



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE

PAULO HENRIQUE DA ROCHA DUQUE

**BRÁQUETE ORTODÔNTICO COM GANCHO ALONGADO
VERTICALMENTE E SEMI-FLEXÍVEL.**

JUIZ DE FORA

2017

PAULO HENRIQUE DA ROCHA DUQUE

BRAQUETE ORTODÔNTICO COM GANCHO A LONGADO
VERTICALMENTE E SEMI-FLEXÍVEL.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Saúde, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Saúde, área de concentração Saúde Brasileira.

Orientador: Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral

Co-Orientador: Sergio Luiz Mota Júnior

Juiz de Fora

2017

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Duque, Paulo Henrique .

Braquete ortodôntico com gancho alongado verticalmente e semi-flexível / Paulo Henrique Duque. -- 2017.

53 f. : il.

Orientador: Robert Willer Farinazzo Vitral

Coorientador: Sergio Luiz Mota Júnior

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Medicina. Programa de Pós-Graduação em Saúde Brasileira, 2017.

1. Ortodontia. 2. Bráquetes. 3. Análise de elementos finitos. I. Willer Farinazzo Vitral, Robert, orient. II. Mota Júnior, Sergio Luiz , coorient. III. Título.

PAULO HENRIQUE DA ROCHA DUQUE

**BRÁQUETE ORTODÔNTICO COM GANCHO ALONGADO
VERTICALMENTE E SEMI-FLEXÍVEL.**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação em Saúde, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Saúde. área de concentração Saúde Brasileira

09 de Agosto de 2017

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Bruno Salles Sotto Maior
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Sergio Luiz Mota Júnior
Membro Externo

Dedico esse trabalho aos meus pais pelo exemplo de humanismo e dignidade em um mundo tão sem referenciais. Sou privilegiado de ter vocês em minha vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me amparar em todos os momentos e por estar sempre ao meu lado me dando forças e me apontando caminhos de justiça, de verdade, de crescimento e de auto realização genuína.

Agradeço meu orientador professor Robert W. F. Vitral por me abrir essa oportunidade de cursar esse mestrado.

Agradeço ao meu co-orientador e amigo professor Sergio Mota Jr, por me apoiar durante a realização dessa pesquisa.

Agradeço aos meus Pais Tereza e Paulo, pela força, pelo exemplo maravilhoso de caráter, honestidade, amizade e amor.

Agradeço a minha namorada Marina pelo amor e por estar sempre me apoiando em todas as etapas.

Agradeço a minha irmã Ana Cristina por todas as dicas, conselhos e pelo exemplo de professora.

A minha família, avós, tios, primos e amigos que me apoiaram todos os dias.

Ao meu amigo e sócio Alan Schmitt por todos os anos de amizade e por toda parceria que estabelecemos nesse período.

Ao meu amigo e sócio Lucas Costa pela amizade e pela parceria.

Ao professor e amigo Marco Gravina por sempre estar me ajudando, apoiando e por ser um exemplo de profissional.

Ao professor e amigo Marcio Campos por toda ajuda e apoio durante toda minha formação como ortodontista.

Ao professor Marcelo Fraga por todos os ensinamentos dados na pós-graduação de ortodontia.

Aos funcionários da UFJF em geral que me apoiaram com muita boa vontade nesta caminhada.

Aos funcionários do Parque tecnológico do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI) pela boa vontade em me apoiar na realização deste trabalho.

Há muito mais a agradecer, entretanto, não é possível neste espaço agradecer a todos e poderíamos ser injustos, nos esquecendo de pessoas importantes. Assim, finalizamos agradecendo a todos aqueles que, embora não tenham sido nomeados, colaboraram com este estudo.

“Só sabemos com exatidão quando sabemos pouco; à medida que vamos adquirindo conhecimentos, instala-se a dúvida”.

Goethe

RESUMO

Durante o tratamento ortodôntico é frequente que o profissional realize movimentos distais dos dentes. Uma forma eficiente para movimentar um dente sem que inclinações indesejadas aconteçam é aproximar as forças do centro de resistência dentário (CR). Não foi encontrado na literatura citações de bráquetes pré-fabricados com ganchos de altura que permitam que a força aplicada a eles passe pelo CR. Desenvolver um protótipo virtual de um acessório ortodôntico com o gancho alongado verticalmente e realizar testes através do Método de Elementos Finitos (MEF) para avaliar o comportamento biomecânico do dente, simulando três situações de exposição de forças: passando pelo CR, acima do CR e abaixo do CR. Foi desenvolvido um bráquete ortodôntico com uma extensão vertical de 15 mm de altura e 1 mm de diâmetro em sua aleta distal. Através do MEF foi realizada a simulação da aplicação de forças no sentido distal do canino utilizando o bráquete com o dispositivo criado. A criação do protótipo virtual para realização dos testes em MEF foi realizada com êxito. Observou-se que a tendência de deslocamento do canino obteve um maior movimento de corpo quando a força estava passando próximo ao CR.

Palavras-chave: Ortodontia, Bráquetes, Análise de elementos finitos

ABSTRACT

During orthodontic treatment, the professional often performs distal movements of the teeth. An efficient way to move a tooth without undesired inclinations is to approach the forces of the center of tooth resistance (RC). We have not found in the literature quotes of prefabricated brackets with height hooks that allow the force applied to them to pass through the RC. The objective of the present study was to develop a virtual prototype of an orthodontic attachment with the hook vertically elongated and perform tests using the Finite Element Method (FEM) to evaluate the biomechanical behavior of the tooth, simulating three situations of force exposure: passing through the RC, above the RC and below the RC. An orthodontic bracket with a vertical extension of 15 mm in height and 1 mm in diameter was developed in its wings. Through the FEM, the simulation of the application of forces in the distal direction of the canine was performed using the bracket with the created device. The creation of the virtual prototype to perform the MEF tests was carried out successfully. It was observed that the movement tendency of the canine obtained a greater body movement when the force was passing near the RC.

Keywords: Orthodontics, Braces, Finite Element Analysis

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Protótipo 3D do bráquete desenvolvido.	26
Figura 2	Estruturas presentes no modelo criado no programa Invesalius 3.0 beta: A Osso cortical. B Osso trabecular. C Dentes: Incisivo central, Incisivo lateral, Canino e Segundo pré molar. D Aparelhagem ortodôntica, com fio e bráquetes e o bráquete com gancho semi flexível E representação do Alvéolo.	27
Figura 3	Aparelhagem ortodôntica vista frontal e vista oclusal.	29
Figura 4	Condições de contorno: A condição de simetria imposta na sutura intermaxilar (vermelho). B condição de fixação imposta nas suturas da maxila com os ossos do crânio.	31
Figura 5	A força passando a 7mm da haste B força passando a 8,1mm da haste C força passando a 15mm da haste	32
Figura 6	Modelo criado com a malha de elementos finitos instalados.	33
Figura 7	Força situada no ponto 8,1 mm da haste (CR).	34
Figura 8	Tensões de von Mises que mensura as tensões nos materiais metálicos.	35
Figura 9	Tendência de deslocamento quando a força é realizada a 7 mm da haste do bráquete testado	36
Figura 10	Tendência de deslocamento quando a força é realizada a 8,1 mm da haste do bráquete testado (CR).	37
Figura 11	Tendência de deslocamento quando a força é realizada a 15 mm da haste do bráquete testado.	38
Figura 12	Tendência de deslocamento do canino, isolando somente o movimento distal quando a força foi inserida em 7 mm da haste. Visão vestibular e lingual respectivamente.	39

Figura 13	Tendência de deslocamento do canino, isolando somente o movimento distal quando a força foi inserida em 8,1 mm da haste (CR). Visão Vestibular e lingual respectivamente	40
Figura 14	Tendência de deslocamento do canino, isolando somente movimento de movimento distal quando a força foi inserida em 15 mm da haste vestibular e lingual respectivamente.	41
Figura 15	Tensões de von Mises na haste quando a força foi inserida em 7 mm.	42
Figura 16	Tensões de von Mises na haste quando a força foi inserida em 8,1mm.	42
Figura 17	Tensões de von Mises na haste quando a força foi inserida em 15 mm.	43

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	<i>Módulos de Young e Relação de Poisson</i> utilizado no software <i>Ansys Workbench</i>	30
----------	---	----

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

"	Polegada
°	Graus
3D	3 dimensões
BL	Buco-lingual
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
CR	Centro de resistência
CTI	Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer
g	gramas
INPI	Instituto Nacional da Propriedade Industrial
KPa	Kilopascal
MD	Mesio-distal
MEF	Método de elementos finitos
mm	Milímetros
MPa	Megapascal
N	Newtons
N/mm	Newton por milímetro
UFJF	Universidade Federal de Juiz de Fora
X	vezes

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	15
2	PROPOSIÇÃO.....	17
3	REVISÃO DA LITERATURA.....	18
3.1	MECÂNICA ORTODÔNTICA.....	18
3.2	HISTÓRICO DO MEF NA ORTODONTIA.....	19
3.3	APLICAÇÕES PRÁTICAS DO MEF NA MECÂNICA ORTODÔNTICA.....	20
3.3.1	Mecânicas com mini- implantes.....	20
3.3.2	Outras aplicações em ortodontia.....	22
3.4	CENTRO DE RESISTÊNCIA	23
3.5	MEF E MOVIMENTAÇÃO DO CANINO.....	25
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	26
4.1	DESENVOLVIMENTO DO DESENHO DO PROTÓTIPO.....	26
4.2	CONSTRUÇÃO DO MODELO ANATÔMICO PARA TESTE COM MEF.....	27
4.2.1	Pré-processamento.....	29
4.2.1.1	<i>Estabelecendo as forças do sistema.....</i>	<i>31</i>
4.2.1.2	<i>Cálculo do centro de resistência.....</i>	<i>33</i>
4.2.2	Simulação.....	34
4.2.3	Pós-processamento.....	34
4.2.4	Análises das tensões de von Mises.....	35
5	RESULTADOS.....	36
5.1	TENDÊNCIAS DE DESLOCAMENTO DOS DENTES.....	36

5.2	DESLOCAMENTO DO CANINO NO EIXO X.....	39
5.3	TENSÕES DE VON MISSES.....	41
6	DISCUSSÃO.....	44
7	CONCLUSÕES.....	47
	REFERÊNCIAS.....	48
	ANEXO 1.....	51

1 INTRODUÇÃO

Durante o tratamento ortodôntico é comum que o profissional realize aplicações de força com o sentido distal nos elementos dentários (SMITH e BURSTONE, 1984)

Quando a força é aplicada diretamente à coroa do dente, fora do centro de resistência, o elemento dentário tende inclinar e girar. Para movimentar um dente sem que inclinações indesejadas aconteçam, necessita-se de forças que minimizem ou anulem o a tendência do momento, ou aproximem a força aplicada no elemento dentário do centro de resistência do dente. Quanto mais próximo do centro de resistência estiver agindo, maior é o movimento de translação e, conseqüentemente, haverá menos inclinações dentárias (JIANG, KULA e CHEN, 2016; KOJIMA e FUKUI, 2011).

A inclinação dentária pode ser minimizada por ganchos, por meio dos quais as forças aplicadas diretamente a eles, se aproximam do centro de resistência do elemento dentário e conseqüentemente diminuem a inclinação, permitindo o movimento de translação (SMITH e BURSTONE, 1984).

Existem atualmente algumas alternativas para auxiliar na retração de dentes do segmento anterior ou somente dos caninos como bráquetes com ganchos pré-fabricados (MOTOYOSHI, 2011; SUNG *et al.*, 2010), ganchos isolados pré-fabricados que podem ser acoplados aos fios (SUNG *et al.*, 2010), ganchos confeccionados manualmente que são soldados ao fio ou a aleta do bráquete (MOTOYOSHI, 2011; SUNG *et al.*, 2010; MO *et al.*, 2011).

