



UNESP - Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



LUEGYA KNOP SHINTCOVSK

**USO DA BARRA TRANSPALATINA REMOVÍVEL COM ATIVAÇÕES
SIMÉTRICAS PARA ROTAÇÃO DISTAL DOS MOLARES - UM ESTUDO
COM MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Araraquara

2016



UNESP - Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



LUEGYA KNOP SHINTCOVSK

**USO DA BARRA TRANSPALATINA REMOVÍVEL COM ATIVAÇÕES
SIMÉTRICAS PARA ROTAÇÃO DISTAL DOS MOLARES - UM ESTUDO
COM MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Tese apresentada ao programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de concentração Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas

Orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Jr.

Co-Orientador: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

Araraquara

2016

Shintcovsk, Luegya Knop

Uso da barra transpalatina removível com ativações simétricas para rotação distal dos molares: um estudo com método de elementos finitos / Luegya Knop Shintcovsk.-- Araraquara: [s.n.], 2016

67 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Jr.

Co-Orientador: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

1. Ortodontia 2. Dente Molar 3. Movimentação Dentária I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Ana Cristina Jorge, CRB-8/5036

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

LUEGYA KNOP SHINTCOVSK

USO DA BARRA TRANSPALATINA REMOVÍVEL COM
ATIVAÇÕES SIMÉTRICAS PARA ROTAÇÃO DISTAL DOS
MOLARES - UM ESTUDO COM MÉTODO DE ELEMENTOS
FINITOS

Comissão Julgadora

Tese para obtenção do grau de Doutor

Presidente e orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Jr.

2º Examinador: Prof. Dr. André Wilson Machado

3º Examinador: Prof. Dr. Odilon Guariza Filho

4º Examinador: Prof. Dr. Ary dos Santos-Pinto

5º Examinador: Prof. Dr. Dirceu Barnabé Ravelli

Araraquara, 31 de outubro de 2016

DADOS CURRICULARES

LUEGYA KNOP SHINTCOVSK

NASCIMENTO	02/02/1983 – Salvador – Bahia
FILIAÇÃO:	Maria Emília Amorim Henriques Knop e Lúcio Roberto Henriques Knop
2001 a 2006	Graduação em Odontologia Universidade Federal da Bahia
2007 a 2008	Mestrado em Odontologia, área de concentração Ortodontia Pontifícia Universidade Católica do Paraná
2013 a 2016	Doutorado em Ciências Odontológicas, área de concentração Ortodontia Universidade Estadual Paulista

Dedico este trabalho...

Aos meus pais, Lúcio e Emília

Por todo esforço dedicado à minha formação profissional, emocional e pessoal. Sei o quanto abdicaram de muitas coisas por mim. Obrigada por todos os valores éticos e morais que me passaram durante a criação. Espero que eu consiga transmiti-los aos meus filhos. Sou muito orgulhosa por tê-los como meus pais!

Ao meu esposo Ricardo

Por todo companheirismo, parceria e amor dedicados a mim. Você está sempre presente em todos os momentos! Sou grata por tê-lo em minha vida, um presente de Deus. Esses anos do Doutorado foram muito mais prazerosos porque você estava ao meu lado, sendo o meu porto-seguro.

À minha pequena Maria Júlia

Deus me deu este lindo presente! Que este trabalho sirva de inspiração e exemplo na sua vida.

Amo muito vocês!

Agradecimentos especiais...

À **Deus**, pelo dom da vida, por ter me proporcionado a inteligência e o convívio com pessoas tão especiais.

À minha irmã **Laianne Knop**, meu cunhado **Diego Cedraz** e meu afilhado **Rubens Lucca**, por serem tão presentes em minha vida e me proporcionarem suporte de uma família verdadeira.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior**, não há palavras para agradecê-lo! Todos os seus ensinamentos ortodônticos, científicos e pessoais serão eternizados em minha memória. Obrigada por ter sonhado junto comigo todos nossos projetos e ter me proporcionado todos os elementos necessários para que pudéssemos realizá-los. Obrigada por ter me escutado e orientado em todos os momentos difíceis dessa trajetória. Sua ajuda foi fundamental. Obrigada também a **Profa. Dra. Márcia Regina E. Apª S. Gandini**, por ter me acolhido em sua família de uma maneira tão meiga e amistosa.

Ao meu co-orientador, **Prof. Dr. Renato Parsekian Martins**, pela ajuda e oportunidade de trabalharmos juntos. Seus ensinamentos foram e serão de grande valia para minha carreira.

À **Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins**, pelo carinho e convívio tão intenso e agradável. Obrigada por ter me recebido tão bem em seu consultório e ter me proporcionado momentos muito especiais. Agradeço também por toda as sugestões neste trabalho durante a sua execução.

Ao prof. **Dr. Ary dos Santos-Pinto**, por todo conhecimento transmitido e contribuições ao longo deste trabalho. Ser sua aluna me fez perceber o quanto podemos sempre aprender mais. Sua inteligência e senso crítico são admiráveis!

Ao **Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli**, por todos os ensinamentos ortodônticos ao longo desta trajetória e pela generosidade em sempre me receber tão bem.

Ao **Dr. Marco Vasco**, pela ajuda e co-orientação em todas as etapas deste trabalho. Obrigada por ter tido paciência na minha curva de aprendizagem no método de elementos finitos e por ter feito eu acreditar que seria possível.

Aos meus sogros **Edimar** e **Maria Inês**, por ter cuidado de minha filha durante as viagens a Araraquara de uma maneira paterna e carinhosa. Sempre que eu saía para as atividades do Doutorado eu tinha certeza de que Majú estava sendo muito bem assistida!

Aos colegas e amigos do Doutorado, **Ricardo, Liliane, Taisa, Claudia, Kelei, Isabela, Layene, Jonas, Talles, Roberto, João** pelo excelente convívio e ajuda sempre disponível.

Às amigas especiais que fiz ao longo do curso e que me auxiliaram em diversos momentos, **Paty e Tati**.

À uma amiga muito especial, **Cintia Machado**, com quem divido a carreira universitária e uma amizade verdadeira. Serei eternamente grata por todas as vezes que precisei me ausentar das aulas e sabia que alguém muito competente estaria como suporte. Você foi fundamental.

Ao meu amigo e parceiro **Luiz Filipe Siu Lon**, por todas as vezes que me disponibilizou ajuda e conselhos e por acolher minha filha em sua vida de maneira tão paterna.

À amiga **Candice Belchior**, por ter assumido minhas atividades profissionais sempre que eu viajava. Também serei eternamente grata.

Aos meus **alunos da Especialização em Ortodontia da Faculdade Herrero, ABO-Ilhéus** e os da **Graduação da Unime**, pela confiança em meu trabalho e por me permitirem fazer o que mais amo da vida: ensinar!

À todos meus amigos e familiares, que direta ou indiretamente me fizeram acreditar que esse sonho seria possível.

Agradecimentos...

À Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP, na pessoa da diretora **Profa. Dra. Elaine Maria Sgavioli Massucato** pela oportunidade concedida para realização do curso de doutorado

À Coordenação da Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, na pessoa do **Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Jr.**, pela oportunidade em fazer parte deste programa

Ao Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP, representada pelo chefe de Departamento **Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins**

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP, especialmente à **Soninha**, por toda pronta disposição em ajudar

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP, especialmente, a **Mara** e **Alexandre**, e ao funcionário da Fundação de Apoio a Pesquisa do Estado de São Paulo, da Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP, **Renan**, por não medir esforços em me ajudar sempre que preciso.

Às funcionárias da Faculdade Herrero/Ba, **Lene, Débora, Mônica e Ana Paula** por cuidarem tão bem do meu ambiente de trabalho durante as semanas destes 4 anos que eu não pude estar presente.

Aos protéticos do laboratório de Ortodontia, **Diego, Pedro e Antônio**, pela amizade e apoio necessário na execução de trabalhos práticos.

Aos funcionários do GESTOS- Grupo de Estudos Ortodônticos e Serviços, pelo acolhimento carinhoso

“Todos os seus sonhos podem se realizar, se você tiver coragem
de persegui-los.”

Walt Disney

Luegya KS. Uso da barra transpalatina removível com ativações simétricas para rotação distal dos molares - um estudo com método de elementos finitos [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

RESUMO

A Barra Transpalatina (BTP) removível, recurso da Técnica do Arco Segmentado, tem sido empregada em diversas situações clínicas na Ortodontia. O presente estudo teve por finalidade analisar através do Método dos Elementos Finitos (MEF) o movimento ortodôntico dos primeiros molares quando a BTP foi ativada simetricamente para correção de giro-versão, além de comparar a a BTP confeccionada com liga de aço inoxidável e titânio-molibdênio (TMA). Para tanto, um modelo virtual da maxila foi confeccionado a partir de uma tomografia computadorizada e no *software CAD Solidworks*, todas as geometrias das estruturas anatômicas e componentes ortodônticos foram modeladas. No *software Ansys Workbench V11*, foram atribuídas as características de cada estrutura a partir do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson e a ativação da BTP executada segundo parâmetros clínicos. Observou-se que houve movimento de rotação dos primeiros molares superiores, quando a BTP foi ativada simetricamente e que a maior concentração de tensão ocorreu na área de furca. A BTP de aço produziu maior pico de pressão quando comparada com a BTP de TMA. Concluiu-se que a BTP de TMA é mais indicada para uso clínico.

