compreender a biologia do movimento dentário ocorre no sentido de buscar um tratamento eficiente, com a redução do tempo de tratamento e alcance do objetivo proposto, assim como a satisfação do paciente e prognóstico favorável.

A compreensão das propriedades celulares e moleculares ajudará a projetar mecânicas que produzirão benefício máximo durante o movimento do dente, com dano mínimo aos tecidos. Em 1962, Burstone sugeriu que a movimentação dentária ocorre em três etapas: fase inicial, fase lag e fase pós-lag. Na primeira fase, que tem início logo após a aplicação de forças ao dente. A força aplicada gera compressão e tensão do ligamento periodontal, levando ao extravasamento de vasos sanguíneos e atração de células inflamatórias e também células progenitoras de osteoblasto e osteoclastos. Tem início, então a fase lag, em que não ocorre movimento do dente, ou este movimento é mínimo. Nesta etapa todo o tecido necrosado e o tecido ósseo são removidos por macrófagos e osteoclastos e novo tecido é formado por osteoblastos. De acordo com a literatura, durante a movimentação dentária, este processo de remoção e aposição de tecido neoformado é contínuo (14,16).

Li *et al.* (2018) relataram que a movimentação ortodôntica é complexa. Na verdade, se trata de uma sequência de fenômenos físicos e biológicos de remodelação tecidual, em que o sistema biológico do dente reage de acordo com a magnitude, o tempo e a direção de aplicação de forças, através de receptores celulares e uma cascata de sinalizadores que levam à remodelação óssea e movimentação do dente.

Como anteriormente citado, o dente se movimenta através de uma resposta óssea de reabsorção e aposição de tecido ósseo, mediada pelo ligamento periodontal. Embora o mecanismo que envolva a conversão de uma força ortodôntica em atividade biológica não seja completamente compreendido, existem três teorias que tentam explicar a movimentação do dente, porém a primeira teoria, da flexão óssea, é a menos discutida na literatura mais recente (14).

A primeira teoria, denominada teoria da flexão óssea, descrita por Farrar em 1888, afirma que uma pressão aplicada ao dente é transmitida a todos os tecidos adjacentes. Esta força deforma o osso, dente e ligamento periodontal. Devido a propriedade mais elástica do osso, ele se flexiona e propicia o movimento do dente. Isto explica a rápida movimentação dentária em pacientes jovens.

A segunda teoria, descrita por Basset & Becker em 1962, é denominada Teoria da bioeletricidade. Nesta teoria os autores afirmam que o osso flexionado libera sinais elétricos, sendo estes os responsáveis pela movimentação dentária. A área com carga negativa é caracterizada por elevada atividade de osteoclastos enquanto a área eletropositiva apresenta elevada atividade de osteoblastos (15). De acordo com Davidovitch *et al.* (1980a,b) a força ortodôntica juntamente com a corrente elétrica, acelera o movimento dentário, explicando então a teoria da bioeletricidade (19, 20).

A terceira teoria denominada pressão-tensão foi apresentada por Sandstedt (1904), Oppenheim (1911) e Schwarz, (1932). Nesta perspectiva, foi salientado que a movimentação do dente no espaço periodontal é devido a um lado de pressão e outro de tensão. No lado de tensão ocorre aumento do fluxo sanguíneo, aumento de produção de fibras, aumento da multiplicação celular. A neoformação óssea se dá, provavelmente, pela diferenciação de células mesenquimais indiferenciadas e suas descendentes, na forma de fibroblastos e osteoblastos. Estas células estão presentes no ligamento periodontal como principal elemento celular. Os fibroblastos têm propriedades semelhantes aos osteoblastos atuando na síntese de células ósseas. A neoformação óssea se dá,

provavelmente, pela diferenciação destas células em osteoblastos. No lado de pressão ocorre diminuição do fluxo sanguíneo, diminuição de multiplicação celular. No processo de reabsorção, o osso e o cemento são removidos por osteoclastos e cementoclastos, respectivamente. Para que ocorra a movimentação dentária, osteoclastos devem ser formados na região em que houve pressão, removendo osso nesta área e osteoblastos são formados nas áreas de tensão, além de atuarem também nas regiões remodeladoras no lado de pressão, realizando a formação de novo osso (1).

Para Li *et al.* (2018), a teoria de pressão- tensão propõe após a aplicação de uma força sobre um dente, o dente muda de posição dentro do espaço periodontal, resultando em compressão do ligamento em algumas áreas e tensão em outras. Enquanto o fluxo sanguíneo diminui nas áreas de compressão, ele é mantido ou aumentado no lado de tensão. Se a força é mantida, ocorre alteração rápida do fluxo sanguíneo, com consequente mudança da tensão de O₂ e CO₂ e do ambiente químico, liberando agentes biológicos ativos, como prostaglandinas e citocinas (interleucinas IL- 1 β). De acordo com os autores, estes mediadores químicos afetam na diferenciação da atividade celular nas áreas de tensão e compressão do ligamento, promovendo um resultado de reabsorção óssea do lado de compressão e de formação óssea do lado de tensão. A magnitude da força está associada à variedade celular como resposta no lado de compressão. Forças pesadas cortam o fluxo sanguíneo, resultando em morte celular sob compressão (hialinização). Como resultado nenhum osteoclasto se diferencia dentro do espaço do ligamento periodontal compactado em vez disso, um atraso no recrutamento/diferenciação de osteoclastos do espaço adjacente da medula óssea é responsável pela “reabsorção a distância” que remove a lâmina dura próximo à área de compressão do espaço do ligamento periodontal. O movimento do dente ocorre após este processo no lado de compressão. Portanto, geralmente se leva de 7 a 14 dias para o movimento ocorrer quando se aplica uma força pesada. Em contrapartida, uma força leve apenas reduz o fluxo sanguíneo, permitindo um rápido recrutamento de osteoclastos do ligamento periodontal ou via fluxo sanguíneo. Estes osteoclastos removem a lâmina dura no processo de

“reabsorção frontal”. O dente movimenta logo depois, geralmente após 2 dias depois da força leve aplicada. Clinicamente, é quase impossível evitar oclusão completa do vaso sanguíneo, assim a hialinização sempre ocorre e até certo ponto e o movimento dentário é resultado da combinação de reabsorção frontal e a distância. Embora este processo considerado inflamatório seja necessário para a movimentação ortodôntica, a inflamação desregulada ou excessiva é problemática, e leva à destruição dos dentes, semelhante à doença periodontal (2).

2.2 Reabsorção Dentária Induzida Ortodonticamente

De acordo com outros relatos o processo de reabsorção dentária está intimamente ligado à lesão e necrose do ligamento periodontal (17). Quando forças ortodônticas pesadas são aplicadas por um período prolongado de tempo, a necrose (hialinização) do ligamento periodontal que foi comprimido, pode se desenvolver rapidamente. Os leucócitos que migram para fora dos capilares do ligamento periodontal, incluindo células progenitoras de osteoclastos, podem fornecer células multinucleadas, capazes de reabsorver tecidos mineralizados (raízes e osso). A reabsorção radicular é iniciada quando a proteção da camada de cementoblastos, entra em contato com o ligamento hialinizado, sofre apoptose e permite que odontoclastos reabsorvam dentina e cimento. Inicialmente, uma camada de proteção de cimento é reabsorvida, o que deixa uma superfície cimentícia aberta ao ataque odontoclástico. A reabsorção radicular, seqüela indesejada, mas comum na mecanoterapia ortodôntica tem sido relatada desde o ano de 1914. O primeiro trabalho foi publicado em 1927. Desde então pesquisas têm se dedicado aos métodos de controle e prevenção da reabsorção dentária induzida pela movimentação ortodôntica.

A reabsorção pode ser descrita como um inevitável resultado patológico do movimento ortodôntico do dente. Embora a literatura ortodôntica inclua muitos estudos sobre o fenômeno da reabsorção radicular externa, ainda é um desafio para os pesquisadores identificar todos os fatores que podem interferir no sistema biológico, causando reabsorção após a aplicação de forças (18).

Os fatores etiológicos da reabsorção dentária são complexos e multifatoriais. A reabsorção parece ser uma relação entre predisposição do indivíduo e fatores da mecânica ortodôntica (19). Dentre os fatores gerais pode-se citar a idade do paciente no início do tratamento. A incidência em adultos é maior e isto se explica em função da vascularização do periodonto e a perda de sua elasticidade, cemento mais espesso e sua firme fixação no terço apical da raiz. Algumas doenças sistêmicas também podem contribuir para este processo, como asma, doenças associadas com a diminuição da densidade óssea, por exemplo o hipotireoidismo (17).