Esses ganchos acoplados aos bráquetes possuem um milímetro de comprimento (JIANG KULA e CHEN, 2016), mas encontramos no mercado e em relatos da literatura citações de bráquetes pré-fabricados com ganchos de altura suficiente que permitam que a força, aplicada a eles passe pelo centro de resistência do dente.

A confecção de bráquetes com ganchos mais extensos tende a permitir o movimento de corpo dos dentes, sob a ação de forças mais altas, sem a necessidade de soldar ou acoplar ganchos extras, acelerando o processo de movimentação dentária e constituindo uma ferramenta útil para o ortodontista.

Os testes de movimentações dentárias podem ser realizados de forma precisa por meio do método de elementos finitos (MEF) que simulem, em programas de computadores, uma situação semelhante ao que ocorre na prática do tratamento ortodôntico (MESTROVIC *et al.*, 2003; XUE *et al.*, 2014 e KNOP *et al.*, 2015).

A utilização do MEF tornou-se uma ferramenta eficaz para a pesquisa biomecânica dentária devido a maior disponibilidade de uso do *software* em modelos biológicos, sendo uma técnica eficaz e não invasiva (MESTROVIC *et al.*, 2003; XUE *et al.*, 2014 e KNOP *et al.*, 2015). Diversos estudos em ortodontia foram feitos com a utilização do MEF para avaliação do comportamento mecânico dos dentes, como por exemplo: estudos com mini-implantes, com barra transpalatina, reabsorção dentária, retração dentária com ganchos, mecânicas com arco de intrusão e pós- tratamento ortodôntico(CHEN 2016; KURODA *et al.*, 2016; PARK *et al.*, 2017; PAPAGEORGIU *et al.*, 2017).

2 PROPOSIÇÃO

Desenvolver um protótipo virtual de um acessório ortodôntico com o gancho alongado verticalmente.

Realizar testes laboratoriais, por meio do método de elementos finitos para avaliar o comportamento do dente em que o novo acessório foi inserido a diferentes situações de aplicação de forças.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 MECÂNICA ORTODÔNTICA

Smith e Burstone (1984) avaliaram a movimentação dos dentes e verificaram que as forças aplicadas produzem movimento de corpo, rotação ou uma combinação de translação e rotação, dependendo da relação da linha de ação da força com o centro de resistência do dente. Concluíram que a movimentação dentária indesejada ou ineficiente durante o tratamento ortodôntico é resultado de variações individuais na resposta biológica e da aplicação indevida de forças, sendo que as aplicações das regras biomecânicas permitem que essa variação seja reduzida ou eliminada.

Lindauer (2001) analisou os principais aspectos que compõem a mecânica ortodôntica e o movimento dentário. Avaliou também os sistemas de forças produzidos por aparelhos ortodônticos, consistindo de forças e momentos, que deslocam os dentes de uma maneira previsível e controlável. No estudo, o autor ratificou que o centro de resistência deve estar localizado entre $\frac{1}{3}$ e $\frac{1}{2}$ da distância da crista alveolar ao ápice da raiz, em dentes com o periodonto saudável. Foi observado que os aparelhos ortodônticos podem ser ativados para gerar o sistema de forças desejado, alcançando assim os objetivos do tratamento predeterminados para os pacientes. Concluiu-se que compreender os princípios biomecânicos subjacentes às ativações dos aparelhos ortodônticos é essencial para a execução eficaz e bem sucedida do tratamento.

Mestrovic *et al.* (2003) utilizaram o MEF para obter uma estimativa do movimento dentário variando os pontos de aplicação de forças. Foi utilizado um canino superior no qual foi aplicada uma força horizontal de 1N em cinco pontos distintos da coroa do dente. A partir das análises dos resultados os autores chegaram à conclusão que o MEF é útil para a verificação dos movimentos dentários em resposta às forças ortodônticas e que o movimento de inclinação é maior quando a força é aplicada mais próxima ao CR.

Oz *et al.* (2012) compararam o comportamento de dois tipos de bráquetes diferentes durante o movimento distal do canino superior. Foram utilizadas forças de

200 g para a movimentação dentária. Os autores avaliaram também influência da fricção no movimento distal do canino sobre os dois tipos de bráquetes. O canino foi tracionado do mini-implante diretamente a coroa dentaria e devido aplicação de força estar longe do CR sofreu inclinações nos dois testes realizados. Após a análise dos resultados os autores não encontraram diferença na taxa de de movimento distal entre os dois tipos de bráquetes.

3.2 HISTÓRICO DO MEF NA ORTODONTIA

Lotti *et al.* (2006) apresentaram um histórico do desenvolvimento do método dos elementos finitos (MEF), que se originou no fim do século XVIII, para solucionar problemas matemáticos, e somente por volta de 1950, com os avanços da tecnologia, passou a ser utilizado de forma mais prática em diversos estudos em áreas da Engenharia, Medicina, Odontologia, entre outras.

Konda e Tarannum (2012) realizaram uma revisão de literatura abordando a importância do uso do MEF dentro da Ortodontia. Os autores concluíram que o MEF é uma ferramenta importante de pesquisa contemporânea para os ortodontistas, pois a biomecânica é usada para descrever as reações das estruturas dentárias e faciais, uma vez que as forças ortodônticas exigem o entendimento da natureza da tensão induzida durante o tratamento e podem ser obtidas de forma excelente através deste método.

Knop *et al.* (2015) estudaram as etapas para realização do MEF, bem como sua aplicabilidade na Ortodontia. Os autores verificaram que o MEF é um importante método experimental que pode esclarecer questionamentos acerca da movimentação dentária, superando as desvantagens de outros métodos, porém para que seja bem realizado é necessário ter um conhecimento do *software* específico para esse fim.

3.3 APLICAÇÕES PRÁTICAS DO MEF NA MECÂNICA ORTODÔNTICA

3.3.1 Mecânicas com mini- implantes

Brettin *et al.* (2008) avaliaram através de MEF a hipótese de que mini-implantes posicionados bicorticalmente proporcionam ao ortodontista uma maior resistência às forças, tendo uma maior estabilidade, comparado a mini-implantes posicionados em uma cortical. Após a análise dos resultados concluiu-se que os mini-implantes posicionados bicorticalmente proporcionam uma ancoragem e estabilidade superiores, reduzindo a tensão no osso cortical quando comparado com os posicionados monocorticalmente.

Gracco *et al.* (2009) analisaram as tensões que ocorrem ao redor de mini-implantes ortodônticos instalados na maxila, quando submetidos a diferentes tipos de forças. O MEF foi utilizado para verificar como esses padrões de tensão se alteraram quando se variou a largura e os níveis de integração óssea. Os resultados revelaram que os mini-implantes de 14 mm apresentaram maiores níveis de tensão e risco de lesões de outras estruturas anatômicas, quando comparado com os mini-implantes de 9 mm.

Kojima *et al.* (2012) realizaram um estudo sobre a relação entre as direções de forças e os padrões de movimento em casos de utilização de mini-implantes. Para a avaliação aplicaram o MEF simulando aplicação de forças no movimento ortodôntico. O comprimento do braço de força (*power arm*) e a posição do miniparafuso foram variados para alterar as direções de força. Os autores verificaram que quando o braço de força foi alongado, a rotação de toda a dentição maxilar diminuiu e os dentes posteriores foram eficazes para prevenir a rotação dos dentes anteriores através de um arco. Quando o mini-implante foi instalado em posição próxima à região apical ocorreu um movimento de corpo do dente mais eficaz.

Liu *et al.* (2012) investigaram através do MEF a qualidade óssea, condições de carga, efeitos biomecânicos de parafuso e profundidade de um sistema de forças associado a utilização de mini-implantes ortodônticos. Os autores construíram um modelo tridimensional com um bloco osteointegrado e mini-implantes, simulando várias espessuras do córtex, densidades ósseas esponjosas, magnitudes de forças, direções, diâmetros, comprimentos de parafusos, e profundidades implantadas de

miniparafusos. Após a análise dos resultados concluíram que o diâmetro do parafuso foi o fator predominante para as respostas mecânicas dos mini-implantes, sendo que tanto a tensão óssea como o deslocamento do parafuso diminuíram com o aumento do diâmetro do parafuso e da espessura do córtex.

Lee *et al.* (2013) estudaram através de MEF o efeito da força de mordida na distribuição de deslocamento e estresse de mini-implantes ortodônticos na região molar de acordo com o local de posicionamento, ângulo de inserção e direção de carga. Através da análise dos resultados os autores sugerem que a colocação dos mini-implantes ortodônticos entre o segundo pré-molar e o primeiro molar com inclinação de 45° em relação ao osso cortical reduz o efeito da força de mordida sobre os mesmos.

Fattahi *et al.* (2012) analisaram através de MEF a tensão óssea e a mecânica que atuam em mini-implantes durante a retração em massa de dentes anteriores maxilares e mandibulares com diferentes angulações de inserção. Foram utilizadas tensões de von Mises para avaliar as tensões dos materiais metálicos do mini-implantes. Os autores verificaram que a colocação de mini-implantes em uma angulação de 90° reduz a concentração de tensão, aumentando assim a probabilidade de estabilização do implante. Essa inserção perpendicular oferece maior estabilidade à carga ortodôntica.

Kuroda *et al.* (2016) avaliaram utilizando MEF a influência do ângulo de posicionamento e da direção da força sobre a estabilidade inicial de mini-implantes ortodônticos. Foram utilizados mini-implantes de titânio de 6 mm de comprimento e 1,4 mm de diâmetro. Foram aplicadas em uma carga de 2 N ao mini-implantes em quatro direções (para cima, para baixo e nos lados direito e esquerdo). Após as análises dos resultados os autores concluíram que o mini-implante inserido obliquamente e seus tecidos circundantes geralmente fornecem ancoragem suficiente para 2 N de carga ortodôntica, porém deve-se ter cuidado para evitar a fratura do mini-implante durante a sua colocação e remoção quando instalados obliquamente.

3.3.2 Outras aplicações em ortodontia.

Kojima e Fukui (2008) analisaram a preservação da ancoragem proporcionada pela barra transpalatina. A análise foi realizada pela técnica de MEF que simulou o movimento de ancoragem por meio de uma força mesial com e sem a barra transpalatina. Os autores chegaram à conclusão que a barra obteve uma ótima preservação da rotação transversal dos primeiros molares, porém não observaram praticamente nenhum efeito na preservação da ancoragem.

Baek *et al.* (2008) compararam um efeito de um arco *multiloop* com um arco sem dobras, durante a distalização dos dentes mandibulares. Através do MEF foi criado um modelo tridimensional do arco inferior sem os terceiros molares, incluindo o ligamento periodontal, osso alveolar e bráquetes *edgewise standard*. Os resultados mostraram que o uso de arcos *multiloop* foi mais uniforme e balanceado quando comparado ao sem dobras.

Kim *et al.* (2010) realizaram um estudo avaliando as condições ideais para se realizar o movimento de retração anterior. Através do MEF desenvolveram um modelo 3D dos seis dentes anteriores e avaliaram as distribuições de forças. Foram realizadas variações no posicionamento dos ganchos soldados ao arco ortodôntico, nas posições mesial e distal do canino e suas alturas foram variadas até chegar a uma posição ideal para a retração de corpo dos dentes anteriores. Quando o gancho foi soldado na mesial do canino, atingiu uma altura ideal de 4,98mm, e na distal do canino, uma altura de 8,21 mm. Após a análises dos resultados os autores concluíram que a altura do gancho deve ser maior à medida que este se move para distal.