Palavras-chave: Ortodontia. Dente Molar. Movimentação Dentária

Luegys KS. Removable transpalatal bar using with symmetrical activations for molar distal rotation - a study with finite element method [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

ABSTRACT

Removable Transpalatal Arch (TPA) has been employed in many clinical situations in Orthodontics. This study aimed to analyze, through the Finite Element Method (FEM), first molars orthodontic movement when TPA was activated symmetrically and to compare stainless steel and titanium-molybdenum alloy (TMA) TPAs. Thus, a virtual model of the maxilla was made from a CT scan and in CAD Solidworks software all anatomical structures and orthodontic components geometries were modeled. In Ansys Workbench V11 software, the features assigned to each structure from the modulus and Poisson's ratio were performed and activation of TPA conducted according to clinical parameters. It was observed upper first molars rotation movement when the TPA was activated symmetrically and stress concentration occurring in furcation area. The stainless steel TPA produced higher peak pressures when compared with the TMA TPA. It was concluded that the TMA TPA is more suitable for clinical use.

Key-Words: Orthodontics. Molar. Tooth Movement

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Imagem da Tomografia Clínica Computadorizada	26
Figura 2: Vista da parametrização do osso cortical, modelos A, B, C e D	27
A= modelo não paramétrico de 956 mil faces	27
B= Modelo paramétrico com 4000 faces	28
C = Modelo sobreposto para visualização da mínima distorção.	28
D = Modelo sobreposto para visualização da mínima distorção	28
Figura 3: Modelo não paramétrico com 4000 faces	29
Figura 4: Vista da parametrização do elemento 17	30
A= modelo não paramétrico de 198 mil faces	30
B= Modelo paramétrico com 160 faces	30
C e D= modelos sobrepostos para visualização da mínima distorção	30
Figura 5: Modelo não paramétrico com 160 faces	31
A= Sobreposição com modelo paramétrico de 160 faces	31
B= Visualização da distorção pela diminuição de faces sem parametrização	31
Figura 6: Modelo parametrizado da maxila a partir da tomografia	32
A = Vista frontal	32
B= Vista posterior-oclusal	32
C= Vista com osso cortical semitransparente para visualização das estruturas internas	32
D= Vista da secção	33
Figura 7: Paquímetro digital e microscópio digital	34
Figura 8: Imagens do tubo para TMA (A,C e E) fotografadas pelo microscópio digital e algumas mensurações cérvico-olcusal e meio-distal (E). Modelo digital reconstruído (B e D)	34
Figura 9: Tubo para fio de aço	35
Figura 10: Vista do modelo com fio de TMA não ativado e respectivo tubo, em diversas perspectivas conforme modelos A, B, C e com aumento no D	36
Figura 11: Vista do modelo com fio de aço não ativado e respectivo tubo, com aumento no modelo B	36
Figura 12: A: sobreposição dos fios de TMA e aço para indicar a mesma trajetória. B: os fios foram configurados como semitransparentes para facilitar a visualização	37
Figura 13: Etapas de modelagem e simulação do fio para o modelo A (rotação molar bilateral. A: fio não ativado, B: modelagem da ativação, C: fio ativado bilateralmente, D: encaixe num dos lados, E: secção da parte do tubo e F: simulação das tensões internas do fio através do reposicionamento do fio e união no software	

de elementos finitos, G: modelagem de ativação no lado esquerdo	39
Figura 14: Fio do modelo B ativado e pronto para simulação (A) e sobreposição dos fios de ambos os modelos (B)	42
Figura 15: Malha de elementos finitos do modelo com fio de TMA (A) e refinamento de malha na região periodontal do osso (B).....	43
Figura 16: Resultado das pressões compressivas entre ligamento periodontal e osso alveolar no quadrante 1 (A) e quadrante 2 (B), vista vestibular, demonstrando as mesmas tendências observadas em ambos os lados para o modelo A (rotação molar bilateral). A imagem B2 é a B1 invertida horizontalmente para facilitar a comparação com a imagem A	45
Figura 17: Vetores de deslocamento no dente 16 para o modelo A e B, 1: vista vestibular, 2: vista palatina, 3: vista de perfil e 4: vista apical	46
Figura 18: resultado das pressões compressivas entre ligamento periodontal e osso alveolar no quadrante 1 para o modelo A e B. 1: vista vestibular, 2: vista palatina e 3: vista apical.....	48
Figura 19: resultado das pressões trativas entre ligamento periodontal e osso alveolar no quadrante 1 para o modelo A e B A: vista vestibular, B: vista palatina e C: vista apical.....	51
Figura 20: Resultado das pressões compressivas entre ligamento periodontal e a superfície radicular do dente 16 para o modelo A e B 1: vista vestibular, 2: vista palatina e 3: vista apical	55
Figura 21: resultado das pressões trativas entre ligamento periodontal e a superfície radicular do dente 16 para o modelo A e B 1: vista vestibular, 2: vista palatina e 3: vista apical	57
Figura 22: Resultado das tensões equivalentes (von Mises) no fio de TMA (A) e de aço (B). 1: vista vestibular e 2: vista posterior	59

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Propriedades mecânicas dos materiais.....	38
Quadro 2: Picos de pressões entre ligamento periodontal e osso alveolar no dente 16 (em Pa) e seu percentual em relação aos resultados do modelo 1 (TMA)	47
Quadro 3: Picos de pressões sobre o dente 16. (em Pa) e seu percentual em relação aos resultados do modelo 1 (TMA).....	54
Quadro 4: Picos de tensões equivalentes no fio ativado e seu percentual em relação aos resultados do modelo 1 (TMA).....	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BTP - Barra Transpalatina

MEF - Método de Elementos Finitos

TAS - Técnica do Arco Segmentado

TMA - Titânio-Molibdênio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
3 PROPOSIÇÃO	25
4 MATERIAL E MÉTODO	26
5 RESULTADO	44
6 DISCUSSÃO	61
7 CONCLUSÃO	65
REFERÊNCIAS	66

1 INTRODUÇÃO

A Barra Transpalatina (BTP) removível, recurso da Técnica do Arco Segmentado (TAS), tem sido empregada rotineiramente na Ortodontia em diversas situações clínicas (Baldini, Luder⁶, 1982; Burstone, Koenig⁹, 1981). Quando posicionada de forma passiva, a BTP previne a inclinação vestibulo-lingual e rotação dos molares, além de manter a dimensão transversal. Quando utilizada na forma ativa, a BTP é capaz de corrigir as rotações de molares, promover distalização dentária, intruir os molares, além de expandir ou contrair o arco dentário e controlar o torque (Baldini, Luder⁶, 1982; Burstone, Koenig⁹, 1981).

Segundo Dahlquist et al.¹⁶ (1996), um dos aparelhos ortodônticos mais eficientes para correção da giro-versão é a BTP, principalmente nos casos de necessidade de rotação simétrica dos primeiros molares superiores.

Para a confecção da BTP deve-se selecionar o fio, seja de titânio-molibdênio (TMA) ou aço inoxidável. Em geral, TMA é mais útil em aplicações ativas devido a seus menores níveis de força liberados (Burstone, Manhartsberger¹⁰, 1988).

Embora a BTP removível ainda não tenha sido foco de pesquisas com o MEF, este recurso da Engenharia vem sendo amplamente utilizado na pesquisa biomédica, inclusive na Ortodontia (Viecilli et al.⁴⁸, 2008).

A distribuição do estresse, remodelação óssea e movimentação dentária podem ser simuladas e calculadas através de algorítmicos utilizando-se método de elementos finitos (Zhao et al.⁵¹, 2008). O princípio do MEF baseia-se em dividir uma estrutura complexa em secções menores, denominadas de elementos (Shaw, Sameshina⁴⁵, 2004). A estes elementos são aplicadas propriedades físicas, como Módulo de Elasticidade que irão demonstrar a resposta deste objeto frente a estímulo externo como uma força ortodôntica. Esta é uma das grandes vantagens do método, uma vez que o grau de simplificação pode ser controlado (Jones et al.²⁴, 2001).

O MEF é um método não-invasivo e preciso que fornece dados quantitativos e detalhados acerca das reações fisiológicas que podem ocorrer nos tecidos (Kamble et al.²⁵, 2012). É possível, por exemplo, calcular as tensões e deformações produzidos durante translação ou inclinação distal de um canino superior direito no local da exodontia de um pré-molar (Viecilli et al.⁴⁸, 2008). Além disso, o MEF

permite estudar uma amostra homogênea, com controle de todas as variáveis do estudo (Shaw e Sameshina⁴⁵, 2004, Viecilli et al.⁴⁸, 2008, Kamble et al.²⁵, 2012).