A correlação entre a genética foi demonstrada. Indivíduos homozigóticos para um determinado gene, tem 5,6 vezes seu risco aumentado de apresentar reabsorção radicular. A reduzida expressão de qualquer gene envolvido na remodelação óssea conduzirá o stress nas raízes dentárias, culminando em reabsorção (20).

Como fator local para a reabsorção óssea pode se relacionar a duração do tratamento. Um longo tratamento reflexo de uma maloclusão severa aumentará a probabilidade de reabsorção (4). O tipo (constante versus dissipadas) e o nível da força aplicada(leve versus pesada) influenciam na reabsorção dentária(2, 21). Algumas características clínicas mostraram contribuir neste processo. Pacientes com overjet aumentado teve uma chance aumentada em 58% em relação a pacientes com overjet normal. A extração de pré-molares, aumentou em 70% o risco de reabsorção dentária. No entanto pacientes que foram tratados em duas fases (ortopédica e ortodôntica), tiveram uma diminuição de 41% de apresentarem reabsorção. A morfologia da raiz também é um fator relevante. Incisivos com dilaceração de raiz tem 2 vezes mais chance de desenvolverem reabsorção dentária (22). Os incisivos centrais superiores se mostram com maior índice de reabsorção (4).

2.3 Tratamento Ortodôntico em dentes com reabsorção radicular apical

A ortodontia, nas últimas décadas, tem apresentado uma crescente demanda de pacientes adultos. Estes pacientes apresentam uma grande incidência de alterações periodontais (10). Isto se torna um fator ainda mais preocupante no planejamento do tratamento, uma vez que a reabsorção radicular induzida ortodonticamente é uma sequela bem presente do tratamento ortodôntico (17). A direção da força e o tipo de movimento mostraram em estudos que estão associados à reabsorção. A reabsorção radicular apical diminui a superfície da raiz, assim como, seu suporte periodontal e capacidade de resistir a grandes tensões. Além disso, a perda do comprimento da raiz move o centro de resistência coronária, de modo que a mesma quantidade de torque no dente com reabsorção apical terá um efeito maior do que se a raiz fosse intacta. O movimento de torque lingual dos incisivos centrais e o movimento de intrusão foram os mais suscetíveis à RRAE, em contrapartida movimentos de retração de corpo em direção posterior, extrusão e inclinação da coroa para lingual não teve influência perceptível (23). O conhecimento da mecânica e como esta interfere na resposta da remodelação óssea se torna princípio fundamental para tratar ortodonticamente pacientes com a presença de reabsorção radicular apical externa., uma vez que literatura não dispõe de estudos específicos.

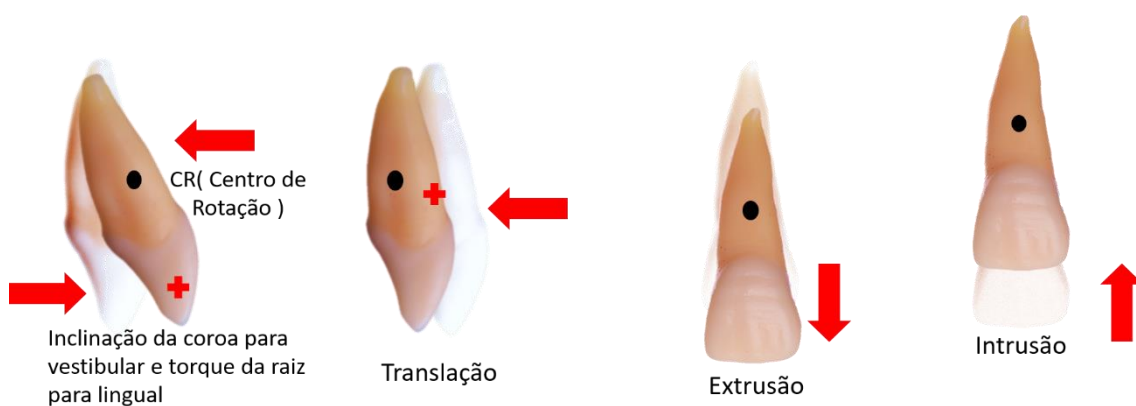


Figura 1: Principais movimentos da mecânica ortodôntica

2.4 Método de Elementos Finitos aplicado na Ortodontia

Ainda é um desafio dos pesquisadores identificar todos os fatores que interferem com o sistema biológico causando a reabsorção dentária (18). Uma ferramenta de pesquisa bastante significativa é a análise de elementos finitos. Este é um método definitivo para modelar complexas estruturas, analisando suas propriedades mecânicas (12). O método de elementos finitos (MEF), é um recurso de engenharia usado para calcular stress e deformação de estruturas complexas e têm sido amplamente utilizado nas pesquisas em ortodontia (13). O desenvolvimento do MEF teve suas origens no final do século XVIII visando a solução de problemas matemáticos. O desenvolvimento prático desta análise ocorreu somente após o avanço tecnológico com o advento da computação .Em 1960 utilizou-se pela primeira vez o nome de MEF, a partir daí houve grande desenvolvimento do método, sendo utilizado em diversas áreas como: engenharia, medicina, odontologia e outras(12). Na ortodontia com este método é possível analisar a aplicação de forças, avaliando os tecidos envolvidos evitando experimentos com animais em laboratório que necessitam de aprovação do comitê de ética. Com o MEF é possível antecipar as respostas dos tecidos à mecânica ortodôntica aplicada (11, 13).

Para a utilização deste método é necessária a construção de um modelo experimental do objeto que se deseja estudar. O objeto é desenhado graficamente por um programa de computador específico, como por exemplo o SolidWorks ou AutoCAD. A morfologia das estruturas modeladas pode ser baseada em Atlas de Anatomia, tomografias computadorizadas, crânios secos e/ou dentes extraídos. Este objeto é então discretizado em pequenos elementos finitos em programas específicos. Estes elementos representam coordenadas no espaço e são representados por uma figura geométrica, sendo que os tetraedros e hexaédricos são os mais comuns. Na extremidade de cada elemento encontram-se nós, que conectam os elementos em si formando uma malha em camadas bi ou tridimensionais. Estes nós possuem um grau de liberdade determinado, que resulta em quais movimentos poderão ser realizados no espaço. Os movimentos poderão ser em três direções, tridimensionais (eixo

x,y,z) ou em duas direções, bidimensionais (eixo x,y). As direções dos movimentos são estabelecidas pelo pesquisador. Por exemplo, no eixo x movimentos no sentido coronal (anteroposterior), no eixo y, no sentido sagital mediano (transversais) e no eixo z no sentido axial (vertical). Estes eixos então serão avaliados. O arranjo dos nós estabelece os tipos de movimentos. Para uma análise acurada das estruturas dento-maxilo-faciais o modelo tridimensional é o mais indicado, pois retrata as irregularidades da estrutura dentária, as cargas imprimidas, tensões geradas e o deslocamento de todos os componentes do elemento dentário, esmalte, dentina e polpa e o resultado é observado nos três planos. Numa próxima etapa deve se determinar as propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte do modelo. Estas características influenciarão o comportamento das respostas às aplicações de forças. Uma destas características é a capacidade do material reagir em razão de uma deformação. Existem fenômenos que podem ocorrer nesta situação: fenômenos elásticos não-lineares(após a deformação ocorre o retorno a condição inicial sem seguir padrão), fenômenos plásticos(após a deformação não ocorre o retorno à condição original), fenômenos elastoplásticos (observação de comportamento parte elástico e parte plástico), fenômenos viscoelásticos (ocorre após a deformação o retorno à condição inicial e depende do tempo), fenômenos viscoplásticos (ocorre a deformação e não há o retorno à condição inicial e depende do tempo). A movimentação dentária pode ser classificada como um fenômeno viscoplástico, pois o dente não retorna à posição inicial mesmo após cessar a força nele aplicada e depende do tempo para se movimentar. Estudos incluindo propriedades viscoelásticas e viscoplásticas seriam ideais (principalmente do ligamento periodontal), porém não são plenamente conhecidas, limitando sua utilização. Por isso os estudos são feitos com modelos linearmente elásticos. Nestes estudos a deformação de estruturas é diretamente proporcional à força aplicada. A construção deste tipo de modelo permite apenas observar e analisar o movimento inicial do dente antes de ocorrer as alterações celulares, sem considerar o tempo. Outra classificação de propriedade dos materiais é se são isotrópicos (suas características mecânicas são as mesmas em todas as direções, em um mesmo ponto da estrutura), ortotrópicos (suas