Ammar *et al.* (2011) realizaram um estudo com a utilização do MEF simulando uma retração de canino inferior com uso de mini-implantes. Os autores verificaram que aumentar o comprimento do gancho no suporte ortodôntico efetivamente reduziu o estresse do ligamento periodontal do canino. Aumentando a altura do gancho para 7 mm, o estresse foi reduzido até 22 KPa no ligamento periodontal do canino. Por fim, os autores concluíram que o MEF pode ser adaptado como uma ferramenta ortodôntica específica para planejar o movimento de um ou vários dentes.

Tominaga *et al.* (2012) realizaram um estudo através de MEF com o objetivo de esclarecer a relação entre os bráquetes, o arco submetido a uma força de retração, os braços de força acoplados ao fio que afetam a deformação do arco e o movimento dos dentes anteriores na mecânica de deslizamento. A relação entre os braços de força e o bráquete tem um grande impacto no movimento do dente anterior. Além disso, deve ser levado em consideração o centro de resistência, a relação entre *slot*, arco e o torque para prescrever o comprimento do braço de força permitindo o movimento dentário desejado.

Papageorgiou *et al.* (2017) estudaram através do MEF a influência dos materiais que constituem o aparelho ortodôntico (adesivo, suporte, ligadura e fio), sobre deslocamento dentário e tensões desenvolvidas após a aplicação do torque. Os autores verificaram que todas as propriedades dos materiais do aparelho ortodôntico e os seus componentes devem ser considerados durante a aplicação do torque.

3.4 CENTRO DE RESISTÊNCIA

Vollmer *et al.* (1999) teve como objetivo analisar a influência dos parâmetros geométricos e materiais do canino sobre a mobilidade dentária inicial e os perfis de estresse e de tensão no ligamento periodontal. No decorrer deste estudo, o comportamento bidimensional foi assumido para a propriedade mecânica do periodonto. O através do MEF foi criado um modelo de um canino superior com raiz de 19,5mm. O CR encontrado nesse modelo foi de 8,2mm do centro da coroa. Assim, o centro de resistência de um canino parece estar localizado em torno de dois quintos do comprimento da raiz.

Kojima e Fukui (2011) simularam através do MEF uma movimentação dentária na maxila, e esclareceram as diferenças entre o movimento ortodôntico dentário inicial e o de longo período. A força aplicada no canino para movimentação inicial foi de 2 N. O CR de dentes múltiplos conectados com um arco foi definido da mesma maneira que um único dente. Foram utilizadas simulações de tentativa e erro para a localização do CR. O padrão de movimento e a localização do centro de resistência

no movimento de longa duração foram quase iguais aos do movimento inicial do dente, assumindo que o arco era um material rígido.

Dathe *et al.* (2013) avaliaram que o centro de resistência é um conceito em ortodontia usado para descrever o movimento dentário sob cargas e é comumente usado para prever qualitativamente o movimento dentário sem recorrer a equações ou simulações complexas. Os autores mostraram que o ponto do CR só existe em duas dimensões ou em uma configuração espacial muito específica e não encontraram o CR em três dimensões. Foi concluído que o conceito de CR deveria ser substituído por um conceito melhor e mais amplo, que é o de centro de elasticidade associado com o raio de resistência.

Viecilli, Budinman e Burstone (2013) testaram a hipótese de que o CR não existiria em espaço tridimensional. Através do MEF compararam o movimento dos dentes usando diferentes combinações de eixos de resistência como referências. Verificaram que os eixos de rotação gerados não se cruzaram em 3 dimensões, portanto, eles não determinam um CR tridimensional. Os eixos de resistência tridimensionais, ou as suas interseções de projeção bidimensional, devem ser usados para planejar o movimento de um dente.

Kula e Chen (2016) desenvolveram através do MEF um método para estimar a localização do centro de resistência (CR), mesial-distal (MD) e buco-lingual (BL), a partir da imagem do dente. Os autores verificaram que a localização do centro de resistência de um canino nas direções mesio-distal e buco-lingual são ligeiramente diferentes. Além disso, o centro de resistência altera também de acordo com o tamanho do dente podendo estar entre 62,2% a 52,1% medido da ponta da cúspide do canino em direção ao ápice da raiz.

3.5 MEF E MOVIMENTAÇÃO DO CANINO

Fisher (2007) avaliou a eficácia de uma técnica cirúrgica no tracionamento de caninos situados no palato, sendo que estes foram tracionados utilizando uma força de 60 g. Após a análise dos resultados concluíram que o conceito de uma técnica cirúrgica assistida por corticotomia ajuda a reduzir o tempo de tratamento ortodôntico para caninos impactados.

Tominaga *et al.* (2009) avaliaram com MEF as distribuições de forças que ocorrem nos dentes anteriores, quando aplicado uma força de retração no gancho soldado no arco. Variaram as alturas dos ganchos entre 0 a 12 mm, posicionamento mesial e distal do canino e utilizaram forças de 150 g no canino, durante o movimento distal do canino. As análises dos resultados indicaram que o gancho soldado na mesial do canino fornece ao ortodontista maior controle de inclinação dos dentes anteriores e a altura onde foi observada um movimento de corpo no gancho de 11 mm.

Lopes (2011) analisou através do MEF como ocorreram as distribuições de tensões nos dentes, osso e aparelho ortodôntico, durante a fase de retração dentária, com uma força de 150 g em um caso com extração de primeiro pré-molar. Simularam duas posições de ganchos (mesial e distal) e duas alturas (4 mm e 9mm). O autor utilizou von Mises para avaliar as tensões tanto de materiais ducteis quanto para biomateriais. Após a análise dos resultados, o autor observou que os modelos com ganchos de 4 mm apresentam distribuições de tensões mais uniformes e os dentes que sofreram maiores concentrações de tensões foram os situados na mesial do canino.

Cai *et al.* (2015) utilizaram o MEF para investigar os deslocamentos e estresses no ligamento periodontal do canino durante os movimentos de translação, inclinação e rotação. Foram observados deslocamentos máximos na coroa e na região central do dente e também foram encontradas tensões de Von Misses máximas na região cervical do dente. Por fim, os autores concluíram que a aplicação de força influencia significativamente nas distribuições das tensões no ligamento periodontal do canino.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 DESENVOLVIMENTO DO DESENHO DO PROTÓTIPO

O projeto arquitetônico do bráquete foi desenvolvido pelo Grupo de Pesquisa em Inovações para Ortodontia (CNPq) da UFJF com a utilização do *software AutoCad 2013* para *Windows*. (BORIE *et al.* 2016)

Foi criado um bráquete ortodôntico, com bráquetes com altura de 3,75mm e 3,25mm de largura, aletas com 0,5mm cada aleta e *slot* 0,022"x 0,030", como material do tipo aço inoxidável (BAEK *et al.* 2008), sem torques adicionados, com uma extensão vertical 15 mm de altura e 1 mm de diâmetro que foi acoplada à aleta distal. O objetivo desta haste é de permitir, que a força passe o mais próximo possível do centro de resistência, e de forma perpendicular ao longo eixo do dente (ponta da cúspide ao ápice radicular). Foi inserida, na terminação final da haste, uma esfera metálica arredondada de 1 mm de diâmetro com a função de reduzir traumas na mucosa do paciente (Figura 1).

No Dia 16 de Junho de 2016 foi aceito pelo Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI) o depósito de patente do acessório ortodôntico testado neste presente estudo com o protocolo BR 20 2016 013991 6.

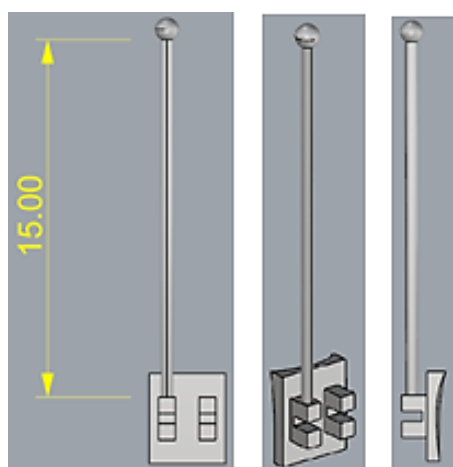


Figura1. Protótipo 3D do bráquete desenvolvido.

4.2 CONSTRUÇÃO DO MODELO ANATÔMICO PARA TESTE COM MEF

A etapa de construção do modelo anatômico foi realizada em conjunto com o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), situado na cidade de Campinas, São Paulo, Brasil.

Para a realização dos testes, utilizou-se um modelo que foi criado tendo como base uma média anatômica de 100 tomografias computadorizadas *multislice* pertencente a um banco de dados do CTI no qual simularam o tamanho e as densidades das estruturas orofaciais.

Como o intuito de confeccionar a imagem tridimensional deste modelo foi utilizado o programa *Invesalius 3.0 beta* versão 4 para *Windows*, (BORIE *et al.* 2016) que tem a função de converter imagens de tomografias computadorizadas em imagens 3D. O modelo se caracteriza pelo desenho tridimensional de uma hemimaxila composta por osso trabecular e cortical, incisivo central, incisivo lateral, canino, segundo pré-molar, com um espaço no local do primeiro pré-molar (correspondente à extração deste dente). A região onde ocorreu remoção do primeiro pré-molar superior direito, foi preenchido por osso trabecular (Figura 2).

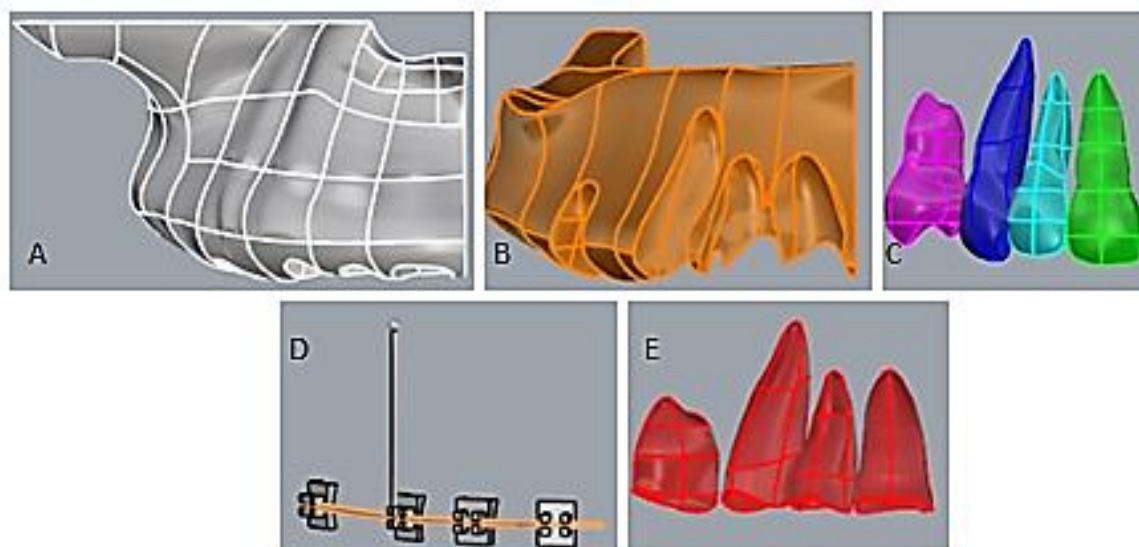


Figura 2. Estruturas presentes no modelo criado no programa *Invesalius 3.0 beta*: A Osso cortical. B Osso trabecular. C Dentes: Incisivo central, Incisivo lateral, Canino e Segundo pré molar. D Aparelhagem ortodôntica, com fio e bráquetes e o bráquete com gancho semi flexível. E representação do Alvéolo.