Não foram encontrados, nas bases de dados científicas disponíveis, trabalhos que busquem avaliar o estresse e deformação produzidos no ligamento periodontal e osso alveolar com a utilização das BTP ativas, por meio do MEF. Conforme relatado, o MEF é amplamente utilizado para investigar como as diferentes forças ortodônticas interagem nas estruturas do complexo cranio-facial. Desta forma, este estudo é inédito e busca um melhor entendimento da ação da BTP removível a fim de utilizá-la de maneira mais previsível e segura nos pacientes da Clínica Ortodôntica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Barra Transpalatina

A BTP é um dispositivo que contorna o palato, unindo os primeiros ou segundos molares de um lado a outro da arcada dentária superior (Andrade², 2013). A BTP pode ser fixa ou removível com suas extremidades, respectivamente, soldadas às superfícies linguais de bandas previamente adaptadas nos primeiros molares (ou encaixadas em tubos soldados às mesmas (Nobre, Lopes³⁵, 2006; Sakima et al.⁴², 2000).

A BTP removível pode ser confeccionada com fios redondos de aço inoxidável ou de titânio-molibdênio (TMA) com espessura de 0,032" (0,8mm) ou 0,036" (0,9mm), que devem receber dobras nas extremidades a fim de serem inseridos em tubo linguais de 0,036" x 0,072" (Sakima et al.⁴², 2000).

Sakima et al.⁴² (2000) alegam que fios mais rígidos devem ser utilizados quando a indicação é estabilizar os segmentos posteriores, sendo que para isso a alça na BTP deve ser evitada. Se o propósito for a movimentação de molares, a BTP deve ser construída com fios mais flexíveis, podendo-se incorporar alças.

Ramos et al.³⁸ (2000) e Sakima et al.⁴² (2000) citam a utilização crescente de fio de secção quadrada 0,032" x 0,032" para a confecção da BTP, que possui um encaixe próprio denominado "*hinge cap*", desenvolvido por Burstone¹¹ (1994), que dispensa a confecção das presilhas e facilita a fixação das extremidades da BTP.

A BTP pode ser utilizada na forma passiva ou ativa. Em sua forma passiva, a BTP é indicada para promover estabilização e reforço de ancoragem dos molares, minimizando efeitos colaterais durante alguns procedimentos do tratamento ortodôntico ou evitando recidivas, mantendo resultados obtidos com mecânicas anteriores. Na forma ativa, forças são distribuídas de um lado a outro do arco para produzir movimentos nos molares de primeira, segunda e terceira ordens, de maneira simétrica ou assimétrica. Nesse sentido, a BTP podem ser utilizados para a realização de inúmeros movimentos nos molares durante a mecânica ortodôntica, tais como correção da rotação, correção de inclinação no sentido mesiodistal, intrusão, distalização, expansão ou contração do segmento posterior e controle de torque (Andrade², 2013; Azenha, Macluf filho⁴, 2011; Carlón¹⁴, 2009; Nobre, Lopes³⁵,

2006; Panhóca, Lima³⁷, 1994; Ramos et al.⁸⁷, 2000; Rebellato⁴⁰, 1995; Sachdeva et al.⁴³, 1986; Sakima et al.⁴², 2000; Ramos, Sakima³⁹, 2010).

Rebellato⁴⁰ (1995) e Nobre e Lopes³⁵ (2006) apontam que a BTP removível é superior em relação à fixa quanto à facilidade e controle de ativações, sendo a última mais indicada para casos de ancoragem.

Zablocki et al.⁵⁰ (2008) avaliaram a capacidade de ancoragem da BTP, comparando cefalometricamente pacientes tratados com exodontias que usaram o dispositivo durante todo o tempo de tratamento, com aqueles que não fizeram uso de recurso de ancoragem. Kojima e Fukui²⁷ (2008) realizaram um estudo com elementos finitos para esclarecer este efeito do ponto de vista mecânico, simulando o movimento dos dentes de ancoragem submetidos a forças mesiais com e sem BTP. Ambos os trabalhos concluíram que a BTP não foi capaz de evitar inclinação mesial de coroa do molar e, portanto, não é eficiente como recurso único de ancoragem.

2.2 Confeção

A confeção da BTP pode ser realizada de maneira direta (diretamente na boca do paciente) ou indireta (utilizando os modelos de gesso) (Nobre, Lopes³⁵, 2006).

Para a confeção da clássica BTP de *Goshgarian*, utiliza-se o alicate 139 (para se obter o loop central) e o alicate 410 (para a construção das presilhas) (Nobre, Lopes³⁵, 2006; Panhóca, Lima³⁷, 1994; Ramos et al.³⁸, 2000)

Panhóca e Lima³⁷ (1994) iniciam a confeção da BTP removível pela haste terminal que é inserida no tubo, iniciando com uma dobra de 180° em uma das extremidades do fio fechando a alça com o alicate 410 de forma que os fios fiquem dobrados sobre si no mesmo plano. Uma dobra de 90° deve ser dada no segmento de fio de maior extensão. O excesso de fio na extremidade é cortado e dobrado em direção à barra, devendo-se arredondar sua ponta. O fio é então contornado seguindo o formato do palato, onde uma marcação é feita a uma distância de 4 mm da linha mediana, quando então é confeccionada a alça central (*loop*), que deve medir aproximadamente 7 a 12 mm de comprimento e 8 mm de diâmetro. Marca-se o fio na altura da entrada do tubo e então confecciona-se a outra haste terminal da mesma forma que a primeira.

Andrade² (2013) relata que deve-se medir o comprimento da BTP com uma régua flexível contornando o palato, tendo como referência os dois tubos linguais, orientando que se desconte 2,0 mm dessa medida para que a mesma fique bem adaptada sem pressionar a mucosa do palato.

Ramos et al.³⁸ (2000) sugerem iniciar a construção da BTP pelo *loop* central, realizando em seguida duas dobras oblíquas para adaptação ao palato, marcando as entradas dos tubos linguais, quando então são confeccionadas as presilhas.

Quando instalada, a BTP deve estar afastada aproximadamente 1 a 3 mm da mucosa do palato (Nobre Lopes³⁵, 2006; Ramos et al.³⁸, 2000).

Azenha e Macluf Filho⁴ (2011) apontam que o *loop* da BTP pode ser voltado tanto para distal como para mesial, mas que isso pode exercer certa influência na inclinação do dente para distal ou mesial, respectivamente, devido à pressão da língua.

Burstone e Manhartsberger¹⁰ (1988) e Burstone¹¹ (1994) descreveram a confecção da BTP de extremidades únicas a serem inseridas em bráquetes linguais ou acessórios "*hinge cap*". Segundo os autores, um fio de secção quadrada 0,32" x 0,32" de aço ou TMA (sendo este último mais adequado na maioria das situações), deve ser pré-contornado de acordo com a altura e largura do palato do paciente. Deve-se marcar o fio pelo menos 1,5 mm apicalmente ao slot de cada acessório, certificando-se de que o arco está afastado 2mm do palato. Uma dobra de 90° deve ser realizada para formar os braços horizontais, devendo-se ter o cuidado de não inserir torque quando os mesmos forem encaixados nos slots. Por fim, um stop deve ser realizado soldando-se um fio 0,16" ou 0,18" (da mesma liga utilizada para o arco) 5 mm à distal de cada braço vertical, oclusalmente, entre as duas aletas do acessório, a fim de se evitar o deslocamento mesiodistal do arco. Esse stop também pode ser confeccionado através de dobras formando um batente mesiodistal, porém o stop soldado é mais preciso.

Buranello et al.⁷ (2011) propuseram uma BTP modificada, incorporando helicóides ao modelo de BTP clássico, e, quando necessário, braços com suaves contornos para os pré-molares e caninos, tendo como objetivo, respectivamente, dissipar forças de ativação bilateral a nível biológico e controle molar, e expansão maxilar.

Sachdeva et al.⁴³ (1986) sugerem que, após construída a BTP, antes de sua inserção na boca, deve-se realizar tratamento térmico para liberar as tensões do fio.

Uma vez confeccionada a BTP, deve-se verificar se a mesma está passiva, ou seja, não deve gerar forças, binários, ou movimentos dentários ao ser inserida nos tubos palatinos. Para isso, deve-se encaixar uma presilha de cada vez, de forma que a extremidade não encaixada do lado oposto fique paralela ao tubo. Caso isto não ocorra, ajustes devem ser feitos nas presilhas fora da boca, repetindo o processo até que se torne passiva dos dois lados, para somente então realizar a ativação conforme o efeito clínico desejado (Nobre, Lopes³⁵, 2006; Panhóca, Lima³⁷, 1994; Ramos et al.³⁸, 2000; Rebellato⁴⁰, 1995).