características mecânicas são as mesmas em duas direções e diferente em uma direção) e anisotrópico (características diferem em todas as direções). Define-se também o Coeficiente de Poisson, que se refere ao valor absoluto entre as deformações transversais e longitudinais de tração axial. O Módulo de Young representa a inclinação da porção linear do diagrama de tensão e deformação do material. Cada estrutura possui um valor calculado do Coeficiente de Poisson e do Módulo de Young (esmalte, dentina, polpa, osso cortical, osso esponjoso, ligamento periodontal). Depois de estabelecer as propriedades, é realizada a aplicação de carga necessária e análise dos resultados. O comportamento dos elementos é definido por equações algébricas, em que estes achados representam a distribuição de tensão e deformação do modelo. Para esta etapa são utilizados principalmente os seguintes softwares: Patran, Nastran, Cosmos e o Ansys. Os resultados são visualizados por escala de cores, onde cada tom, corresponde a uma quantidade de deslocamento ou tensão que foi gerada nas estruturas. Deste modo pode ser detectado como ocorreu o deslocamento, o tipo do movimento realizado, qual região foi mais deslocada, como as tensões foram dissipadas sobre as estruturas do dente, ou qualquer outro objeto de estudo. Essas avaliações são analisadas de maneira tridimensional, nas três direções do espaço (X, Y, Z) em um modelo tridimensional ou em duas direções (X,Y), em modelos bidimensionais. A escala de cores será previamente definida e os valores corresponderão à quantidade de tensão e deslocamento presente no eixo avaliado. Com este método é possível obter a magnitude do deslocamento, independente da direção. Observa-se o maior deslocamento do ponto em direção à resultante dos deslocamentos existentes. Outra análise que pode ser realizada é a análise de Von Misses, que avalia a média das tensões em todas as direções. O MEF possui inúmeras vantagens se comparado a outros métodos de pesquisa, podendo ser utilizado em diversas aplicações(24). Porém para que ocorra a execução do método de forma correta é imprescindível o conhecimento da técnica (11).

3. JUSTIFICATIVA

O aumento da procura de tratamento ortodôntico por pacientes adultos torna frequente a expectativa de movimentação de dentes que apresentam algum tipo de comprometimento radicular. Desta forma, o estudo biomecânico pode contribuir para a compreensão das tensões e deslocamento que ocorrem nestes dentes e estrutura periodontal, com o devido estabelecimento de correlações com a literatura existente. O objetivo então deste trabalho é avaliar *in sílico* (através do método dos elementos finitos) a resposta de forças ortodônticas aplicadas em dente com raiz hígida comparada a dente com reabsorção apical externa. Analisando, a resposta de tensão máxima de cisalhamento, tensão máxima principal, (tração), tensão mínima principal (compressão) e deslocamento máximo no dente e osso cortical alveolar frente às forças ortodônticas de inclinação, translação, extrusão e intrusão.

4. OBJETIVOS

4.1. OBJETIVO GERAL

Avaliar a resposta de forças ortodônticas aplicadas em dente com raiz hígida comparada a dente com reabsorção apical externa *in sílico usando* elementos finitos.

4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Avaliar a influência da reabsorção apical no comportamento biomecânico do dente submetido à forças ortodônticas.
2. Avaliar a tensão máxima de Von Misses e deslocamento máximo no dente, periodonto e osso cortical alveolar frente às forças ortodônticas de inclinação, translação, extrusão e intrusão.
3. Avaliar qual movimento ortodôntico (inclinação, translação, extrusão ou intrusão) gerou maiores valores de tensão no dente e nos tecidos de suporte.

5. HIPÓTESE

As hipóteses nulas (H0) do presente estudo são:

1. A reabsorção apical não influencia o comportamento biomecânico do dente submetido à forças ortodônticas;
2. O tipo de força ortodôntica não influencia o comportamento biomecânico do dente.

6. MATERIAL E MÉTODOS

6.1 Tipologia do estudo

Este trabalho foi aprovado pela Comissão de Pesquisa em Odontologia do curso de Odontologia da UniEVANGÉLICA e pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UniEVANGÉLICA (CAAE: 26335619.1.0000.5076). Trata-se de um estudo experimental *in silico*, que utilizou simulação computacional tridimensional de análise numérica visando avaliar as tensões e deformações no sistema no intuito de entender o efeito de cada fator de estudo do comportamento biomecânico de dentes submetidos a forças ortodônticas com a utilização de tomografias.

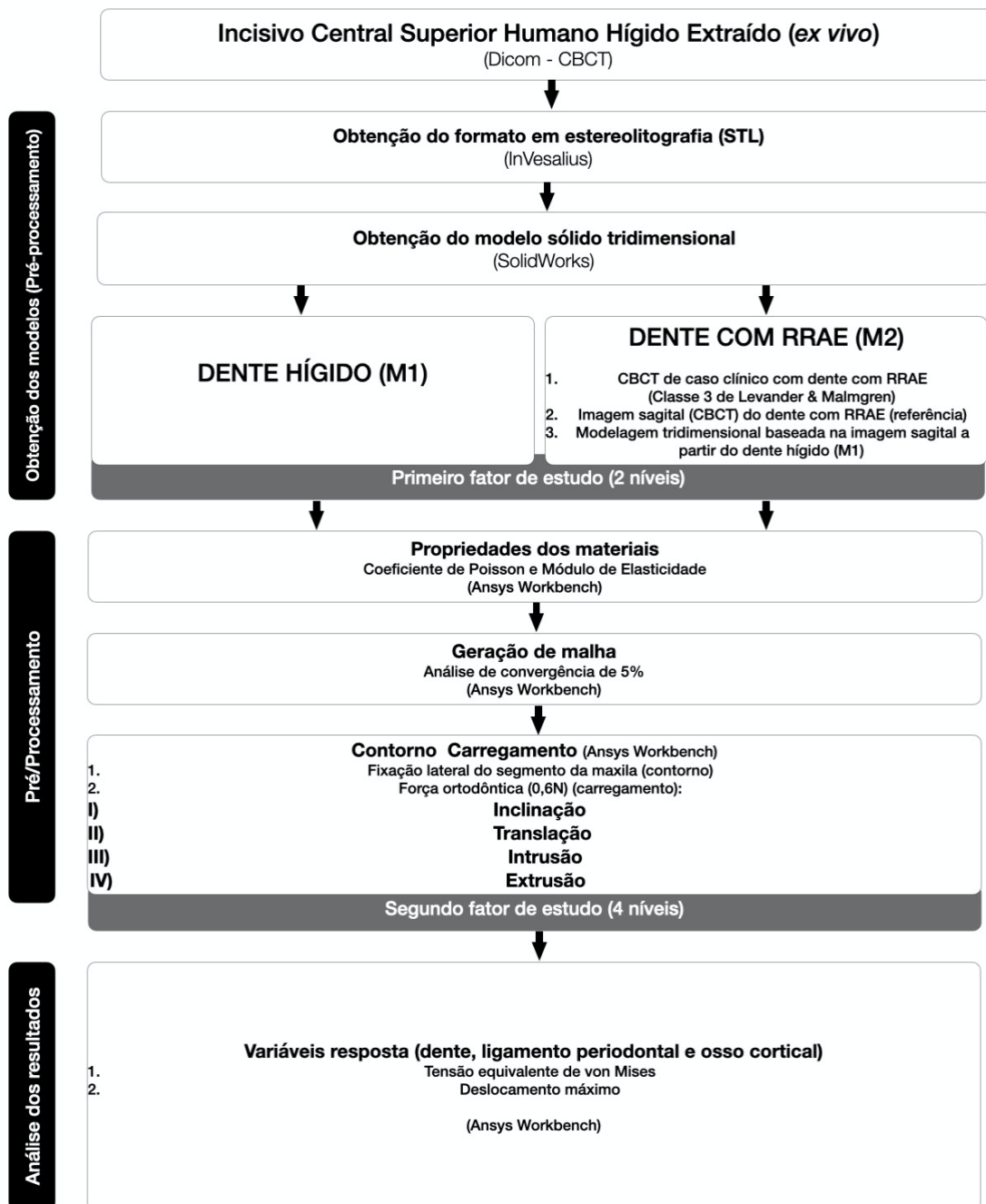


Figura 2: Desenho experimental e fluxograma do estudo.

6.2. Aspectos éticos

Este estudo seguiu a disposição da Resolução MS 466/2012. A coleta de dados (seleção de tomografias) teve início após a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa, sendo que os dados coletados foram utilizados exclusivamente para o propósito deste trabalho.