Em seguida, o mesmo foi transferido para o programa *Rhinoceros 3D* (BORIE *et al.* 2016) para *Windows* que através do processo chamado *biocad*, a representação da hemi-maxila passou por um refinamento das estruturas em 3D. Neste *software*, foi realizada uma melhor definição com inserções dos dentes e determinação das espessuras do osso cortical de 2 mm. Neste momento houve a inserção dos dentes presentes (incisivo central, incisivo lateral, canino, e segundo pré-molar) nos alvéolos do lado esquerdo do hemi-arco. Não ocorreu a separação do que é esmalte e dentina, pois a intenção foi somente avaliação de movimentação e não a análise individual do comportamento dessas estruturas. O espaço do ligamento periodontal estabelecido foi de 0,2 mm e lâmina dura de 1mm.

Após a definição das estruturas anatômicas foi incluído o sistema de aparelhagem ortodôntica no hemi-arco: com bráquetes com altura de 3,75mm e 3,25mm de largura, aletas com 0,5mm cada aleta e *slot* 0,022"x 0,030", sem torques adicionados, com material do tipo aço inoxidável, instalados no incisivo central, lateral e segundo pré-molar (BAEK *et al.* 2008). No canino, foi inserido o bráquete testado com o gancho alongado e semiflexível.

Nesta etapa, todos os bráquetes foram posicionados conforme os padrões de colagem, no longo eixo do dente (incisal / ápice da raíz) e nas alturas especificadas para cada dente, sendo colado no incisivo central em 4 mm; incisivo lateral em 3,5 mm; no canino em 4,5 mm e no pré-molar em 4 mm (BAEK *et al.* 2008). A referência para a colagem foi a partir da borda incisal ou cúspide na superfície vestibular. Este processo de posicionamento dos bráquetes ocorreu no *software Rhinoceros 3D* para *Windows* onde era possível a determinação exata desta medida, através de régua milimetrada própria do *software*.

Foi inserido ao sistema uma representação do fio retangular 0,019"x 0,025" de aço, que foi posicionado no *slot* dos bráquetes do sistema apresentado (Figura 3) (OZ *et al.* 2012). Após a inserção do fio estabeleceu-se a posição dos dentes com todos os slots nivelados por esse fio e o LP foi compensado após o alinhamento e nivelamento.

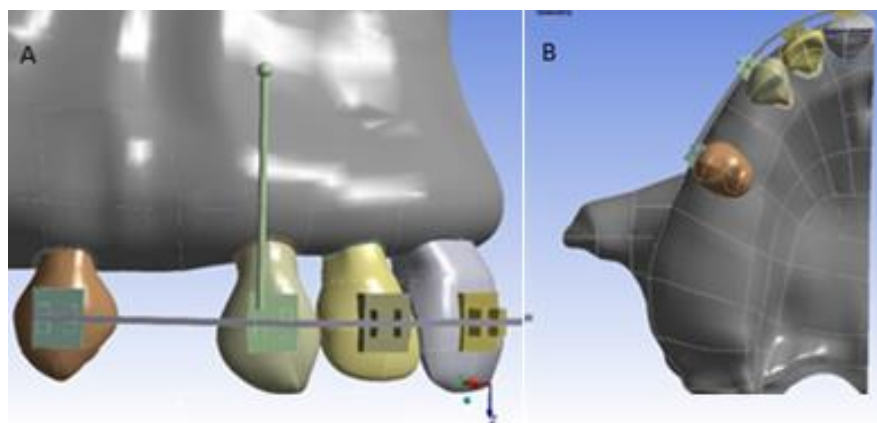


Figura 3. Aparelhagem ortodôntica posicionada nos dentes. A: vista lateral B: vista oclusal.

Terminada a geometria no *Rhinoceros*, os dados foram exportados em uma extensão “*step*” para o *software Ansys Workbench* ®17.0 para *Windows* que é o programa no qual realizou-se o MEF. (KOJIMA E FUKUI 2011 e KOJIMA E FUKUI 2012)

Dentro deste *software* o processo foi dividido em 3 etapas distintas: pré-processamento, simulação e pós-processamento.

4.2.1 Pré-processamento

Nesta primeira etapa foram inseridas as propriedades de todas as estruturas que compõe o modelo da hemi-maxila: dente, ligamento periodontal, osso cortical e trabeculado com os valores reportados na literatura como apresentados no quadro 1.

Para cada estrutura foi atribuída uma propriedade específica com Módulos de Young e Relação de Poisson. Essas propriedades são os comandos dados ao *software* que permite o entendimento das propriedades mecânicas de cada estrutura presente no sistema.

Estrutura	Módulo de Young (Mpa)	Relação de Poisson
Dente	20300	0,26
Ligamento Periodontal	0,667	0,49
Osso Esponjoso	13400	0,38
Osso Cortical	34000	0,26
Fio	179000	0,33
Bráquete	205000	0,3

Quadro 1: Módulos de Young e Relação de Poisson utilizado no software Ansys Workbench Fonte: Geramy et .al (2012).

Após a determinação das propriedades mecânicas, foram especificadas as condições de contorno que são indicações de interação entre todas as estruturas sólidas do sistema, ou seja, limitam e regulam as relações entre os sólidos presentes. Isso se faz necessário para aproximar a atuação das estruturas computadorizadas ao comportamento real das estruturas orofaciais.

A primeira condição imposta é a de fixação. Esta condição está presente em todas as suturas da hemi-maxila. Ela indica que no local onde foi determinada essa condição existe um alto grau de resistência e uma imobilidade deste segmento. O intuito de inserir a fixação foi de simular a rigidez das estruturas onde a hemi-maxila está inserida no crânio (Figura 4 A).

Outra condição imposta foi a de colagem. Ela foi inserida entre o osso cortical e o osso trabecular; entre os bráquetes e dente e nas terminações do fio. As estruturas que estão submetidas a esta condição estão intimamente aderidas umas nas outras eliminando a possibilidade de deslizamento e afastamento entre elas.

O deslizamento foi a condição imposta entre fio e os bráquetes e entre os dentes e o osso. As estruturas submetidas a esse comando passam a poder deslizar entre si, permitindo que o dente se movimente e que o *slot* do bráquete deslize sobre o fio e considerando a fricção existente em uma movimentação dentária real. Neste caso da simulação não ocorre a possibilidade de nenhum afastamento entre as

estruturas tal como vemos clinicamente, impedindo assim o giro do dente, no seu longo eixo, simulando uma amarração da aleta distal do canino.

A última condição imposta foi a da simetria. Este comando foi determinado na sutura intermaxilar e representa o espelhamento das estruturas: Todas as estruturas que estão representadas do lado esquerdo estão igualmente presentes no lado direito. Este recurso tem como função obter a representação da hemi-maxila direita sem aumentar o número de estruturas presentes do sistema. Essa condição permite diminuir a quantidade de estruturas do modelo dando maior ênfase na região de interesse e conseqüentemente reduz o número de elementos e de nós, levando a uma maior precisão dos resultados finais. (Figura 4 B).

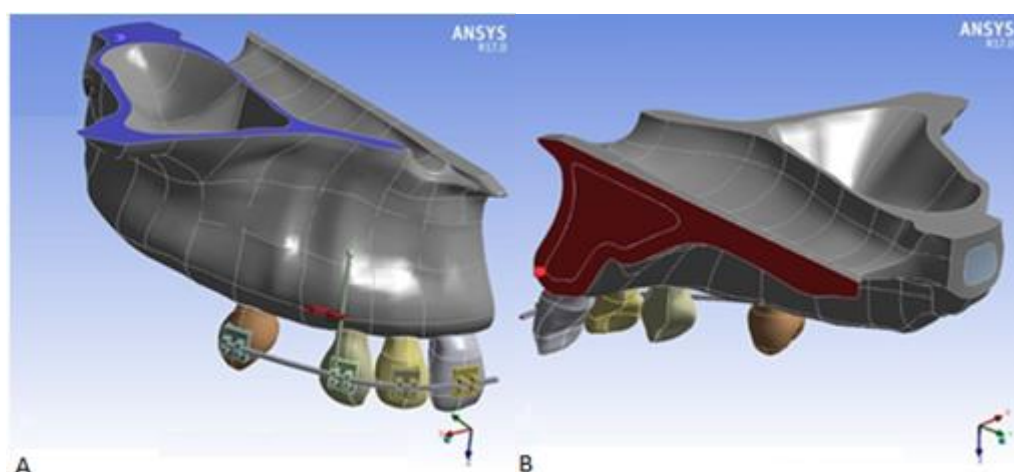


Figura 4. Condições de contorno: A condição de fixação imposta nas suturas da maxila com os ossos do crânio. B condição de simetria imposta na sutura intermaxilar.

4.2.1.1 Estabelecendo as forças do sistema

Uma força contínua de vetor perpendicular à haste do bráquete testado foi aplicada para o movimento distal do canino, tendo coeficientes e características que simulam uma mola de níquel titânio. Este vetor aplicou 1,5 N de forma constante representando uma força ideal para a movimentação de corpo do canino. (JEONG *et al.* 2009 e KOJIMA e FUKUI 2011).

A primeira simulação realizada foi com a força passando perpendicular à haste do bráquete situado no canino, na altura de 15 mm, no último ponto da haste. Na

segunda simulação, a força foi realizada também de forma perpendicular à haste na altura de 7 mm, que representa o primeiro ponto onde é possível, neste modelo, uma força perpendicular em alguma ancoragem fixa ao osso e uma terceira passando pelo centro de resistência do canino que foi calculado e definido previamente. (Figura5)

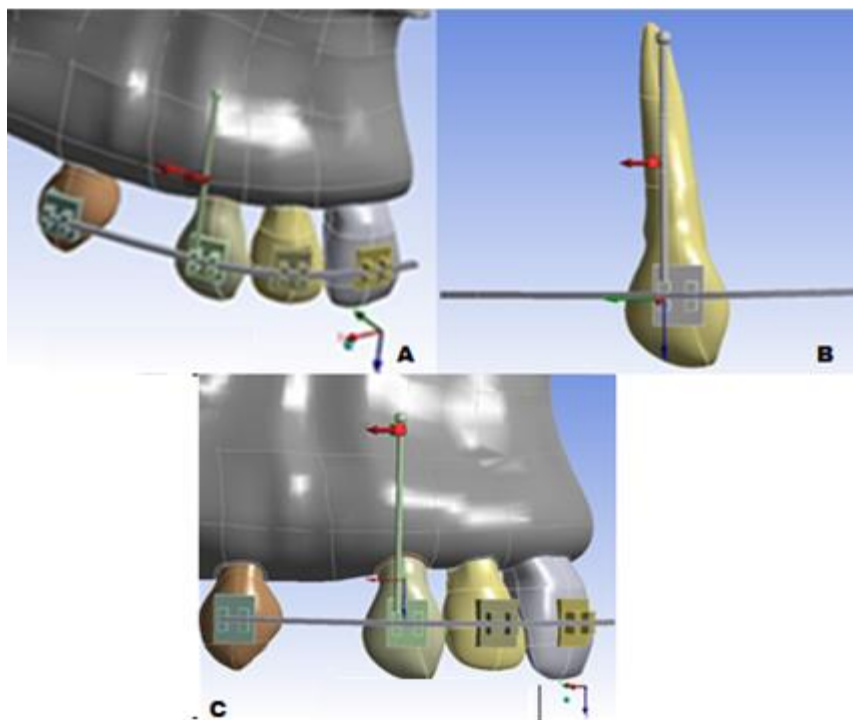


Figura 5: A força passando a 7mm da haste. B força passando a 8,1mm da haste. C força passando a 15mm da haste

Após a criação dos modelos ocorreu a inserção da malha de elementos finitos. Foram utilizados elementos tetraédrico com 10 nós. Todos os três modelos possuíram as mesmas especificações: 1 milhão 373 mil 235 nós e 883 mil 473 elementos (Figura 6).