2.3 Princípios Biomecânicos Aplicados a Ativação da Barra Transpalatina

Quando apenas uma das extremidades de um dispositivo mecânico é inserida num bráquete/tubo de um dente (atuando força e momento) e a outra extremidade é fixa em outra unidade somente através de um ponto de contato (atuando somente força), se caracteriza um sistema de força determinado (Gandini et al.¹⁷, 2010). Nesse sistema, o sentido das forças e momentos não são alterados durante a desativação, apenas a intensidade destes (Sakima et al.⁴², 2000).

Ao se inserir as duas extremidades da BTP nos bráquetes/tubos de dois dentes, cria-se um sistema de força indeterminado, e portanto durante a desativação dos aparelhos podem ocorrer mudanças tanto na intensidade quanto no sentido das forças e momentos, ou seja, a força aplicada não diminui proporcionalmente à diminuição do momento (Gandini et al.¹⁷, 2010; Sakima et al.⁴², 2000).

A proporção carga/deflexão, ou seja, a quantidade de carga (força) que é perdida quando o aparelho é desativado, também se constitui um importante conceito no estudo da TAS (Caldas et al.¹³, 2014). Panhóca e Lima³⁷ (1994) afirmam que, para se ter um melhor controle das ativações, um sistema com baixo coeficiente de carga/deflexão deve ser usado. Portanto, é recomendado que se incorpore a alça central quando a BTP de aço inoxidável, que é um fio mais rígido, for utilizada. Determinadas ligas tendem a manter níveis eficientes de força durante a desativação do sistema, dispensando ajustes contínuos. Segundo Caldas et al.¹³ (2014), os fios de TMA têm propriedades superiores em relação aos de aço, como elevada recuperação elástica, menor dureza, alta conformabilidade e soldabilidade,

resistência à corrosão e capacidade superior de ser defletido sem deformação permanente.

Rebellato⁴⁰ (1995) e Nobre e Lopes³⁵ (2006) apontam que a BTP pode ser ativada através de dobras em “V” simétrico, ou seja, com os ângulos de entrada das presilhas iguais e opostos, resultando em movimento dentário simétrico dos molares, ou através de dobras em “V” assimétrico, criando binários opostos em que as forças de equilíbrio são substrativas e não se anulam.

As ativações nas presilhas podem ser em: 1) primeira ordem: atuam no plano oclusal e no sentido mesiodistal dos molares, gerando rotações; 2) segunda ordem: atuam no plano sagital e no sentido cervico-oclusal dos molares, gerando inclinações; e 3) terceira ordem: atuam no plano frontal dos molares, gerando torque (Nobre, Lopes³⁵, 2006; Rebellato⁴⁰, 1995).

2.3.1 Ativações de rotação

Ramos e Sakima³⁹ (2010) e Azenha e Macluf Filho⁴ (2011) atentam para o fato de que corrigir rotação de molares apenas através de fios de alinhamento pode gerar efeitos indesejáveis na posição dos segundos pré-molares e segundos molares. Com a BTP é possível corrigir o giro de molares sem causar efeitos colaterais nos dentes adjacentes. Andrade² (2013) cita a correção do giro de molar como a principal função da BTP.

É possível corrigir a rotação molar uni ou bilateralmente, sendo que no primeiro caso é necessário atentar para as resultantes mesiodistais. A ativação simétrica da BTP é a mais utilizada e previsível, e está geralmente indicada para correção de rotação bilateral de molares. Para obter-se uma rotação bilateral dos molares no sentido mesiovestibular, deve-se angular simetricamente as duas presilhas da BTP em direção palatina, de forma que, encaixando-se apenas um dos lados, a extremidade oposta se desloque cerca de 10 mm para distal do tubo palatino de encaixe, em ambos os lados. Uma BTP de aço calibre 0,8 mm ativada bilateralmente em 10 mm libera cerca de 150 g de força (75 g de cada lado), o que resulta em momentos médios de 2500 g/mm (Ramos et al.³⁸, 2000). Para Azenha e Macluf Filho⁴ (2011) recomendam que essa distância deve ser de 8mm.

Rebellato⁴⁰ (1995) e Rendón e Castaño⁴¹ (2013) salientam que nas ativações simétricas não se desenvolve nenhuma força mesiodistal, uma vez que são geradas

forças iguais e opostas que se anulam, de forma que o movimento se traduz apenas em momentos de rotação dos molares ao redor de seus centros de resistência.

Hoederath et al.²⁰ (2001) compararam as BTPs de aço do tipo Goshgarian inseridas em tubos de encaixe convencionais (no estudo denominado sistema MIA) com BTPs de TMA inseridas em tubos “hinge cap” (sistema Burstone), e observaram que, apesar de ambas serem eficientes na correção das malposições dentárias, apresentaram resultados diferentes quando ativadas para movimentos de primeira, segunda e terceira ordem. Em relação ao movimento de rotação simétrica, as BTPs de TMA apresentaram desempenho superior em relação às de aço, liberando momentos mais constantes devido à sua baixa taxa de carga/deflexão.

Wichelhaus et al.⁴⁹ (2003) alertam que ativações em BTPs de aço podem se constituir uma problemática, em virtude do alto módulo de elasticidade desse material, podendo gerar forças e momentos não fisiológicos para os elementos dentários.

Gunduz et al.¹⁹ (2003) apresentaram a barra tipo Zachrisson, uma BTP de design diferenciado confeccionada com fio Elgiloy Azul de calibre 0,9mm. Testes em laboratório para avaliação do desempenho biomecânico durante a correção de giro de molar mostraram que a barra tipo Zachrisson mostrou algumas vantagens em relação ao desenho clássico de Goshgarian confeccionada com fio de aço 0,9 mm, produzindo forças e momentos menores e mais constantes, uma vez que incorpora maior quantidade de fio em sua fabricação, reduzindo a proporção carga/deflexão e, portanto, permitindo uma maior flexibilidade para a barra.

Hoshina e Ramos²² (2006) observaram que a BTP tipo Zachrisson calibre 0,9mm se assemelha à BTP tipo Goshgarian calibre 0,8mm em quantidade de força liberada, indicando a última para uso clínico por se tratar de uma forma mais simplificada e compacta de BTP, causando menos incômodo ao paciente e exigindo menor tempo clínico para confecção.

Ingervall et al.²³ (1996) realizaram estudo com objetivo de mensurar forças e momentos liberados pela BTP de aço e de TMA com ativação simétrica para correção de molares girados no sentido mesiopalatino, e chegaram à conclusão que, mesmo em condições padronizadas de laboratório, não é possível conseguir a simetria completa dos momentos nas duas extremidades do arco, de forma que sempre resultará em alguma força, mesmo que pequena, atuando no sentido

mesiodistal, além de pequenas forças de contração que por vezes devem ser compensadas a fim de se evitar uma possível instalação de mordida cruzada posterior. Eles comprovaram que a BTP de TMA apresenta uma maior faixa de trabalho em relação a de aço, recomendando-a para casos em que uma correção de giro acentuada for necessária. Panhóca e Lima³⁷ (1994) afirmam que forças de contração e expansão são geradas quando se efetua um movimento de rotação no sentido distolingual e distovestibular, respectivamente, e que ativações compensatórias devem ser inseridas na BTP caso esses efeitos sejam indesejados.

Dahlquist et al.¹⁶ (1996), ao contrário dos autores acima mencionados, encontraram forças transversais de expansão resultantes da correção de giro mesiopalatino dos molares com BTP.

Azenha e Macluf Filho⁴ (2011) salientam que quando se quer a correção da rotação de apenas um dos molares, deve-se lembrar que vetores de forças horizontais sempre aparecem como efeitos colaterais indesejáveis. Nobre e Lopes³³ (2006) atentam que, para este tipo de correção, é necessário estabelecer um sistema de ancoragem composto por um arco retangular ligando todo o segmento dentário do lado oposto à correção do giro.

2.4 Método de Elementos Finitos – MEF

O MEF é um recurso da Engenharia utilizado para calcular o estresse e a deformação de estruturas complexas e tem sido utilizado amplamente na pesquisa biomédica (Viecilli et al.⁴⁸, 2008).

Este método é capaz de resolver problemas estruturais ou relacionados a deslocamento; é particularmente atraente para os ortodontistas uma vez que proporcionam excelente representação gráfica do deslocamento e campos de estresse que ocorrem na membrana periodontal e tecidos circunjacentes (Middleton et al.³³, 1990). Segundo estes autores, formas geométricas complexas com propriedades mecânicas diversas podem ser modeladas de maneira precisa. Então, condições de carga arbitrárias podem ser aplicadas, o que se constitui como um importante fator para predição de movimento ortodôntico dentário.

De acordo com Azevedo⁵ (2003), a publicação mais antiga em que é utilizada a designação “elemento finito” data de 1960 e tem como autor Ray Clough. Anteriormente eram já conhecidas algumas técnicas que vieram a ser incorporadas

no MEF. Os grandes passos do desenvolvimento do MEF, que o conduziram ao formato que atualmente apresenta maior aceitação, foram dados na década de 60 e início da de 70.