Este estudo beneficia todos os profissionais da Odontologia, toda a comunidade científica pois fornece maior número de informações a respeito do efeito da aplicação de forças sobre um elemento dentário. Também é beneficiada a comunidade de forma geral, pois mais dados estão disponíveis de forma a permitir um planejamento do tratamento ortodôntico mais eficaz e, conseqüentemente, minimizar o risco de nova reabsorção radicular apical externa em função da aplicação de forças durante o tratamento ortodôntico.

Os pesquisadores solicitaram ao comitê de ética em pesquisa o pedido de dispensa de apresentação dos termos de livre consentimento e esclarecido (TLCE) dos participantes por se tratar de um estudo *in silico* ao qual utilizou simulação computacional tridimensional e as imagens de tomografia computadorizada pertencerem a um banco de exames por imagem de uma clínica privada, além da dificuldade em localizar o paciente ou familiares, pois os mesmos não frequentam regularmente a clínica e muitas vezes o endereço e telefone não são os mesmos .

Os resultados serão divulgados por meio de apresentações em eventos científicos da área odontológica, relatórios científicos e publicação em periódicos especializados.

6.3. Seleção da amostra

Este estudo foi composto por dois modelos tridimensionais de um dente incisivo central superior hígido ou com reabsorção, construídos através de dois processos diferentes. O modelo com dente íntegro, sem reabsorção apical, foi obtido a partir da exportação de arquivos DICOM de uma tomografia computadorizada para software CAD, transformando as imagens em sólidos (esmalte, dentina, polpa dental). Já o modelo com reabsorção apical foi obtido a partir de uma imagem de dente com reabsorção apical classe 3 de Levander & Malmgren, advindas de exame de tomografia computadorizadas de feixe cônico de um banco de dados secundário, de uma clínica de radiologia odontológica. Baseando-se nesta imagem foi realizada a modificação do dente hígido para que este apresentasse reabsorção radicular.

Os critérios de inclusão para a seleção das imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico foram: dente hígido com ápice completamente formados e dente com reabsorção radicular. A seleção das imagens incluiu aquela com alta resolução, com o objetivo de garantir a precisão da análise.

As imagens de tomografia computadorizada utilizadas neste estudo foram obtidas usando um scanner 3D PreXion (Prexion 3d Inc., São Mateo, CA) por meio de um protocolo padrão: espessura - 0,100 mm; dimensões - 1,170 mm x 1,570 mm x 1,925 mm; FOV - 56,00 mm; voxel - 0,108 mm; tempo de exposição - 37s (16 bits); tensão do tubo: 90 kVp; e corrente de tubo: 4 mA.

6.4 Método de Elementos Finitos

A metodologia empregada neste estudo para avaliar a distribuição de tensões e deformações é conhecida como Método dos Elementos Finitos (MEF) em três dimensões. Para que seja possível a realização das simulações pelo MEF são necessários alguns passos: construção do modelo, solução do problema e análise dos resultados. Essas três etapas são também comumente identificadas respectivamente por: pré-processamento, processamento e pós-processamento (25).

Pré-processamento: Consiste na modelagem das geometrias de interesse, assim como na verificação de possíveis inconsistências dimensionais ou geométricas em função das possíveis degenerações causadas pelos processos de importação de imagem. Estágio também de definição das propriedades dos materiais (Módulo de Young e coeficiente de Poisson), os tipos de elementos a serem utilizados na geração de malhas também são definidos nesta etapa. Em seguida, realiza-se a geração da malha de Elementos Finitos. Por fim, delimitam-se as condições de contorno (restrição de movimento e carregamento) para que se possa traduzir o fenômeno a ser apresentado da melhor e mais fiel maneira possível.

Processamento: Após a criação do modelo nas condições experimentais já estabelecidas no pré-processamento, com o processamento numérico, o problema estrutural é solucionado computacionalmente. Obtêm-se os resultados dos campos de tensões e deslocamentos .

Pós-processamento: É a etapa de análise do modelo que, utilizando-se os resultados obtidos, como os campos de tensões e deslocamentos, fornecerá dados qualitativos e quantitativos respectivamente, por meio da visualização gráfica dos campos de tensões (von Misses, máxima e mínima principais, cisalhamento e deformações) e resultados numéricos obtidos na etapa de processamento, permitindo assim, comparação entre os dados.

Para a execução do trabalho, foram utilizados o software InVesalius , o software de modelagem tridimensional SolidWorks 2018 (SolidWorksCorp., Concord, Massachusetts, U.S.A.) e software de análise pelo método dos elementos finitos Ansys (ANSYS Workbench 14, Ansys Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA), em computador Avell G1513 Fox-7, com processador Intel® Core™ i7-8750H Coffee Lake, 9 MB Cache (2.2 GHz até 4.1 GHz com Intel® Turbo Boost); memória RAM 16GB (2x 8GB - Dual Channel) Memória DDR4 (2666 MHz); placa de vídeo dedicada NVIDIA® GeForce® GTX 1050 Ti GPU (4 GB GDDR5 dedicada); armazenamento HD 1TB - 5400 RPM SATA III; monitor 15.6" WVA FULLHD 16:9 (1920x1080p) LED; sistema operacional Windows Home 10 (Portátil Equipamentos de Informática LTDA, Joinville, Santa Catarina, Brasil). A metodologia de confecção do modelo 3D foi obtida através da literatura específica(26). O trabalho foi realizado nas dependências do Centro Universitário UniEvangélica através do acesso remoto pelo aplicativo TeamViewer ao computador da instituição parceira, através da colaboração com a Profa. Dra. Altair Del Bel Cury do Laboratório de Elementos Finitos da Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas (LEF-FOP-UNICAMP)

6.4.1. Pré-Processamento: Modelagem das estruturas

Os modelos tridimensionais de um incisivo central superior foram construídos a partir arquivos DICOM de aquisição tomográfica computadorizada (TC) de um incisivo central humano extraído, (Figura 3) e para o dente reabsorvido uma imagem seccional de uma outra aquisição tomográfica de uma condição clínica com reabsorção foi utilizada para editar o dente íntegro e simular a condição desejada (dente com reabsorção apical). A reconstrução tridimensional (3D) dessas imagens tomográficas em dispositivos sólidos para formatos de arquivos de estereolitografia (STL) foi realizada com o auxílio do software In Vesalius (versão 3.0, 64-bites; Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer, Campinas, Brasil). No software In Vesalius as imagens tomográficas passaram por um processo de segmentação para a separação dos componentes do elemento dental (26). Os arquivos das imagens em SLT foram importados para o software de desenhos assistidos por computador (CAD) SolidWorks 2018 (SolidWorks Corporation, MA, EUA) (Figura 4).

Através do programa de desenho gráfico SolidWorks 2018 (SolidWorks Corporation, MA, EUA) foram confeccionados modelos geométricos de incisivo central superior direito com e sem reabsorção apical, e ambos com um bracket colado em sua face vestibular para aplicação das forças ortodônticas (Figura 5). Os modelos criados no programa SolidWorks 2013 (SolidWorksCorp, Concord, MA, USA) foram exportados para o programa de elementos finitos Ansys Workbench 14.0 (SwansonAnalysis Inc., Houston, PA, USA) no

formato.igs (InitialGraphics Exchange Specification - Especificação inicial de intercâmbio Gráfico) para a análise numérica.

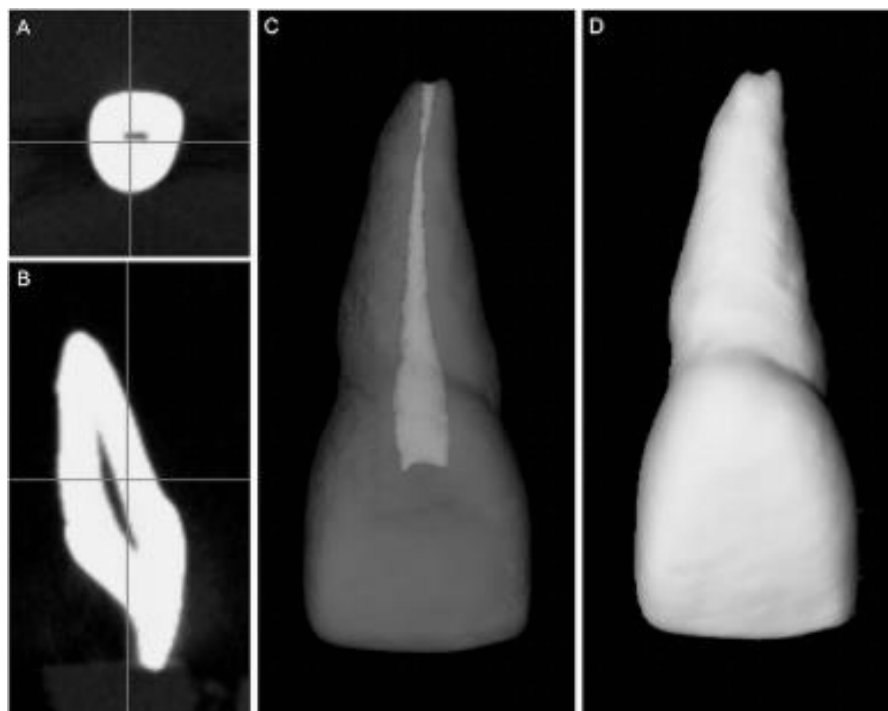


Figura 3: Imagens de tomografia computadorizada de incisivo central superior humano utilizada para a obtenção do modelo hígido.