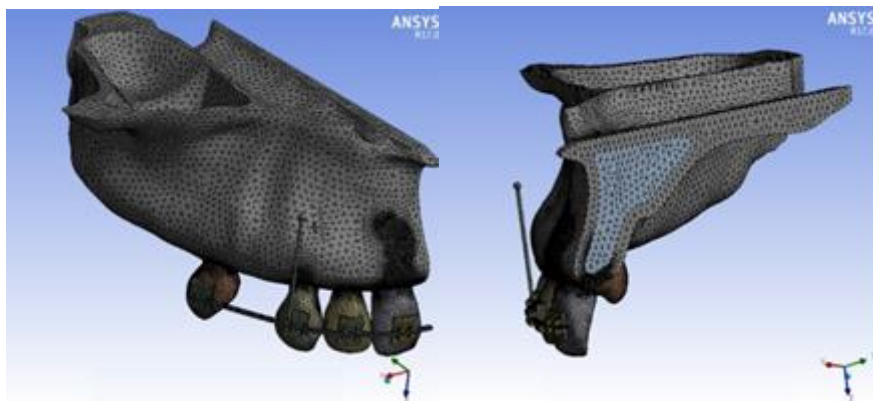


Figura 6. Modelo criado com a malha de elementos finitos instalados.

4.2.1.2 cálculo do centro de resistência

Através do método de tentativa e erro proposto por Jeong (2009) e também utilizado por Kojima e Fukui (2011), foi realizado o cálculo prévio do centro de resistência. Foram executadas simulações no programa *Ansys Workbench* para *Windows*.® 17.0/17.2 para verificar em qual região que, quando a força era inserida, ocorreria a menor tendência de giro do canino que apresentava uma altura de 22,46 mm, indo da ponta do ápice da raiz até a ponta da cúspide. Após seguidas tentativas, com forças perpendiculares ao longo eixo do dente (cúspide-ápice) de 1,5 N, do CR deste dente foi alcançado quando a força foi realizada em 8,1 mm da haste do bráquete, pois neste ponto encontrou-se a menor tendência de giro ($0,028^\circ$) (Figura 7).

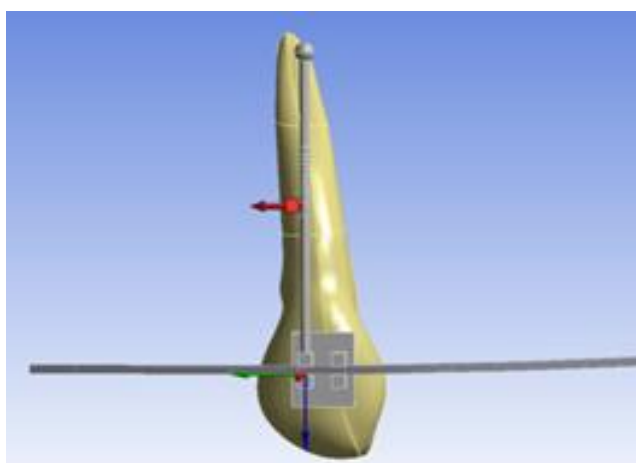


Figura 7. Força situada no ponto 8,1 mm da haste (CR).

Foram analisados através de imagens pelo programa *Ansys workbench* 17.0/17.2 os movimentos dentários quando as hastes dos bráquetes foram submetidas a forças perpendiculares ao longo eixo do dente em 7 mm; 8,1 mm e 15 mm. Sendo realizado o teste de elementos finitos para cada situação descrita.

4.2.2 Simulação

Através do método de elementos finitos, foi realizada a simulação de três movimentações distintas do canino para distal utilizando o bráquete com o dispositivo testado: a primeira com a força perpendicular a haste, passando em 7mm, a segunda força no mesmo sentido e direção em 8,1 mm (CR) e a terceira também no mesmo sentido e direção em 15 mm, tendo como referência o comprimento vertical da haste testada .

Após a simulação da movimentação foram evidenciadas todas as forças presentes no sistema o que permitiu a visualização dos efeitos desta movimentação, assim como o comportamento do dispositivo desenvolvido.

A simulação representa a execução do programa para obter o resultado final. A função desta etapa foi calcular, através do *software*, todas as condições que foram propostas no pré-processamento e prover um resultado coerente.

4.2.3 Pós-processamento

A etapa do pós-processamento consistiu na análise técnica para verificar se todas as condições impostas na etapa de pré-processamento foram refletidas no campo de deslocamento durante a etapa de simulação. Esta etapa teve como principal objetivo verificar se ocorreu algum tipo de erro nos resultados e se necessário realizar ajustes para uma nova simulação, caso fosse constatado alguma falha.

4.2.4 Análises das tensões de von Mises

Para os materiais metálicos como bráquetes, haste e arco ortodôntico foram utilizadas as tensões de von Mises que levam em consideração as tensões de tração, compressão e cisalhamento. Sua função é determinar qual a região do material em análise sofreu uma maior sollicitação e alertar se há uma tendência de deformação permanente do material. Forças menores que 1000 Mpa são consideradas ideais para que não ocorra uma deformação permanente (Figura 8).

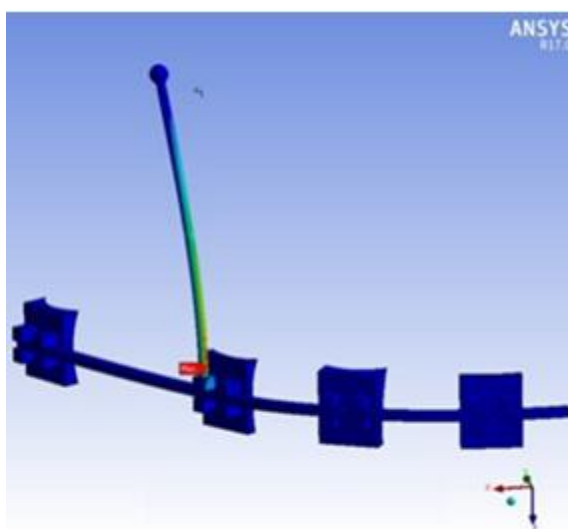


Figura 8. Tensões de von Mises que mensura as tensões nos materiais metálicos.

4.2.5 Análise da tendência de deslocamento

Foi verificada as tendências de deslocamentos de todos os dentes presentes no sistema. As cores representadas foram variadas em roxo, que representa o máximo de tendência de deslocamentos e bege que representa o mínimo de tendência de deslocamento dos dentes apresentados, ou seja, quanto mais próxima a cor roxa, maior a tendência de deslocamento dos dentes presentes neste sistema e quanto mais próximo ao bege, menor é a tendência de deslocamento.

5.RESULTADOS

5.1 TENDÊNCIAS DE DESLOCAMENTO DOS DENTES

Na figura 9 está representada a tendência de deslocamento quando a força de movimento distal do canino foi realizada em 7 mm da haste. Observou-se que as regiões de maior tendência de deslocamento são as apresentadas em amarelo; região disto coronal do canino, no terço incisal da coroa do segundo pré-molar. Já as regiões que apresentaram menor tendência de deslocamento estão representadas na cor azul, sendo a região radicular do incisivo central, $\frac{2}{3}$ apical do incisivo lateral; ponta do ápice do canino e pequena porção mesio-apical do segundo pré-molar.

A avaliação geral das forças às quais o canino foi submetido mostra uma tendência próxima a zero do ápice e uma tendência maior de deslocamento disto coronal, sendo assim, verificou-se uma tendência de movimento pendular, com a coroa tendendo a um maior deslocamento que a raiz.

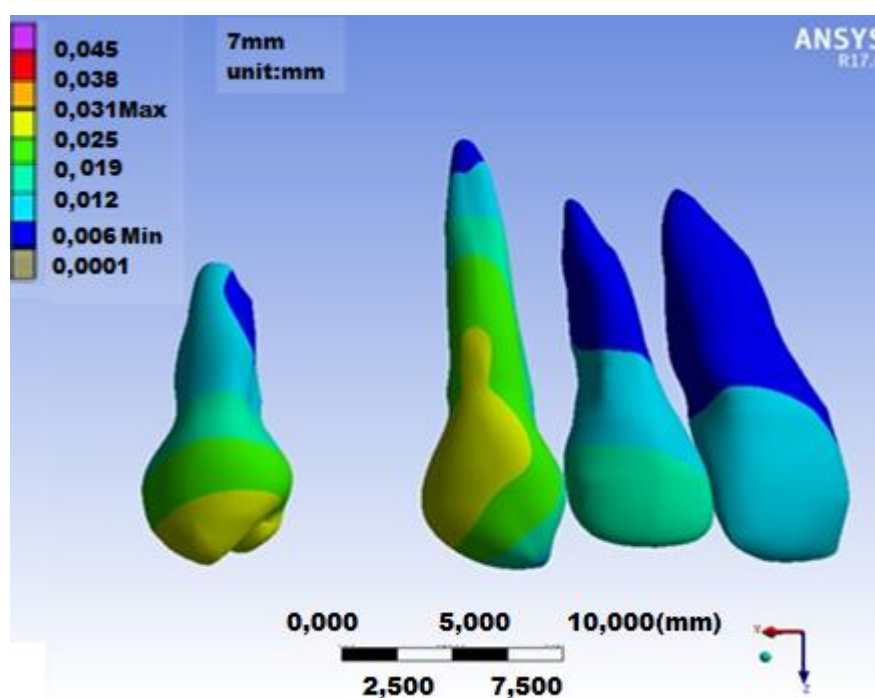


Figura 9: Tendência de deslocamento quando a força é realizada a 7 mm da haste do bráquete testado.

Na figura 10 está representada a tendência de deslocamento quando a força foi realizada em 8,1 mm da haste, o mais próximo do centro de resistência. Observa-se que as regiões de maior tendência de deslocamento são as apresentadas em vermelho que se restringiu a pequena região distal do canino e no terço oclusal da coroa do segundo pré-molar.

Já as regiões que apresentaram menor tendência de deslocamento estão representadas na cor azul: $\frac{3}{4}$ da região radicular do incisivo central, raiz mais terço coronal do incisivo lateral; pequena porção mesial do canino e pequena porção mesio-apical do segundo pré-molar.

A avaliação geral das forças as quais o canino foi submetido mostra uma tendência de deslocamento semelhante do ápice até a coroa (representação em verde). Na coroa possui uma estratificação de faixas de diferentes tendências de deslocamentos, aumentando da mesial para distal. Vemos desta forma um movimento mais uniforme entre o ápice da raiz e a coroa do dente e a variação das cores presentes na coroa representa uma tendência de giro nesta região.

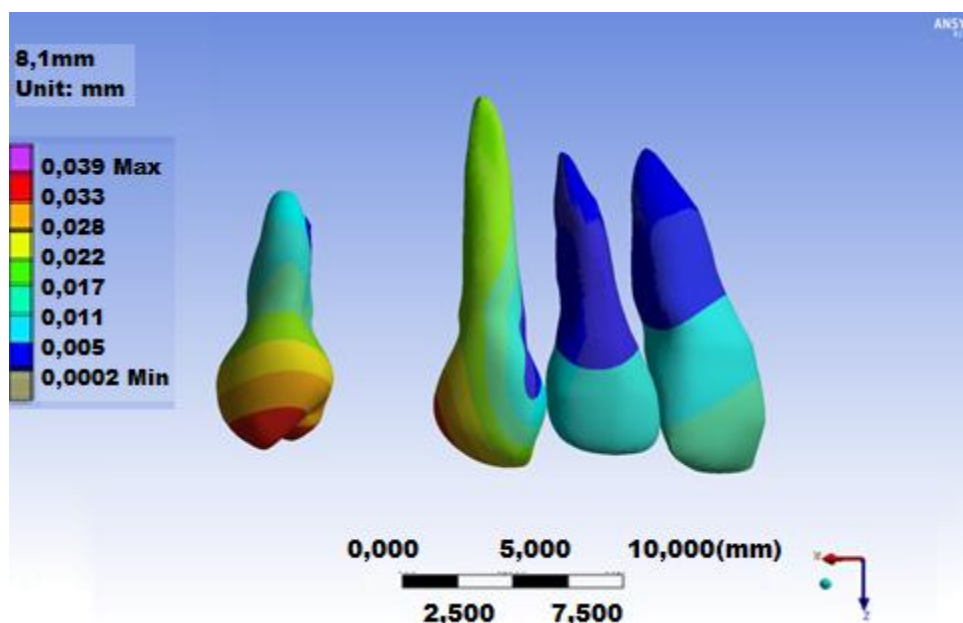


Figura 10. Tendência de deslocamento quando a força é realizada a 8,1 mm da haste do bráquete testado (CR).