O princípio do MEF é baseado em dividir uma estrutura complexa em seções menores, denominadas de elementos (Shaw, Sameshina⁴⁵, 2004). A estes elementos são aplicadas propriedades físicas, como Módulo de Elasticidade de Young, que irão demonstrar a resposta deste objeto frente a uma carga externa, como uma força ortodôntica. Esta é uma das grandes vantagens do método, uma vez que o grau de simplificação pode ser controlado (Jones et al.²⁴, 2001).

O MEF tem sido utilizado em diferentes modelos com intuito de desvendar diversas situações clínicas ortodônticas (Mc Guinness et al.³², 1992; Shaw, Sameshina⁴⁵, 2004; Kojima, Fukui²⁷, 2008; Zhao et al.⁵¹, 2008; Tominaga et al.⁴⁶, 2009, Ammar et al.¹, 2011; Kanjanaouthaia et al.²⁶, 2012, Kojima, Fukui²⁸, 2012; Caballero et al.¹², 2015; Kamble et al.²⁵, 2012; Choi et al.¹⁵, 2013; Geramy, Etezadi,¹⁸ 2013; Lee et al.²⁹, 2014).

Mc Guinness et al.³² (1992) utilizaram o MEF para avaliar a distribuição de forças ortodônticas liberadas pelo aparelho Edgewise no ligamento periodontal de um canino superior. Os autores observaram que a maior concentração de estresse localizou-se na margem cervical e no ápice deste dente.

Kojima e Fukui²⁷ (2008) buscaram investigar os possíveis movimentos ortodônticos nos dentes de ancoragem quando utilizada a BTP passiva. Os resultados do MEF indicaram que a BTP passiva não apresentou efeito na manutenção de ancoragem, já que houve movimento mesial dos molares.

Zhao et al.⁵¹ (2008) propuseram comparar os achados histológicos da movimentação ortodôntica em ratos com dados do MEF para mesmo tipo de movimento dentário. Eles observaram que existe correlação entre os dois métodos, com zonas de tração e compressão nos cortes histológicos correspondentes às zonas de estresse no MEF.

Tominaga et al.⁴⁶ (2009) propuseram analisar a retração em massa da bateria ântero-superior. Os resultados demonstraram que ao posicionar o gancho entre incisivo lateral e canino na mecânica de deslize, a retração em massa ocorre de maneira mais controlada.

Ammar et al.¹ (2011) buscaram avaliar a retração de caninos com auxílio de mini-implante e observaram que ao aumentar o tamanho do gancho em direção próxima do centro de resistência, menor é estresse associado ao ligamento periodontal. Em relação ao mini-implante, o diâmetro está diretamente relacionado a distribuição do estresse, já que os picos estão presentes nas áreas de menor diâmetro.

Kanjanaouthaia et al.²⁶ (2012) demonstraram através do MEF que incisivos superiores mais inclinados apresentam maior concentração de estresse no ápice quando comparados com incisivos bem posicionados no sentido vestibulo-lingual.

Kamble et al.²⁵ (2012) avaliaram a concentração de forças em diferentes tipos de raízes dentárias de incisivos centrais superiores. Observou-se que raízes curtas, dilaceradas e em forma de pipeta são mais propensas à apresentar reabsorção radicular devido maior concentração de forças no ápice radicular.

Choi et al.¹⁵ (2013) avaliaram a distribuição das forças ortodônticas, em crânio humano, quando realizada a exodontia de pré-molares superiores. Foi observado que o estresse se distribui pela região anterior da maxila até os ossos nasal e frontal. Nas áreas de pré-molar e molar, o estresse alcançou a crista infra-zigomática até o zigoma, enquanto que na região de segundo molar, o estresse se distribuiu até fossa pterigóide.

Geramy e Etezadi¹⁸ (2013) avaliaram 13 diferentes tipos de desenhos de BTP com intuito de otimizar a giro-versão unilateral do molar superior. Eles observaram que A BTP com loop em forma de U otimizou o movimentou de rotação em relação aos demais desenhos de BTP.

Lee et al.²⁹ (2014) compararam 5 tipos de modelos experimentais de expansor rápido da maxila, sendo 2 deles não-associados a cirurgia ortognática e 3 deles associados a cirurgia. Os achados mostraram que em todos os modelos experimentais, a abertura da sutura palatina mediana ocorreu de maneira mais significativa na região anterior, sendo que nos modelos associados a cirurgia houve maior deslocamento e menor diferença entre a região anterior e posterior das arcadas. O expansor tipo *Haas* não associado a cirurgia foi o que apresentou maior área de estresse ao longo da sutura palatina mediana.

3 PROPOSIÇÃO

Desta forma, os objetivos deste estudo foram:

- avaliar por meio de MEF o padrão de distribuição do estresse entre ligamento periodontal e osso nos primeiros molares superiores quando a BTP confeccionada com TMA e aço inoxidável foram ativadas simetricamente para rotação distal bilateral dos dentes, bem como a tendência de deslocamento dentário;
- comparar por meio de MEF a BTP confeccionada com TMA e aço inoxidável quanto à:
 - a) pressão compressiva
 - b) pressão trativa
 - c) tensão

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Reconstrução dos Modelos de Referência

Uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) proveniente de um paciente com todos os dentes na maxila e utilizada para tratamento ortodôntico foi utilizada no presente trabalho. O exame foi realizado analisando o terço ântero-médio da face, com objetivo de analisar a região da maxila, em cortes transversais de 0,25 mm de distância, perfazendo um total de 218 cortes com 640 x 640 voxels cada. Esses cortes foram gravados no formato Dicom (*Digital Imaging and Communications in Medicine Standard*) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (Simpleware 4, Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom). Devido ao nível de contraste e definição das tomografias clínicas, os recursos de segmentação automática das estruturas tiveram resultados insatisfatórios, sendo impossível determinar automaticamente os limites de estruturas como ligamento periodontal, esmalte, osso cortical e medular (Figura 1).

Figura 1- Imagem da Tomografia Clínica Computadorizada



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Para obtenção das geometrias desejadas os dentes e a superfície óssea externa foram segmentados manualmente e reconstruídos tri dimensionalmente num

modelo não paramétrico gravado no formato STL (3D systems, Rock Hill, USA). No modelo apresentado, o osso possuía 956.196 faces e cada dente dezenas de milhares de faces poliédricas. Nesta etapa, o modelo ainda não estava pronto e para editá-lo foi necessária a diminuição do número de faces para alguns milhares. A simples diminuição do número de faces não paramétricas leva a uma grande distorção do modelo devido a essas faces serem exclusivamente triangulares e planas. Para possibilitar a edição posterior sem distorção significativa, os modelos foram parametrizados através do suplemento do software Solidworks Premium “Scan to 3D” (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA). Através desse suplemento é possível a transformação de modelos não paramétricos em paramétricos com faces do tipo NURBS (Non Uniform Rational Bases Splines) com mínima distorção. As Figuras 2 e 4 demonstra a plotagem do processo na superfície óssea e no elemento dentário 17 e as Figuras 3 e 5 a distorção que ocorre com a simples diminuição do número de faces não paramétricas.

Figura 2- Vista da parametrização do osso cortical, modelos A, B, C e D (continua)

A= modelo não paramétrico de 956 mil faces;

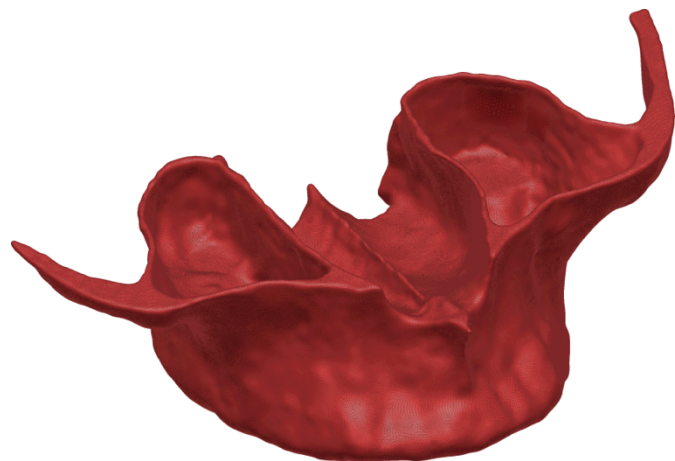
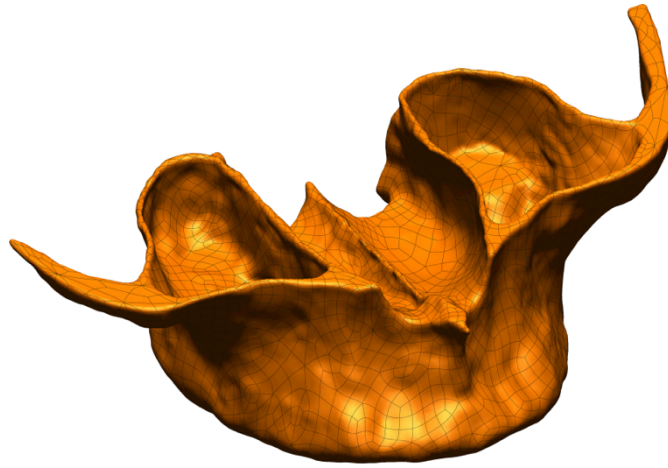