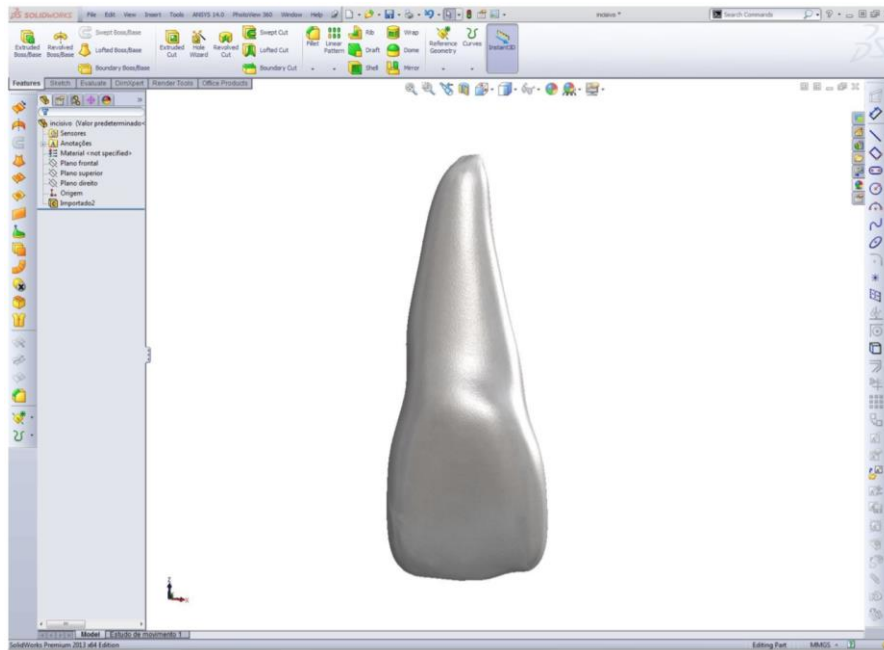


Figura 4: Sólido formado em programa de desenho gráfico tridimensional (SolidWorks) de incisivo central superior humano

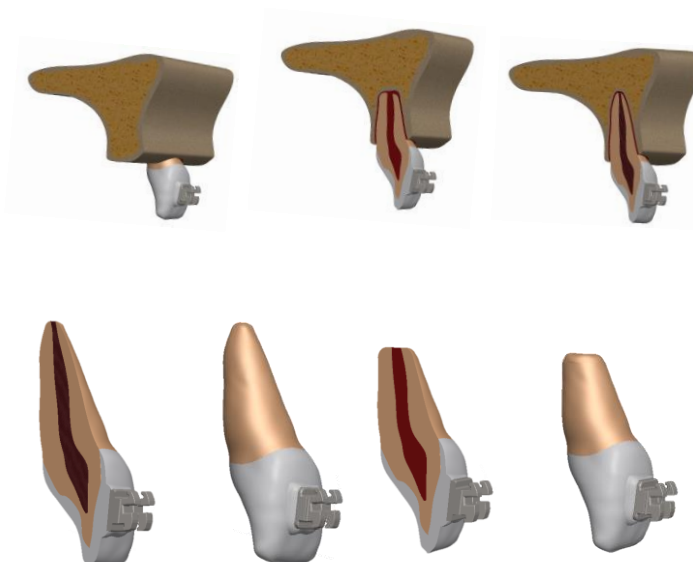


Figura 5: Modelos 3D: Modelo do incisivo central com raiz hígida (M1) e modelo do incisivo central com raiz reabsorvida (M2).

Os componentes utilizados nesse estudo foram: osso cortical, osso medular, ligamento periodontal, esmalte, dentina, resina composta e aço inoxidável. Os dados foram retirados da literatura a fim de obter uma padronização dos mesmos e facilitar comparação de resultados com outros estudos. As propriedades mecânicas de todas as estruturas são as disponíveis na literatura específica (Tabela 1). Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos, linearmente elásticos e contínuos.

Tabela 1. Propriedades mecânicas do esmalte (E), dentina (D), ligamento periodontal (LP), osso trabecular (OT), osso cortical (OC), aço inoxidável (AI) e resina composta (R), definida na etapa de pré-processamento.

Propriedade/Estrutura	<i>E</i>	<i>D</i>	<i>LP</i>	<i>OT</i>	<i>OC</i>	<i>AI</i>	<i>R</i>
Módulo de Young (MPa)	84100*	18600**	50***	1400****	13700****	180.000****	12*****
Coefficiente de Poisson	0.30*	0.30**	0.45***	0.31****	0.33****	0.30****	0,33*****
Densidade	2.14*	2.97**	0.95***	0.70****	2.00****		

*

Fonte: *Zarone et al., 2006 (27) **Sano et al., 1994 (28) ***Rees e Jacobsen, 1997 (29); ****Carter e Hayes, 1977(30). Geramy et al 2002(31).*****Jang et al., 2014(24)Geração da malha.

A malha foi construída através da convergência de análise (5%), a qual se determinou em todos os modelos utilizando um elemento tetraédrico de tamanho de 0,5 mm. Todas as estruturas foram tomadas como unidas (elementos do tipo contact). Os modelos foram definidos fixando as superfícies externas dos segmentos de maxila em todas as direções.

Para definir as condições de contorno e carregamento considera-se uma simulação de situação clínica de movimentação ortodôntica. As interações entre as estruturas deste estudo foram atribuídas como contatos colados ou justapostos, pois impede a penetração, deslizamento ou afastamento entre as superfícies. As faces laterais do segmento de maxila foram consideradas para o suporte fixo.

Foram aplicadas cargas no bracket para simular forças ortodônticas de inclinação, translação, extrusão e intrusão (Figura 6). A força aplicada foi de 0,6N conforme observado na literatura(32, 33). Para inclinação a força foi aplicada no sentido de rotacionar a coroa do dente para vestibular e ápice para lingual (torque lingual da raiz) (Parker & Harris 1998). Para a translação, a força foi aplicada de vestibular para lingual. Para intrusão, a força foi aplicada no sentido de intruir o dente no alvéolo. Para extrusão a força foi aplicada para extrair o dente do alvéolo.

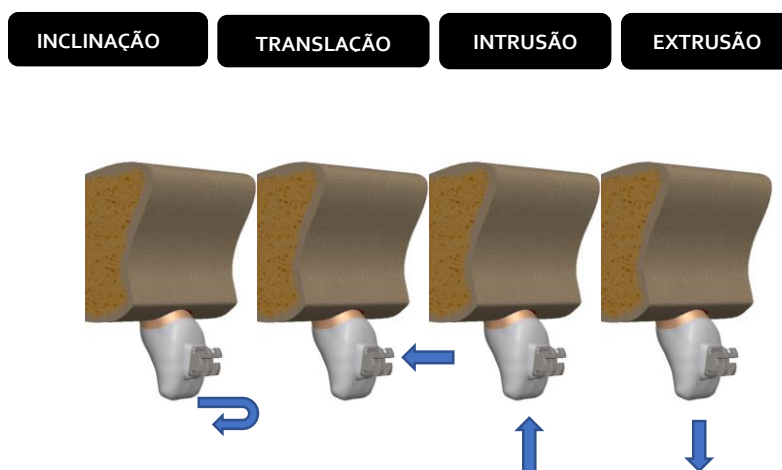


Figura 6: Tipos de força utilizadas

6.4.2 Processamento

Com as condições experimentais já estabelecidas no pré-processamento, após análises preliminares que indicaram a possibilidade de se realizar análise linear neste estudo, os modelos foram submetidos ao processamento das equações numéricas do programa ANSYS Workbench 14 (Ansys Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA), a análise propriamente dita. Os resultados das 8 condições experimentais propostas do campo de tensões foram obtidos e então avaliados os seguintes critérios: tensão equivalente de von Mises e deslocamento máximo para dente, ligamento periodontal e osso cortical. Para a tensão de von Mises, foram feitas as análises quantitativa (valores em MPa) e qualitativa (imagens com distribuição das tensões). Para o deslocamento máximo, foi feita a análise quantitativa apenas.