Na figura 11 está representada a tendência de deslocamento quando a força foi realizada em 15 mm da haste. Foi observada que as regiões de maior tendência de deslocamento são as apresentadas em vermelho, na região de ponta da coroa do canino e do segundo pré-molar. Há de se destacar que na região mésio apical do canino há uma grande área com moderada tendência de deslocamento representada na cor verde.

Já as regiões que apresentaram menor tendência de deslocamento estão representadas na cor azul: aproximadamente em $\frac{2}{3}$ apical do incisivo central, lateral e centro da coroa do canino.

A avaliação geral das forças as quais o canino foi submetido mostra uma tendência de movimento uniforme da raiz, a região apical apresentou menor tendência de deslocamento que o meio da raiz e a coroa com maior tendência de giro do que deslocamento. Desta forma verificou-se um movimento mais acentuado da raiz do que da coroa tendo a segunda uma maior tendência de giro.

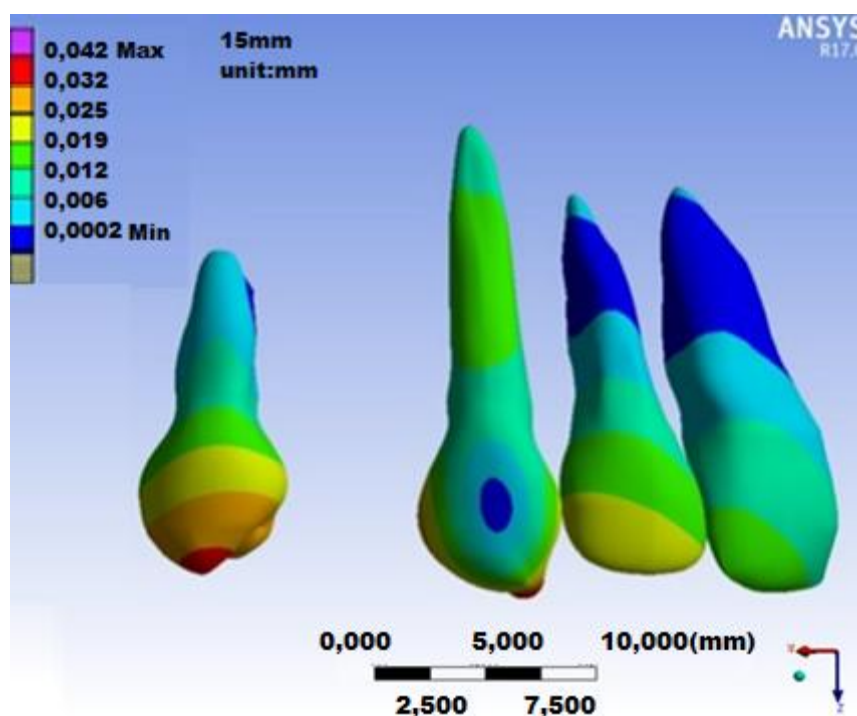


Figura 11. Tendência de deslocamento quando a força é realizada a 15 mm da haste do bráquete testado.

5.2 DESLOCAMENTO DO CANINO NO EIXO X.

Foi verificada a tendência de deslocamento somente no sentido de movimento distal do canino (eixo x). Foram eliminadas todas as demais direções de deslocamento para verificar qual o real potencial de movimento distal utilizando o bráquete com dispositivo em teste inserido no canino testado.

Na figura 12 verifica-se a tendência de deslocamento quando a força foi exercida em 7 mm. A maior tendência de movimento distal ocorre na face vestibular, da coroa até metade da raiz. A menor tendência de deslocamento está em verde e ocorre na região lingual da raiz, até o cingulo do canino. Existe também uma faixa de deslocamento moderado em laranja e outra em amarelo, entre as faixas vermelha e verde, significando um decréscimo da tendência de deslocamento.

A avaliação geral das forças as quais o canino foi submetido mostra uma tendência de movimento maior da coroa e um menor deslocamento da metade apical da raiz. As quatro cores de faixas distintas representam uma baixa tendência de giro existente.

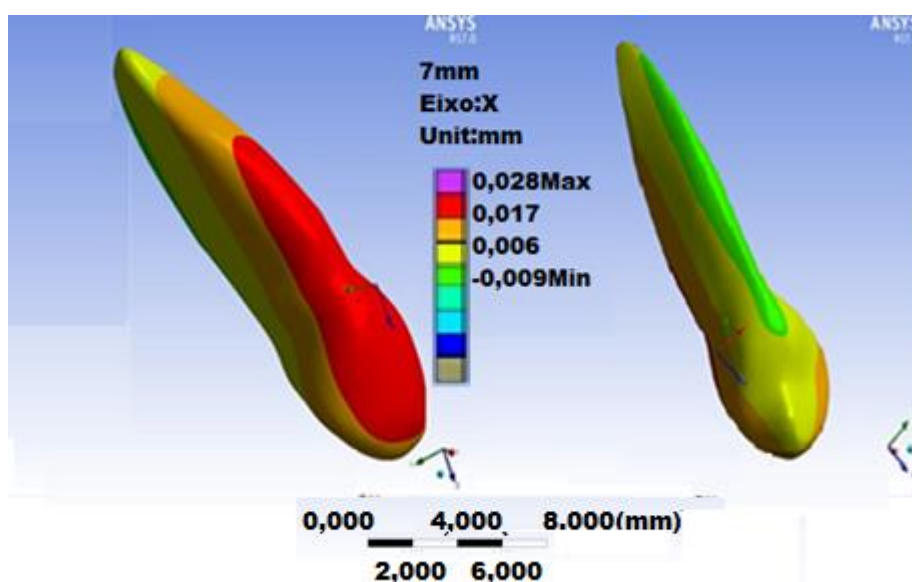


Figura 12. Tendência de deslocamento do canino, isolando somente o movimento distal quando a força foi inserida em 7 mm da haste. Visão vestibular e lingual respectivamente.

Na figura 13 observa-se a tendência de deslocamento quando a força exercida foi em 8,1 mm, mais próximo possível do centro de resistência. A maior tendência de movimento distal ocorre na face vestibular, ao longo da raiz. A menor tendência de deslocamento (em azul claro) ocorre na região lingual da coroa. Também há faixas de deslocamento moderado (laranja, amarelo e verde) entre as faixas vermelha e azul.

A avaliação geral das forças as quais o canino foi submetido mostra uma tendência da superfície vestibular se deslocar mais do que a superfície lingual. As cinco faixas de deslocamento distintas resultam em uma tendência de giro.

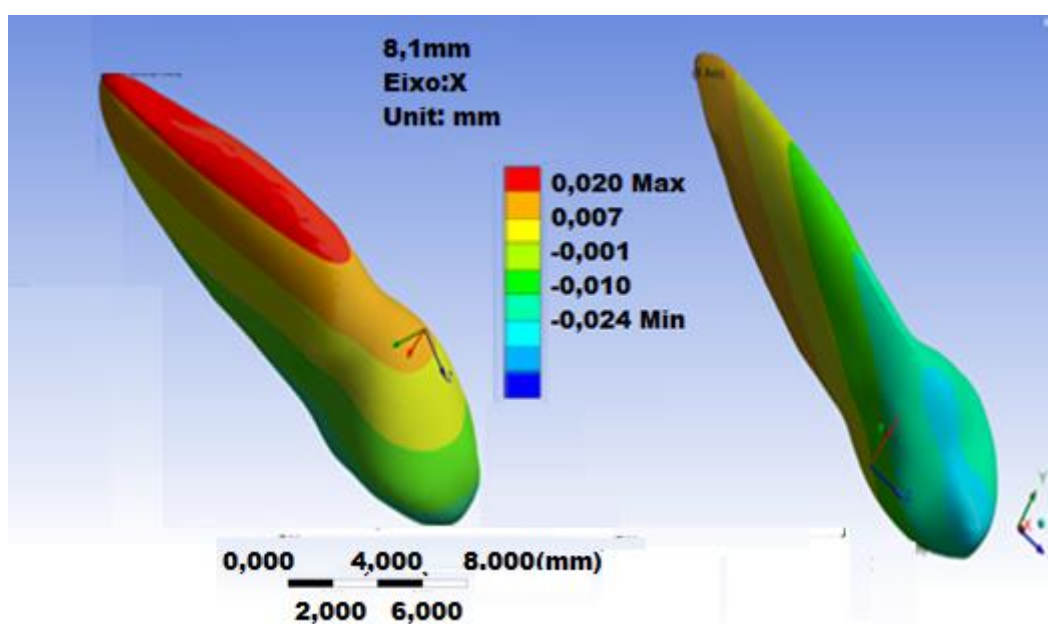


Figura 13. Tendência de deslocamento do canino, isolando somente o movimento distal quando a força foi inserida em 8,1 mm da haste (CR). Visão Vestibular e lingual respectivamente.

Na figura 14 verifica-se a tendência de deslocamento quando a força exercida foi em 15 mm. A maior tendência de movimento distal ocorre na face vestibular de 2/3 da raiz. A menor tendência de deslocamento ocorre em uma pequena área na região lingual e centro-apical do canino que está representado em azul. Entre essas duas faixas existem sete segmentações de forças sendo que gradativamente, de vestibular para lingual, ocorreu uma diminuição da tendência de deslocamento do dente.

A avaliação geral das forças as quais o canino foi submetido mostra uma tendência de deslocamento maior situado na região central da raiz. As sete faixas de segmentação de cores, quando comparado com os outros dois modelos, mostram que existe uma maior tendência de giro.

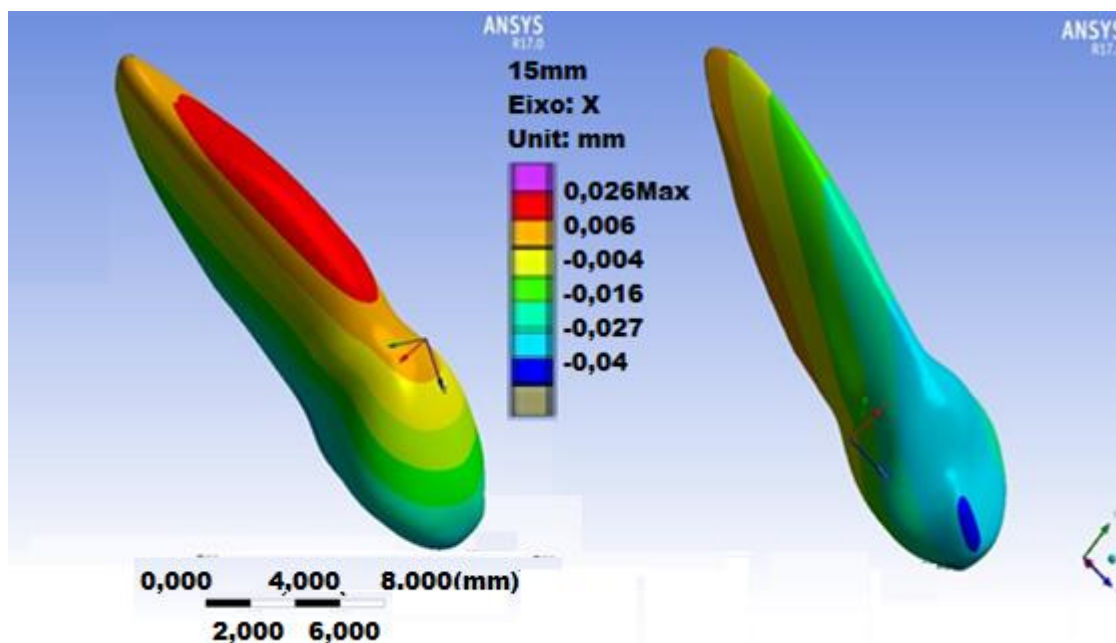


Figura 14. Tendência de deslocamento do canino, isolando somente o movimento de movimento distal quando a força foi inserida em 15 mm da haste vestibular e lingual respectivamente.