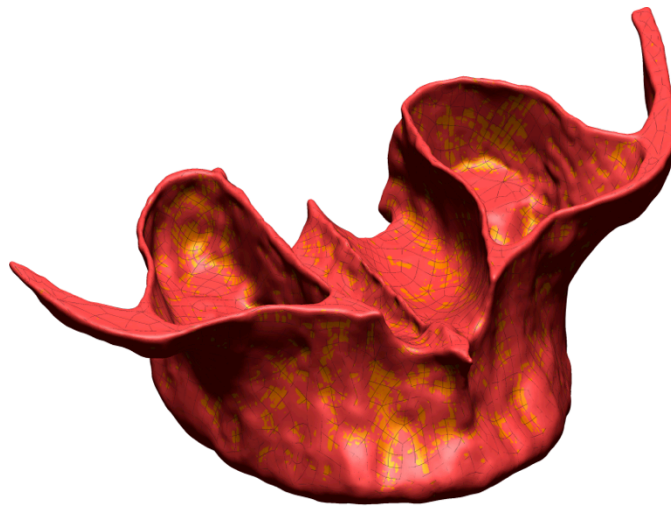
Figura 2- Vista da parametrização do osso cortical, modelos A, B, C e D
(continuação)

B= Modelo paramétrico com 4000 faces;



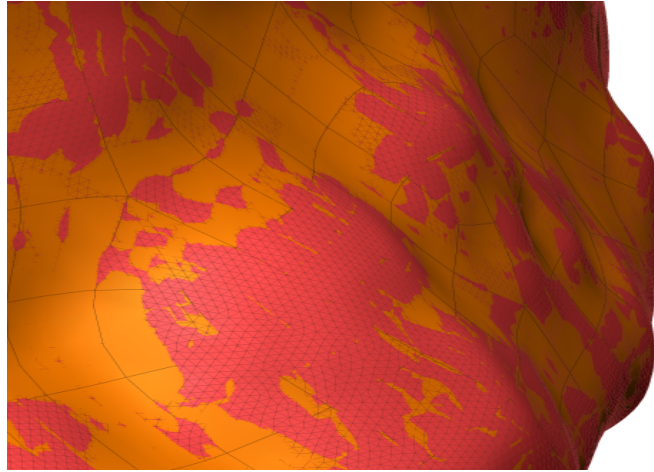
(B)

C = Modelo sobreposto para visualização da mínima distorção.



(C)

Figura 2- Vista da parametrização do osso cortical, modelos A, B, C e D (conclusão)
D = Modelo sobreposto para visualização da mínima distorção.

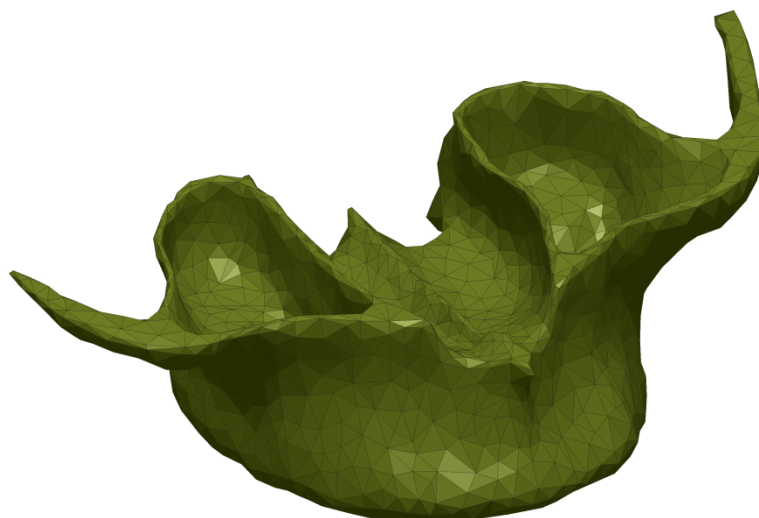


(D)

Autor: Luegya Knop Shintcovsk
Fonte: Arquivo pessoal do autor

As faces exclusivamente triangulares e planas podem ser bem visualizadas nesse modelo, Figura 3. Visualização da distorção pela diminuição de faces sem parametrização.

Figura 3- Modelo não paramétrico com 4000 faces



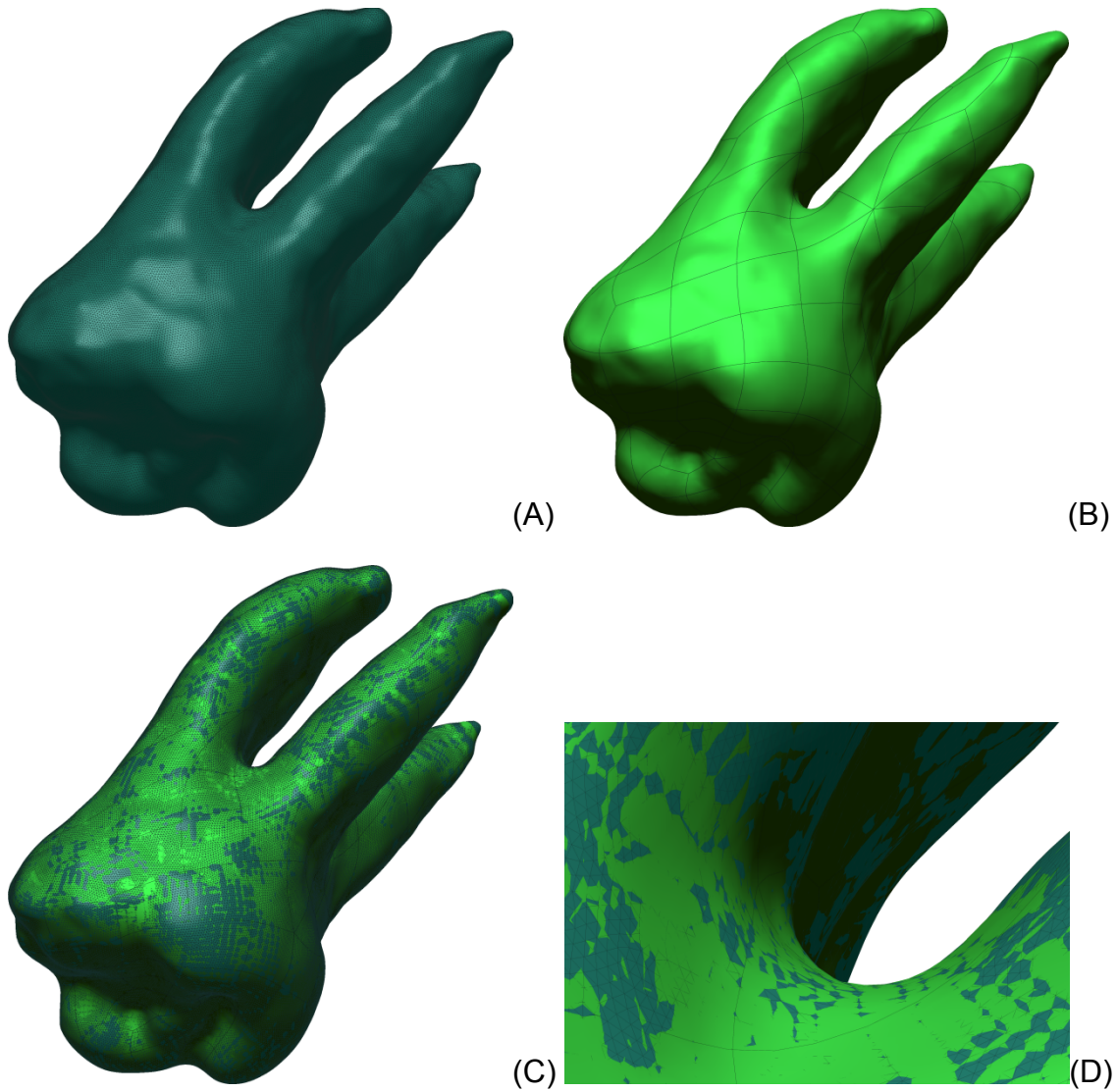
Autor: Luegya Knop Shintcovsk
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 4- Vista da parametrização do elemento 17.

A= modelo não paramétrico de 198 mil faces,

B= Modelo paramétrico com 160 faces,

C e D= modelos sobrepostos para visualização da mínima distorção.