6.4.3 Pós-Processamento

O resultado do processamento foi avaliado de duas maneiras: análise qualitativa, obtida pela comparação visual das imagens e seus gradientes de cores geradas pelo software de simulação e análise quantitativa ou numérica, onde foi avaliada a distribuição e valor das tensões máximas geradas como resposta biomecânica do sistema.

7 RESULTADOS

Os dados obtidos neste estudo foram tabulados em planilhas utilizando o programa Microsoft Office Excel para Windows (Microsoft Corporation, Washington, EUA). A comparação entre resultados de tensão e deslocamento no osso e no dente, para análise numérica por elementos finitos não necessita de tratamento estatístico, visto que não há média e desvio padrão, nem grupos, mas sim um único modelo para cada situação simulada. Por ser uma análise numérica, caso repita-se a análise, o mesmo resultado será obtido e por esse motivo não é necessário o tratamento estatístico.

Na tabela 2 pode-se observar os valores quantitativos de tensão de Von Misses (em Quilopascal) para as estruturas estudadas. O movimento de inclinação gerou menores valores de tensão em todas as estruturas quando comparado aos demais movimentos ortodônticos simulados. Já o movimento de translação gerou os maiores valores de tensão. Os valores de tensão para dente hígido foram ligeiramente maiores que para dentes com reabsorção apical.

Tabela 2 :Resultados quantitativos para tensão de Von Misses (Quilopascal)

	Von Misses (kPa)							
	DI-Int	DR-Int	DI-E	DR-E	DI-Inc	DR-Inc	DI-T	DR-T
Osso Cortical	140	129	146	129	22	21	180	167
Osso Medular	21	23	21	23	3	3	21	23
Ligamento Periodontal	140	154	144	154	23	24	165	166
Dentina	250	160	257	166	55	40	260	209

Na figura 7 é apresentada a visualização gráfica com escala de cor das distribuições de tensão no osso cortical nos diferentes tipos de movimentos avaliados neste estudo, nos dentes sem e com reabsorção radicular. Maiores concentração de tensão de Von Misses foram encontrados na região cervical vestibular dos modelos submetidos à força de translação, independente da condição da raiz.

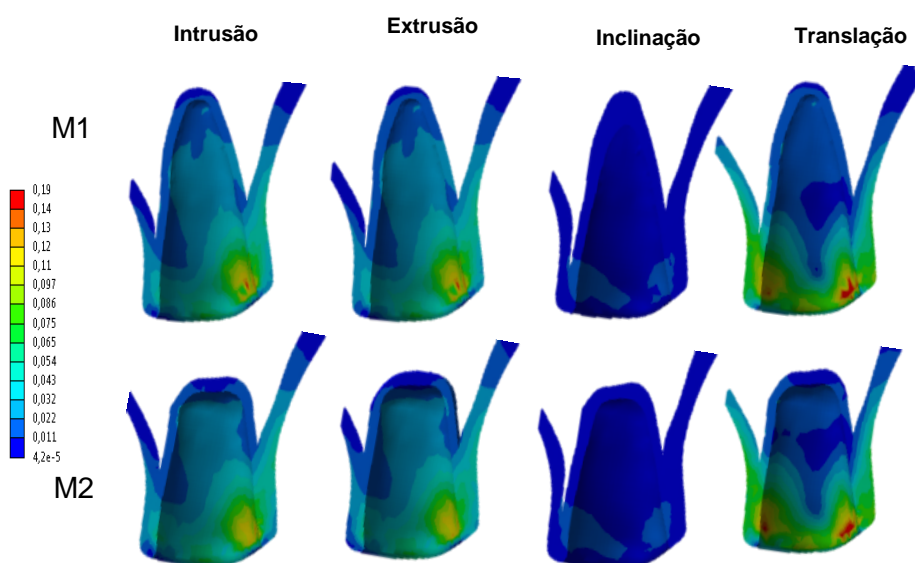


Figura 7. Distribuição de tensão de Von Misses no osso cortical para os 4 tipos de forças ortodônticas e modelo sem (M1) e com (M2) reabsorção apical.

Semelhantemente, para o ligamento periodontal, as tensões de Von Misses se concentraram na região cervical vestibular, principalmente quando aplicadas tensões de translação (Figura 8). A distribuição de tensões no dente é mostrada na Figura 9. Esta se concentrara predominantemente na região cervical do dente.

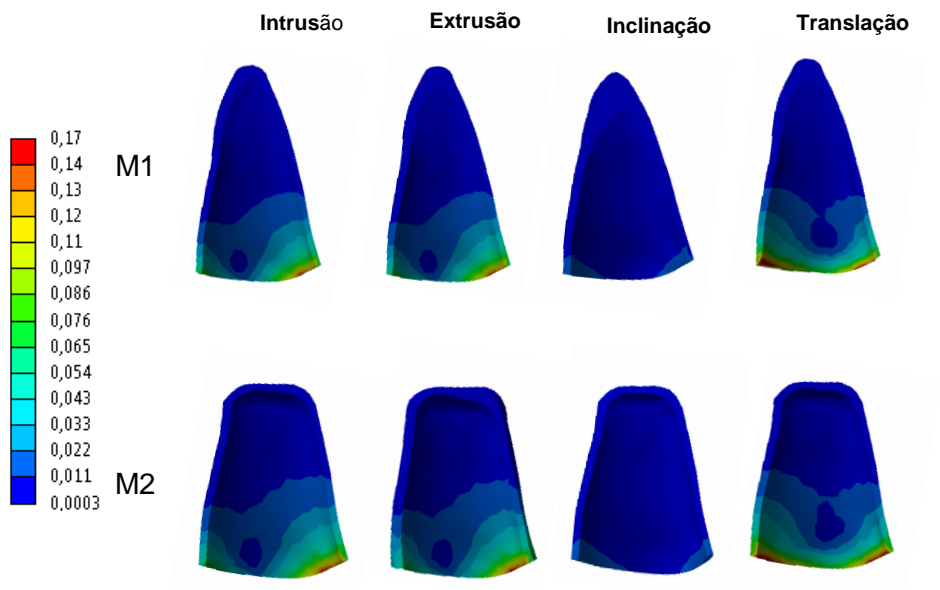


Figura 8. Distribuição de tensão de Von Mises no ligamento periodontal para os 4 tipos de forças ortodônticas e modelo sem (M1) e com (M2) reabsorção apical.

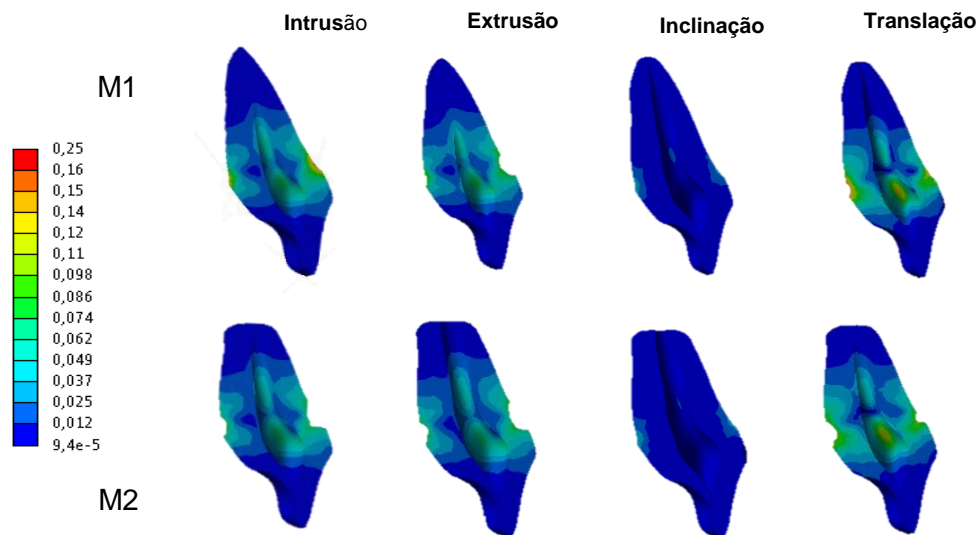


Figura 9. Distribuição de tensão de Von Mises no dente para os 4 tipos de forças ortodônticas e modelo sem (M1) e com (M2) reabsorção apical.