5.3 TENSÕES DE VON MISSES

No modelo em que a força foi exercida na altura de 7 mm, a região onde ocorreu um maior nível de tensão foi na junção aleta/haste e tensão máxima de von Misses estabelecida foi de 926,54 Mpa (Figura 15). No modelo em que a força foi exercida a 8,1 mm, a região onde ocorreu um maior nível de tensão foi também na junção aleta/haste e a tensão máxima de von Misses estabelecida foi de 984,69 Mpa (Figura 16). E por fim, no modelo em que a força foi exercida a 15 mm, a região onde ocorreu um maior nível de tensão continuou sendo junção aleta/haste e a tensão máxima de von Misses estabelecida foi de 2038,6 Mpa (Figura 17).

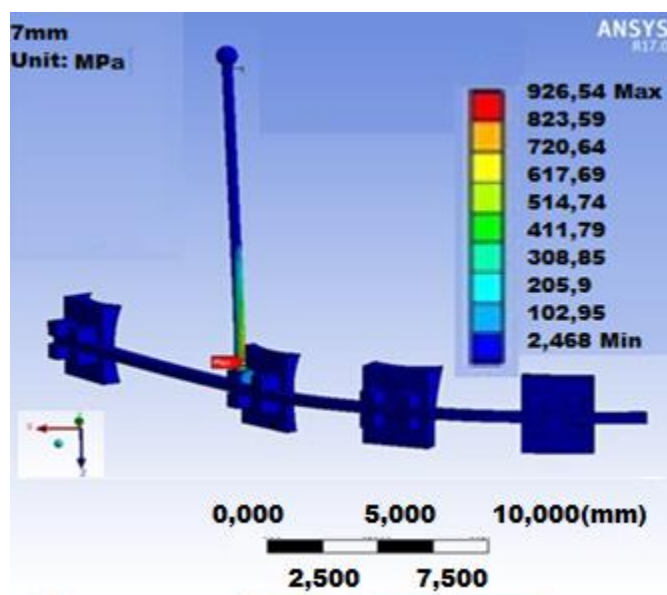


Figura 15. Tensões de von Mises na haste quando a força foi inserida em 7 mm.

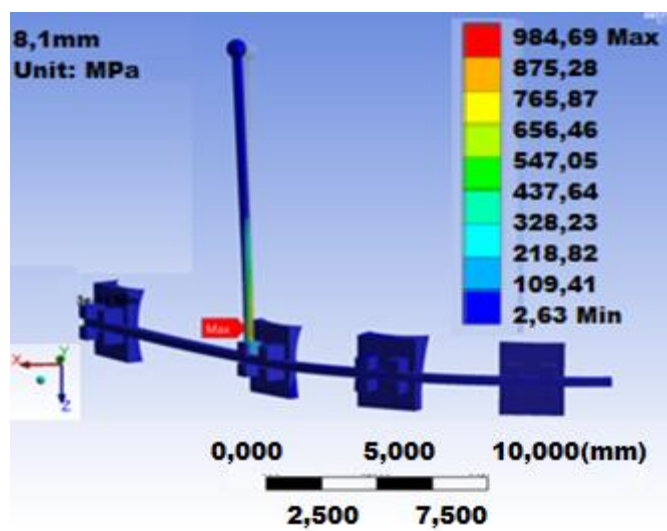


Figura 16. Tensões de von Mises na haste quando a força foi inserida em 8,1 mm.

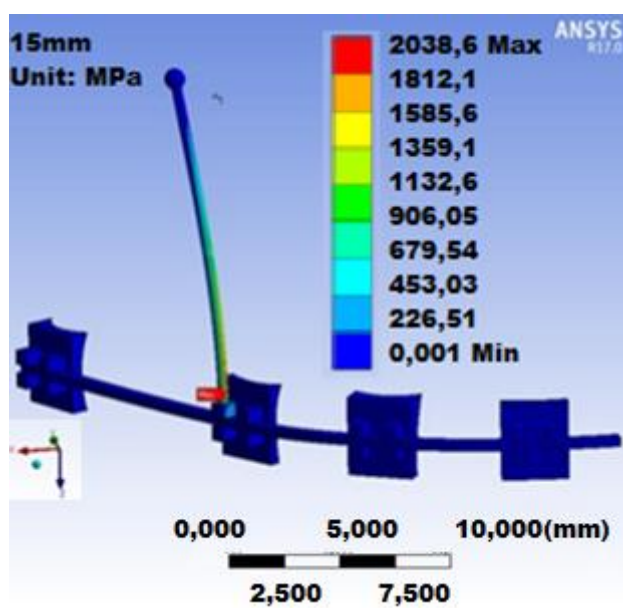


Figura 17. Tensões de von Mises na haste quando a força foi inserida em 15 mm.

6 DISCUSSÃO

Na presente pesquisa foi analisada a tendência de deslocamento dos elementos dentários do sistema montado, com maior destaque ao canino, o dente no qual foi instalado o dispositivo testado. A análise de forças se assemelhou às realizadas nos trabalhos de Lopes (2011) e de Xue *et al.* (2014), que através de uma escala de 9 cores distintas estabeleceram análises visuais dos sistemas dentários testados.

De acordo com os estudos de Smith e Burstone (1984) e Lindauer (2001) para se realizar o movimento de corpo de um dente é necessário que a força passe o mais próximo possível do centro de resistência e com um vetor perpendicular ao longo eixo do dente (ápice/cúspide). Por este motivo não foi utilizado um único ponto fixo para a realização das forças e sim três diferentes pontos, sendo que uma dessas forças passou pelo CR do dente.

O cálculo do centro de resistência utilizado no estudo de Jeong *et al.* (2009) e também em Kojima e Fukui (2011) foi realizado através do método de tentativa e erro, que consiste na execução de simulações para verificar em qual região ocorreria a menor tendência de giro do canino. Em ambos os estudos chegaram ao valor de 8,1 mm da haste do bráquete ou 8,2 mm a partir do centro do bráquete, resultado semelhante ao encontrado no presente estudo.

Optou-se por uma determinação do centro de resistência através de um método de tentativa e erro pois alguns estudos alertaram para imprecisões na determinação de se encontrar o centro de resistência. Em Dathe *et al.* (2013) os autores não encontraram o centro de resistência em três dimensões. Já em Geramy *et al.* (2014) ratificaram que o tamanho e posição do dente influenciam diretamente no cálculo do centro de resistência. Por fim, Kula e Chen (2016) verificaram que a localização do centro de resistência de um canino nas direções méso-distal e buco-lingual são diferentes e alteram de acordo com o tamanho do dente.

No estudo de Reiman (2007), o centro de resistência médio do canino foi de 8,6 mm, calculado a partir do centro do bráquete, apenas 0,2 mm de diferença para o CR encontrado no presente estudo. Sue *et al.* (2014), em seu estudo encontrou

um centro de resistência médio de 8,5 mm partindo do mesmo ponto de referência os demais, com 0,3 mm de diferença para o presente estudo.

Foi utilizado três diferentes pontos na maxila, que ficaram localizados em três alturas distintas: uma acima, uma abaixo e uma na altura do centro de resistência, com o intuito de comparar os efeitos da movimentação em cada um dos casos. Desta forma criamos um padrão no qual as forças passaram sempre perpendicular ao longo eixo do dente e eliminamos o viés referente à mudança de angulação das forças.

Observamos nos três testes realizados uma grande tendência de deslocamento do pré-molar apesar da força ter sido exercida exclusivamente no canino. O motivo para que isso tenha acontecido é que todo o sistema de força está interligado através do fio ortodôntico que por sua vez transmitiu, para o pré-molar, uma força de tendência de deslocamento na direção oposta ao sentido da força aplicada ao canino.

Com base nos resultados encontrados, quando a força passa abaixo do centro de resistência o canino tende a se deslocar mais na região da coroa e pouco na região apical, sugerindo um movimento pendular, coroa com maior movimento distal que a raiz.

Quando a força de movimento distal do canino passa perpendicular ao CR observamos um maior movimento de corpo, raiz e coroa com tendência de deslocamentos para distal semelhantes.

Já quando a força passa acima do CR o movimento tanto da raiz quanto da coroa é uniforme, porém a tendência de giro é predominante e as tensões na junção aleta/haste são elevadas. Observamos a maior diferença de tendência de deslocamento entre vestibular e lingual do canino quando a força para a 15 mm da haste dentre os três testes realizados confirmando uma alta tendência de giro. Como a tendência de giro é altamente predominante quando a força passa a 15mm da haste, notamos que o movimento do ápice radicular não possui uma alta tendência de deslocamento, como o esperado, mesmo com força passando próximo a esse ápice.

No trabalho de Cai *et al.* (2015) quando ocorreu um movimento de translação do dente, com a força passando próximo ao centro de resistência, a escala de cores tendeu a apresentar uma maior uniformidade no conjunto de cores, do que as cores

quando movimento de inclinação estava presente. Observamos esse mesmo comportamento no presente estudo, quando a força se apresentou próximo a 8,1mm (CR), as cores apresentadas no sistema foram uniformes indicando um movimento de translação do dente testado.

A análise das tensões de von Mises teve como objetivo orientar o pesquisador no momento da confecção do protótipo real para que nas regiões onde foram encontradas tensões maiores que 1000 Mpa, relatados em *Lopes et al. 2011*, possam ser realizadas modificações para alcançar tensões que fiquem dentro do limite aceitável.

Foi observado nos testes em 7 mm e 8,1 mm tensões menores que o seu limite, tornando a haste testada apta para a confecção do protótipo real. Já quando a força foi realizada na altura de 15 mm, a tensão estabelecida está mais que o dobro da preconizada, ou seja, inviável realizar a força nesta altura sem que ocorra uma deformação plástica.

7 CONCLUSÕES

A criação do protótipo virtual para realização dos testes em MEF foi realizada com êxito.

A aplicação de força na altura do CR proporcionou uma maior tendência de deslocamento de corpo do dente. Já as forças realizadas abaixo do CR promoveram um movimento distal acentuado próximo à coroa, e acima do CR geraram um maior movimento de giro.