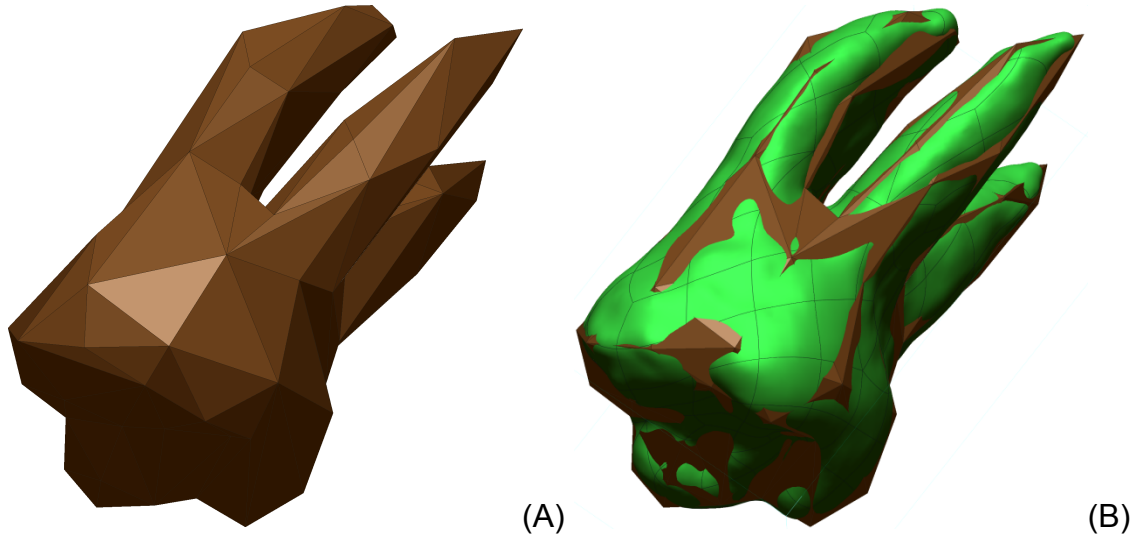
Autor: Luegya Knop Shintcovsk
Fonte: Arquivo pessoal do autor

As faces exclusivamente triangulares e planas podem ser bem visualizadas nesse modelo, Figura 5.

Figura 5- Modelo não paramétrico com 160 faces

A) Sobreposição com modelo paramétrico de 160 faces

(B) Visualização da distorção pela diminuição de faces sem parametrização.



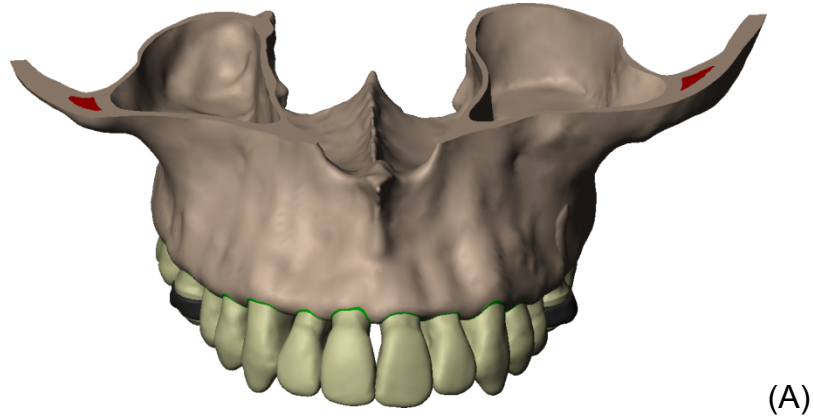
Autor: Luegya Knop Shintcovsk
 Fonte: Arquivo pessoal do autor

Nessa etapa o modelo só possuía a geometria do osso e dos dentes. Para definir o restante das geometrias necessárias os modelos foram manualmente editados no *software* tipo CAD¹ SolidWorks 2013 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA), com base em referências da literatura quanto a características geométricas médias das estruturas remanescentes, como o ligamento periodontal . O osso cortical superficial foi modelado com uma espessura de 2 mm, o osso cortical ao redor dos dentes com 0,7 mm e o restante das porções internas como osso medular para representar um osso tipo D3 segundo a classificação de Lekholm e Zarb³⁰. Não existem valores definidos de espessura óssea para essas estruturas, sendo utilizado o critério subjetivo da classificação de uma “cortical fina”. A Figura 6 mostra a reconstrução de um modelo de maxila com os dentes a partir da tomografia, mas após a parametrização.

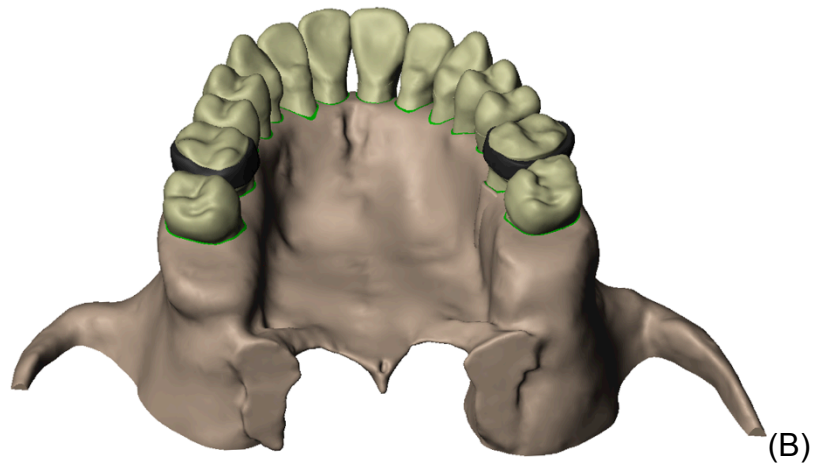
¹ Computer Aided Design

Figura 6- Modelo parametrizado da maxila a partir da tomografia. (continua)

A = Vista frontal



B= Vista posterior-oclusal



C= Vista com osso cortical semitransparente para visualização das estruturas internas

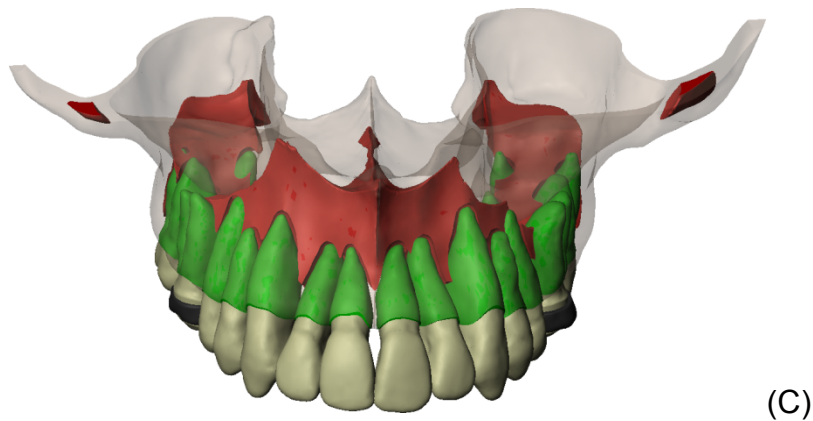
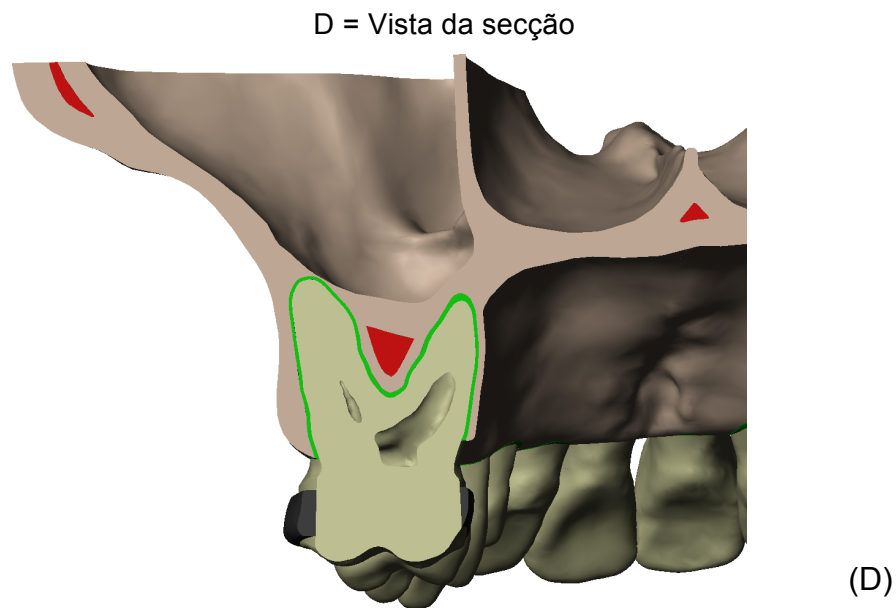


Figura 6- Modelo parametrizado da maxila a partir da tomografia. (conclusão)