A tabela 3 apresenta os valores encontrados para o deslocamento para cada uma das estruturas estudadas. Pode-se verificar que não houve diferenças significativas quando comparado dente com e sem reabsorção.

Tabela 3. Análise quantitativa de deslocamento (micrômetros)

	Deslocamento em μm (10^{-3} mm)							
	DI-Int	DR-Int	DI-E	DR-E	DI-Inc	DR-Inc	DI-T	DR-T
Osso Cortical (10^{-5} mm)	4,49	4,53	4,49	4,53	0,609	0,622	8,09	8,04
Osso Medular (10^{-5} mm)	3,86	3,88	3,86	3,88	0,517	0,524	6,28	6,28
Ligamento Periodontal (10^{-3} mm)	1,02	1,02	1,00	1,02	0,19	0,19	1,16	1,15
Dentina (10^{-3} mm)	6,87	6,71	6,87	6,71	1,46	1,43	9,12	8,90

8. DISCUSSÃO

As hipóteses nulas (H0) do presente estudo foram parcialmente rejeitadas, pois 1- a reabsorção apical não influenciou significativamente o comportamento biomecânico do dente submetido a forças ortodônticas, no entanto, 2- o tipo de força ortodôntica teve influência significativa.

Neste estudo foi observado que o movimento de inclinação gerou menores valores de tensão em todas as estruturas quando comparado aos demais movimentos ortodônticos simulados. Já o movimento de translação gerou os maiores valores de tensão. Os valores de tensão para dente hígido foram ligeiramente maiores que para dentes com reabsorção apical. Maiores concentração de tensão de Von Misses foram encontrados na região cervical vestibular dos modelos submetidos à força de translação, semelhantemente, para o ligamento periodontal, as tensões de Von Misses se concentraram também na região cervical vestibular. A distribuição de tensões no dente se concentrara predominantemente na região cervical. Quanto ao deslocamento para cada uma das estruturas estudadas, pode-se verificar que não houve diferenças significativas quando comparado dente com e sem reabsorção.

As três respostas biológicas fundamentais resultantes da força ortodôntica incluem formação óssea, reabsorção óssea e reabsorção radicular. As duas primeiras possibilitam a movimentação ortodôntica, e a terceira é um efeito indesejado do tratamento. Este processo de remodelação óssea e das estruturas de suporte é desencadeado pelas alterações na distribuição de compressão e tensão no periodonto (3). Na teoria de Schwartz a RRIO é

relacionada a um alto nível de compressão, onde os capilares sanguíneos são obstruídos até o nível de apoptose dos cementoblastos na raiz radicular (1). Embora a relação do tratamento ortodôntico com reabsorção radicular tenha sido estudada extensivamente, os fatores relacionados à RRIO não foram compreendidos claramente (4). Neste estudo, a análise da correlação entre locais de maior compressão, o movimento executado e a resposta dos modelos com e sem reabsorção radicular, permite uma avaliação para um planejamento e uma conduta mais adequada frente aos retratamentos ortodônticos que porventura necessitem ser realizados sendo necessária a movimentação de elemento dentário com algum comprometimento radicular.

Neste estudo foi avaliado o comportamento biomecânico de dente com raiz hígida comparado a dente com reabsorção, frente aos principais movimentos utilizados na mecânica ortodôntica. A metodologia utilizada foi o método dos elementos finitos (MEF). Esta metodologia permite a investigação de aspectos biomecânicos envolvidos no tratamento ortodôntico, a quantificação e a avaliação dos efeitos das cargas ortodônticas que são aplicadas para obter o movimento dentário (11). De acordo com Penedo *et al.* (2010) o MEF possibilita realizar variadas simulações que envolvem a mecânica ortodôntica.(36) Além disso é utilizado há algum tempo em experimentos relacionados à Odontologia, nas diferentes especialidades, apresentando grande aplicação na Ortodontia (11). Knop *et al.* (2015) relataram que o MEF apresenta a vantagem de ser um método não-invasivo e preciso, que fornece dados quantitativos e detalhados acerca das reações fisiológicas que podem ocorrer nos tecidos (13)

A análise por MEF foi realizada empregando-se uma força ortodôntica de 0,6 N. Este valor foi baseado em estudos prévios (36). Não existe atualmente um consenso sobre o valor exato de uma força ideal. Theodorou *et al.* (2019) concluíram que uma força entre 50 cN e 100 cN (aproximadamente 0,5 N e 10 N) seria uma ótima força para movimentação dentária ortodôntica, trazendo conforto ao paciente e potencialmente com riscos menores de efeitos colaterais (38). O incisivo central superior foi o dente de escolha para a simulação dos movimentos. A literatura demonstra que é o elemento que mais apresenta RRIO(4).

Os movimentos ortodônticos têm sido analisados e alguns reportados relacionando-os com o aumento do risco de reabsorção radicular, como a intrusão, inclinação e movimento de corpo(translação) (40, 41, 44). Diferentes tipos de movimentação ortodôntica podem produzir diferentes tensões em diferentes locais da raiz (40). Desta forma, a configuração do carregamento foi realizada simulando os movimentos ortodônticos convencionais e observando então as respostas em dente íntegro e em dente com RRAE.

Através da análise por elementos finitos pôde se observar que os maiores valores de tensão de Von Misses foram encontrados nos modelos submetidos ao movimento de translação. Neste movimento conhecido por movimento de corpo, a força é distribuída por todo o comprimento do dente. Rudolph *et al.* (2001) em seu estudo por elementos finitos aplicou uma força e simulou os movimentos de intrusão, extrusão, inclinação, rotação e de corpo. No movimento de corpo, a tensão também foi observada através de todo ligamento periodontal e dente. Mesmo que na prática o movimento totalmente de corpo é

irreal, a força aplicada tende a ser mais difusa e menos concentrada. Neste caso a pressão dos vasos é mais aliviada e diminui o risco de morte celular(42).

Com relação à tensão no osso cortical e ligamento periodontal, foi possível observar maior concentração de tensão no modelo de raiz com reabsorção apical em relação ao modelo de raiz hígida, na simulação de todos os movimentos: intrusão, extrusão, inclinação e translação e quando se observa a concentração de tensão na dentina, o resultado foi maior em todos os movimentos no dente hígido. Em seu estudo Rudolph *et al* (2001) observou que no movimento de inclinação a maior tensão foi concentrada na crista alveolar e não no ápice, já no movimento de intrusão a tensão maior se mostrou no ápice radicular. Mathur *et al* (2011) conclui que nos movimentos de corpo e inclinação a maior tensão foi na crista alveolar e nos movimentos de intrusão, extrusão e rotação a maior tensão ocorreu na dentina na região do ápice dentário. Diferente do que se mostrou no presente estudo, Oyama *et al* (2006) ao estudar a morfologia e a distribuição do stress no ápice da raiz, comparou cinco tipos de modelos de formato de raiz(normal, curto, rombudo, ápice curvado) pelo MEF, verificaram então que uma diminuição na proporção da raiz para coroa, aumenta o carregamento na raiz, resultando um stress significativo e conclui que raízes curtas, curvadas e em forma de pipeta apresentam uma carga maior em suas raízes durante a aplicação da força e que estes desvios podem favorecer a reabsorção apical(43).

A tabela 2 apresenta os valores encontrados para o deslocamento para cada uma das estruturas estudadas. Não houve diferenças significativas quando comparado dente com e sem reabsorção. Tanne *et al* (1991)

comparando o deslocamento inicial do dente associado a vários comprimentos de raízes, demonstraram que houve variação, levando a um deslocamento inicial maior em resposta à redução do comprimento da raiz, porém, neste estudo havia uma redução também do nível da altura óssea(44).

Consolaro (2014) afirma que a distribuição difusa de forças aplicadas ao osso e tecido periodontal durante a movimentação ortodôntica tende a não promover áreas extensas de hialinização ou morte de cementoblastos que levam a reabsorção. Entretanto, a distribuição focal dentro de uma área restrita, mesmo em casos de forças de menor intensidade, tendem a induzir extensas áreas de hialinização e morte de cementoblastos, comumente relacionada á reabsorção radicular. Por outro lado, na região cervical, a grande área decorrente do grande diâmetro e da deflexão da coroa, tende a diminuir os efeitos das forças, raramente induzindo morte dos cementoblastos e reabsorção radicular(42).