REFERÊNCIAS

- AMMAR, H. H. et al. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St.Louis, v.139, n.1, p.e59-e71, Jan, 2011.
- BAEK, S.et al. Initial effect of multiloop edwise archwire on the mandibular dentition in class III malocclusion subjects. A three-dimensional finite element study. **Eur J Orthod**, Oxford, v.30, n.1, p.10-15, Feb, 2008.
- BORIE, E et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Length, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 31, n.1, p. 101-110, Feb, 2016.
- BRETTIN, B. T. et al. Biocortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St.Louis,v.134, n.5, p.625-35, Nov, 2008.
- CAI, Y. et al. Finite element method analysis of the periodontal ligament in mandibular canine movement with transparent tooth correction treatment. **BMC Oral Health**, London, v.106, n.15, p.1-9, Sep, 2015.
- DATHE, H., NÄGERL, H., MEESENBURG, D. K., A caveat concerning center of resistance Henning. **J Dent Biomech**, Göttingen, v.4, n.1, p.1-7, Aug, 2013.
- FATTAHI, H., AJAMI, S., NABAVIZADEH, A., RAFSANJANI, A. The Effects of Different Miniscrew Thread Designs and Force Directions on Stress Distribution by 3-dimensional Finite Element Analysis. **J. Dent**, Shiraz, v. 16, n.4, p. 341-8, Dec 2015.
- GERAMY, A.; SODAGAR, A.; HASSANPOUR, M. Three-Dimensional Analysis Using Finite Element Method of Anterior Teeth Inclination and Center of Resistance Location. **Chin J Dent Res**, New Malden, v.17, n.21, p.37-42, Jul, 2014.
- GOMEZ, J. P.et al. Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. **Angle Orthod**, Appleton, v.85, n.3, p.454-60, May, 2015.
- GRACCO, A. et al. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. **Eur J Orthod**, Oxford, v.31, n.1, p.12-20, Feb, 2009.
- JASMINE, M. I. F. et al. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped** , St.Louis, v.141, n.1, p.71-80, Jan, 2012.
- JEONG, G. M. et al. Finite-element investigation of the center of resistance of the maxillary dentition. **Korean J Orthod**, Seoul, v.39, n.2, p.83-94, Apr, 2009.

JIANG,G.;KULA, K.; CHEN, J., Estimating the location of the center of resistance of canines. **Angle Orthod**, Appleton, v. 86, no. 3, p. 365-371, May. 2016.

KIM, T. et al. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St.Louis, v.137, n.5, p.639-47, May, 2010.

KNOP, L. et al. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. **Dental Press J Orthod**, Maringá, v.20, n.2, p.119-25, May-Apr, 2015.

KOJIMA, Y.; FUKUI, H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: A finite element simulation. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St. Louis, v.134, n.3, p.e-335.e7, Sep, 2008.

KOJIMA, Y.; FUKUI, H. A finite element simulation of initial movement, orthodontic movement, and the centre of resistance of the maxillary teeth connected with an archwire. **Eur J Orthod**, Oxford, v.36, n.3, p.255-61, Nov, 2011.

KOJIMA, Y.; KAWAMURA, J.; FUKUI, H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St.Louis, v.142, n.4, p.501-8, Oct 2012.

KONDA, P.; TARANNUM, S. A. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. **Journal of Pharm and Biomed Scien**, Karnataka, v.16, n.16, p.1- 8, Nov, 2012.

KURODA, S. et al. Stress distribution in obliquely inserted orthodontic miniscrews evaluated by three-dimensional finite-element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.32, n.2, p.344-49, Mar-Apr, 2016.

LEE, H. J. et al. Effect of bite force on orthodontic mini-implants in the molar region: Finite element analysis. **Korean J Orthod**, Seoul, v.43, n.5, p.218-24, Oct, 2013.

LINDAUER, S. J. The basics of orthodontic mechanics. **Semin Orthod**, Philadelphia, v.7, n.1, p.2-15, Mar, 2001.

LIU,T. C. et al. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St.Louis, v.141, n. 4, p.468-76, Apr, 2012.

LOPES, L. V. M. Avaliação das distribuições de tensões por meio de análise de elementos finitos, em uma hemi-maxila, durante a fase de retração anterior por deslizamento, na mecânica ortodôntica [**Dissertação**]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011.Versão Original.

LOTTI, R. S. et al. Aplicabilidade científica dos métodos dos elementos finitos. **Dental Press J Orthod**, Maringá. v.11, n.2, p.35-43, Mar-Apr, 2006.

MESTROVIC, S.; SLAJ, M.; RAJI, P. Finite Element Method Analysis of the Tooth Movement Induced by Orthodontic Forces. **Coll. Antropol**, Zagreb, v.27, n.2, p.17-21, Apr, 2003.

MO, S. S. et al. Factors controlling anterior torque with C-implants depend on en-masse retraction without posterior appliances: Biocreative therapy type II technique. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St.Louis, v.139, n.2, p.183-91, Feb, 2011.

MOTOYOSHI, M. Clinical indices for orthodontic mini-implants. **Int J Dent Oral Sci**, Lewes, v.53, n.4, p.407-12, Oct, 2011.

OZ, A.; ARICI, N.; ARICI, S. The clinical and laboratory effects of bracket type during canine distalization with sliding mechanics. **Angle Orthod**, Appleton, v.82, n.2, p.326-32, Mar, 2012.

PAPAGEORGIU, S. N. et al. Torque differences due to the material variation of the orthodontic appliance: a finite element study. **Prog Orthod**, Copenhagen, v.6, n.1, p.1-8, Feb, 2017.

PARK, J. H. et al. Displacement and stress distribution by different bone-borne palatal expanders with facemask: A 3-dimensional finite element analysis. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St.Louis, v.151, n.1, p.105-17, Jan, 2017.

SMITH, R. J.; BURSTONE, C. J. Mechanics of tooth movement. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St.Louis, v.85, n.4, p.294-307, Apr, 1984.

SUNG, S. et al. Effective en-masse retraction design with orthodontics mini-implant anchorage: A finite element analysis. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St.Louis, v.137, n. 5, p.648-57, May, 2010.

TOMINAGA, J. et al. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. **Angle Orthod**. Appleton, v.79, n.6, p.1102-07, Nov, 2009.

TOMINAGA, J. et al. Effect of play between bracket and archwire on anterior tooth movement in sliding mechanics: A three-dimensional finite element study. **J Dent Biomech**. Göttingen, v.3, n. 2, p.1-8, Oct, 2012.

VIECILLI, BUDINMAN E BURSTONE Axes of resistance for tooth movement: Does the center of resistance exist in 3-dimensional space? **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St.Louis, v. 143, n 2, p 163–172, Feb, 2013.

VOLLMER, D. et al. Determination of the center of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. **Eur J Orthod**, Oxford, v.21, n.6, p.633-648, Dec, 1999.

XUE, J. et al. Finite element analysis of rapid canine retraction through reducing resistance and distraction. **J Appl Oral Sci**. Bauru, v.22, n.1, p.52-60, Feb, 2014.

ANEXO 1

INPI INSTITUTO NACIONAL DE PROPRIEDADE INDUSTRIAL
16/06/2016 020160003790
VP09/06/2016



BR 20 2016 013991 6

Espaço reservado para a etiqueta

Espaço reservado para o código QR



INPI
INSTITUTO
NACIONAL
DA PROPRIEDADE
INDUSTRIAL

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
Sistema de Gestão da Qualidade
Diretoria de Patentes

DIRPA	Tipo de Documento:	Formulário	DIRPA	Página:	1/3
	Título do Documento:		Código:	Versão:	
Depósito de Pedido de Patente			FQ001	2	
			Procedimento:	DIRPA-PQ006	

Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial:

O requerente solicita a concessão de um privilégio na natureza e nas condições abaixo indicadas:

1. **Depositante (71):**

- 1.1 Nome: Universidade Federal de Juiz de Fora
 1.2 Qualificação: Instituto de Ensino Superior
 1.3 CNPJ/CPF: 21195755000169
 1.4 Endereço Completo: Campus Universitário. s/nº, São Pedro, Juiz de Fora - MG
 1.5 CEP: 36036-900
 1.6 Telefone: (32) 2101-3435 1.7 Fax: (32) 2102-3435
 1.8 E-mail: pc.critt@ufjf.edu.br

continua em folha anexa

2. **Natureza:** Invenção Modelo de Utilidade Certificado de Adição

3. **Título da invenção ou Modelo de Utilidade (54):**

BRÁQUETE ORTODÔNTICO COM GANCHO INDIVIDUALIZADO

continua em folha anexa

4. **Pedido de Divisão: do pedido Nº** **Data de Depósito:**

5. **Prioridade:** Interna (66) Unionista (30)

O depositante reivindica a(s) seguinte(s):

Pais ou Organização do depósito	Número do depósito (se disponível)	Data de depósito

continua em folha anexa



INPI INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
Sistema de Gestão da Qualidade
Diretoria de Patentes

DIRPA Título do Documento:	Tipo de Documento:	DIRPA	Página:
	Formulário		2/3
Depósito de Pedido de Patente		Código:	Versão:
		FQ001	2
		Procedimento:	
		DIRPA-PQ006	

6. **Inventor (72):**

Assinale aqui se o(s) mesmo(s) requer(em) a não divulgação de seus nome(s), neste caso não preencher os campos abaixo.

6.1 Nome: Robert Willer Farinazzo Vitral

6.2 Qualificação: Prof.Universitário

6.3 CPF: 33108552600

6.4 Endereço Completo: Rua 21 de Abril, nº 117/404, bloco 1, Juiz de Fora - MG

6.5 CEP: 36025-090

6.6 Telefone: (32) 98843-8857

6.7 FAX: -

6.8 E-mail: robertvitral@gmail.com

continua em folha anexa

7. **Declaração de divulgação anterior não prejudicial.**

Artigo 12 da LPI - período de graça.

Informe no item 11.13 os documentos anexados, se houver.

8. **Declaração na forma do item 3.2 da Instrução Normativa PR nº 17/2013:**

Declaro que os dados fornecidos no presente formulário são idênticos ao da certidão de depósito ou documento equivalente do pedido cuja prioridade está sendo reivindicada.

9. **Procurador (74):**

9.1 Nome:

9.2 CNPJ/CPF:

9.3 API/OAB:

9.4 Endereço Completo:

9.5 CEP:

9.6 Telefone:

9.7 FAX:

9.8 E-mail:

continua em folha anexa

10. **Listagem de seqüências biológicas.**

Informe nos itens 11.9 ao 11.12 os documentos anexados, se houver.


INPI INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
 Sistema de Gestão da Qualidade
 Diretoria de Patentes

DIRPA	Tipo de Documento: Formulário	DIRPA	Página: 3/3
Título do Documento: Depósito de Pedido de Patente		Código: FQ001	Versão: 2
		Procedimento: DIRPA-PQ006	

11. Documentos Anexados:

(Assinale e indique também o número de folhas):

(Deverá ser indicado o número total de somente uma das vias de cada documento).

Documentos Anexados			folhas
<input checked="" type="checkbox"/>	11.1	Guia de Recolhimento da União (GRU).	01
<input type="checkbox"/>	11.2	Procuração.	
<input type="checkbox"/>	11.3	Documentos de Prioridade.	
<input type="checkbox"/>	11.4	Documento de contrato de trabalho.	
<input checked="" type="checkbox"/>	11.5	Relatório descritivo.	03
<input checked="" type="checkbox"/>	11.6	Reivindicações.	01
<input checked="" type="checkbox"/>	11.7	Desenho(s) (se houver). Sugestão de figura a ser publicada com o resumo: n° _____ por _____, melhor representar a invenção (sujeito à avaliação do INPI).	01
<input checked="" type="checkbox"/>	11.8	Resumo.	01
<input type="checkbox"/>	11.9	Listagem de seqüências em arquivo eletrônico: _____ n° de CDs ou DVDs (original e cópia).	
<input type="checkbox"/>	11.10	Código de controle alfanumérico no formato de código de barras referente às listagem de seqüências.	
<input type="checkbox"/>	11.11	Listagem de seqüências em formato impresso.	
<input type="checkbox"/>	11.12	Declaração relativa à Listagem de seqüências.	
<input checked="" type="checkbox"/>	11.13	Outros (especificar) Siafi; Nomeação do Reitor; Dados outros inventores	04

12. Total de folhas anexadas: 11 fis.
13. Declaro, sob as penas da Lei que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

Juiz de Fora, 09/06/16

Local e Data

 Assinatura e Carimbo
Marcus Vinicius David
 Reitor da Universidade Federal de Juiz de Fora
 SIAPE 2146614