Apesar de ser um estudo *in silico*, observa-se alguns comportamentos biomecânicos da movimentação ortodôntica que contribuem para um melhor planejamento do tratamento. Nenhum estudo humano sobre RRIO pôde ser realizado em ensaios clínicos randomizados por questões éticas. Cabe ressaltar ainda que os fatores de risco podem influenciar na resposta ao tratamento ortodôntico, que incluem: a duração do tratamento; magnitude da força aplicada, direção do movimento dentário; quantidade de deslocamento apical; método de aplicação de força (contínuo vs intermitente); técnica de tratamento, além de fatores relacionados ao paciente, tais como: história anterior de reabsorção radicular; morfologia da raiz do dente; comprimento e raízes com anomalias de desenvolvimento; influências genéticas; fatores sistêmicos; densidade óssea

alveolar; história anterior de trauma, como comprovam Jung (2011) e Maués(2015).

As respostas dentárias mesmo a forças aparentemente semelhantes podem ser bastante variáveis. No entanto a grande maioria dos pacientes clinicamente apresentam pouca reabsorção e os benefícios estéticos e funcionais do tratamento superam possíveis efeitos não desejados(24).

9. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada neste estudo foi possível concluir:

- A condição de reabsorção apical não influenciou significativamente no deslocamento máximo de todas as estruturas analisadas.
- As raízes com reabsorção apical tendem a concentrar maiores tensões nos tecidos periodontais.
- O movimento de translação foi o que apresentou os maiores valores de tensão tanto no dente quanto nos tecidos de suporte.

10.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Asiry MA. Biological aspects of orthodontic tooth movement: A review of literature. *Saudi J Biol Sci* 2018; 25(6):1027–1032.
2. Li Y, Jacox LA, Little SH, Ko CC. Orthodontic tooth movement: The biology and clinical implications. *Kaohsiung J Med Sci* 2018; 34(4):207–214.
3. Rygh P. Orthodontic root resorption studied by electron microscopy - The Angle Orthodontist, 1977; 47(1):1-16.
4. Jung YH, Cho BH. External root resorption after orthodontic treatment: A study of contributing factors. *Imaging Sci Dent*. 2011; 41(1):17–21.
5. Feller L, Khammissa RAG, Thomadakis G, Fourie J, Lemmer J. Apical External Root Resorption and Repair in Orthodontic Tooth Movement: Biological Events. *Biomed Res Int*. 2016;2016:1-7
6. Feller L, Khammissa RAG, Schechter I, Thomadakis G, Fourie J, Lemmer J. Biological Events in Periodontal Ligament and Alveolar Bone Associated with Application of Orthodontic Forces. *Sci World J*. 2015;2015:1-7.
7. Alfuriji S, Alhazmi N, Alhamlan N, Al-Ehaideb A, Alruwaithi M, Alkatheeri N, et al. The effect of orthodontic therapy on periodontal health: A review of the literature. *Int J Dent*. 2014;2014:1-9.
8. Alikhani M, Chou MY, Khoo E, Alansari S, Kwai R, Elfersi T, et al. Age-dependent biologic response to orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2018;153(5):632–644.
9. Weltman B, Vig KWL, Fields HW, Shanker S, Kaizar EE. Root resorption associated with orthodontic tooth movement: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;137(4):462–476.
10. Ong MMA, Wang H-L. Periodontic and orthodontic treatment in adults. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . 2002;122(4):420–428.
11. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ÊT, Júnior JL. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006;11(2):35-43
12. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. Elsevier; 2014;4(3):200-203.
13. Knop L, Gandini LG, Shintcovsk RL, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in orthodontics. *Dental Press J Orthod*.

- 2015;20(2):119–225.
14. Maués CPR, Nascimento RR, Vilella OV. Severe root resorption resulting from orthodontic treatment: Prevalence and risk factors. *Dental Press J Orthod* .2015; 20(1):52-58.
 15. Sabane A, Patil A, Swami V, Nagarajan P. Biology of Tooth Movement. *Br J Med Med Res*. 2016;16(12):1–10.
 16. Zengo CAN, Pawluk RJ . Stress-induced bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *Am J Orthod*. 1973;64(1):17–27.
 17. Davidovitch EZ, Finkelson M, Steigman, Shulamit, Shanfeld, Montgomery PC, Korostoff E. Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: II. Increase in rate of tooth movement and periodontal cyclic nucleotide levels by combined force and electric current. *Am J Orthod*. 1980;77(1):33–347.
 18. Krishnan V. Root Resorption with Orthodontic Mechanics: Pertinent Areas Revisited. *Aust Dent J*. 2017;62(1):71–77.
 19. Harris DA, Jones AS, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: Part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: A microcomputed tomography scan study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . 2006;130(5):639–647.
 20. Currell SD, Liaw A, Blackmore Grant PD, Esterman A, Nimmo A. Orthodontic mechanotherapies and their influence on external root resorption: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2019;155(3):313–329.
 21. Hartsfield JK, Everett ET, Al-Qawasmii RA. Genetic factors in external apical root resorption and orthodontic treatment. 1998;10(8):1005–1010.
 22. Weiland F. Constant versus dissipating forces in orthodontics: the effect on initial tooth movements and root resorption. *Eur J Orthod*. 2003;25:335–342.
 23. Fernandes LQP, Figueiredo NC, Antonucci CCM, Lages EMB, Andrade I, Junior JC. Predisposing factors for external apical root resorption associated with orthodontic treatment. *Korean J Orthod*. 2019;49(5):310–318.
 24. Parker JRHFE. Directions of orthodontic tooth movements associated with external apical root resorption of maxillary central incisor. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1998;114(6):677–683.

25. Jang Y, Hong HT, Roh BD, Chun HJ. Influence of apical root resection on the biomechanical response of a single-rooted tooth: a 3-dimensional finite element analysis. *J Endod.* 2014;40(9):1489–1493.
26. Assunção WG, Ricardo Barão VA, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, Dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009;20(4):1173–1177.
27. Camargos GDV, Lazari-Carvalho PC, Carvalho MA de, Castro MB, Neris NW, Del Bel Cury AA. 3D finite element model based on CT images of tooth. *Brazilian J Oral Sci.* 2020;19:e208910.
28. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater.* 2006 Nov;22(11):1035–1044.
29. Sano, H., Ciucchi, B., Matthews, W. G., & Pashley DH. Tensile Properties of Mineralized and Demineralized Human and Bovine Dentin. *J Dent Res.* 1994;73(6):1205–1211.
30. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials.* 1997;18(14):995–999.
31. Carter WCHDR. Compact bone fatigue damage—I. Residual strength and stiffness. *J Biomech.* 1977;10(5–6):325–337.
32. Geramy A. Optimization of Unilateral Overjet Management: Three-Dimensional Analysis by the Finite Element Method. *Angle Orthod.* 2002;72(6):585–592.
33. Saga AY, Maruo H, Argenta MA, Maruo IT, Tanaka OM. Orthodontic intrusion of maxillary incisors: A 3D finite element method study. *Dental Press J Orthod.* 2016;21(1):75–82.
34. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Ortodontia contemporânea.* 5. ed, São Paulo:Elsevier;2002.
35. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK, Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(6):791.e11-791.e26.
36. Penedo ND, Elias CN, Christina M, Pacheco T, Gouvêa JP De. 3D simulation of orthodontic tooth movement. *Dental Press J Orthod.* 2010;15(5):98–108.

37. Saga AY, Maruo H, Argenta MA, Maruo IT, Tanaka OM. Orthodontic intrusion of maxillary incisors: A 3D finite element method study. *Dental Press J Orthod.* 2016;21(1):75–82.
38. Theodorou CI, Kuijpers-Jagtman AM, Bronkhorst EM, Wagener FADTG. Optimal force magnitude for bodily orthodontic tooth movement with fixed appliances: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2019;156(5):582–592.
39. Levander E, Malmgren O. Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: A study of upper incisors. *Eur J Orthod.* 1988;10(1):30–38.
40. Mathur AK, Gupta V, Sarmah A, Pai VS, Chandrashekar G. Apical force distribution due to orthodontic forces: A finite element study. *J Contemp Dent Pract.* 2011;12(2):104–108.
41. Gupta M, Madhok K, Kulshrestha R, Chain S, Kaur H, Yadav A. Determination of stress distribution on periodontal ligament and alveolar bone by various tooth movements – A 3D FEM study. *J Oral Biol Craniofacial Res* 2020;10(4):758–763.
42. Consolaro A. Force distribution is more important than its intensity! *Dental Press J Orthod.* 2014;19(1):5–7.
43. Oyama K, Motoyoshi M, Hirabayashi M, Hosoi K, Shimizu N. Effects of root morphology on stress distribution at the root apex. *Eur J Orthod.* 2007;29(2):113–117.
44. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100(1):66–71.