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

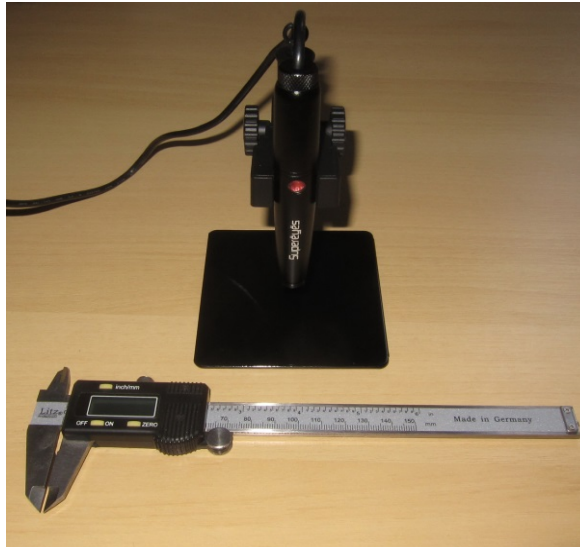
Fonte: Arquivo pessoal do autor

4.2 Engenharia Reversa dos Componentes Ortodônticos

Para possibilitar a reconstrução fiel dos componentes ortodônticos, foram adquiridos e analisados componentes reais através de paquímetro digital (Litz professional, Alemanha) e microscópio digital (5 megapixels - B008, Supereyes, Shenxhen D&F, Ltd, Bantian Village, China) com aumento de 10x - 500X e *software* de mensuração apropriado (Figura 7). Através da análise e mensuração detalhada dos tubos foi possível a reconstrução do modelo no *software Solidworks*. A Figura 8 mostra a reconstrução do tubo *hinge cap, slot .032"* (Ormco Corporation, Glendora, EUA,) utilizado no modelo A (TMA) e a Figura 9 o tubo palatino (Morelli Ltda, Sorocaba, São Paulo) utilizado para o modelo B (aço inoxidável).

Algumas diferenças entre modelo real e virtual são devido a efeitos de perspectiva presentes no microscópio e ausentes no modelo digital, como observado na Figura 8.

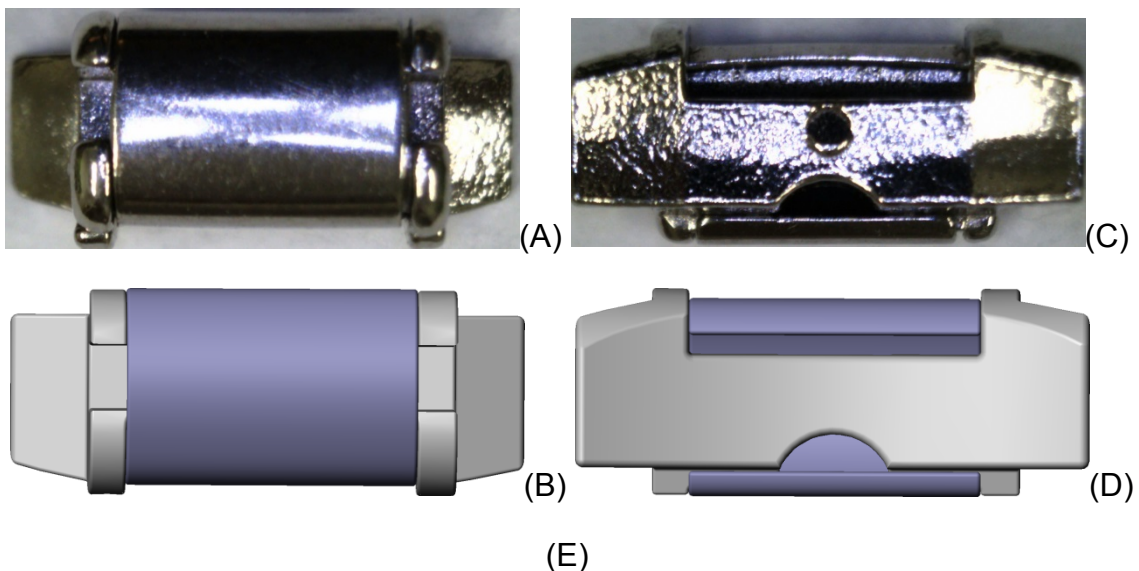
Figura 7- Paquímetro digital e microscópio digital.



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

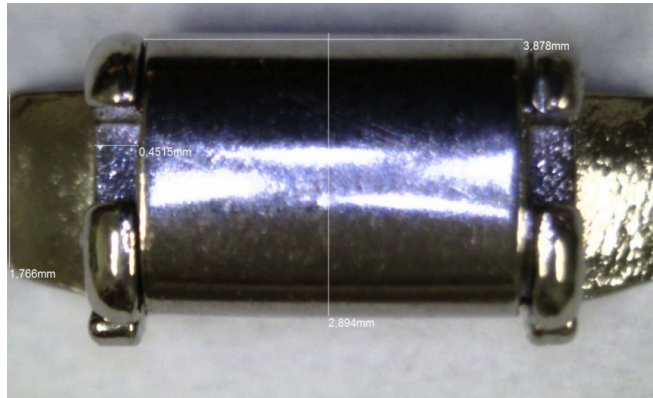
Figura 8- Imagens do tubo para modelo A (A,C e E) fotografadas pelo microscópio digital e algumas mensurações cervico-occlusais e médio-distais (E). Modelo digital reconstruído (B e D). (continua)



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 8- Imagens do tubo para modelo A (A,C e E) fotografadas pelo microscópio digital e algumas mensurações cervico-oclusais e médio-distais (E). Modelo digital reconstruído (B e D). (conclusão)



Autor: Luegya Knop Shintcovsk
 Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 9- Tubo para modelo B.

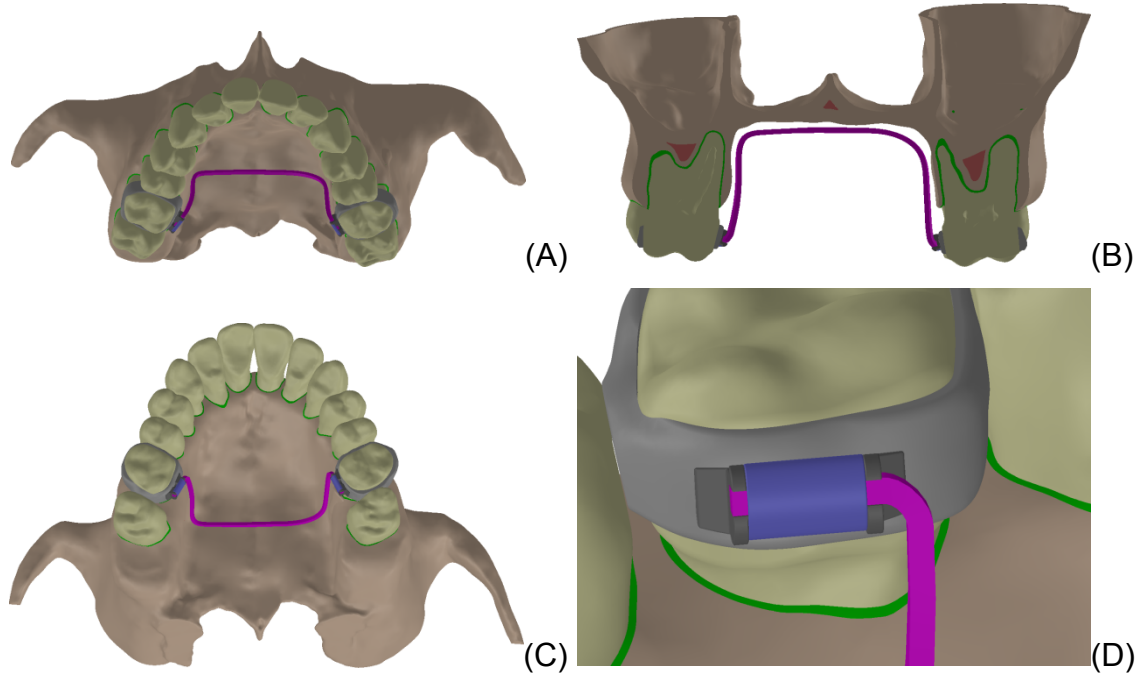


Autor: Luegya Knop Shintcovsk
 Fonte: Arquivo pessoal do autor

Ainda no *software Solidworks* os modelos foram unidos aos modelos de tubos e arcos ortodônticos semelhante à técnica clínica convencional. Dois modelos foram realizados na presente pesquisa. No modelo A os primeiros molares foram unidos entre si com fios de TMA de seção quadrada (0.032 x 0.032”) e no modelo B foram unidos com fio de aço cilíndrico (0.032”) e ajustados conforme o tratamento clínico analisado. As Figuras 10 e 11 mostram imagens de tubos e fios não ativados. A Figura 12 mostra uma sobreposição dos fios para demonstrar que eles realizam a

mesma trajetória em ambos os modelos.

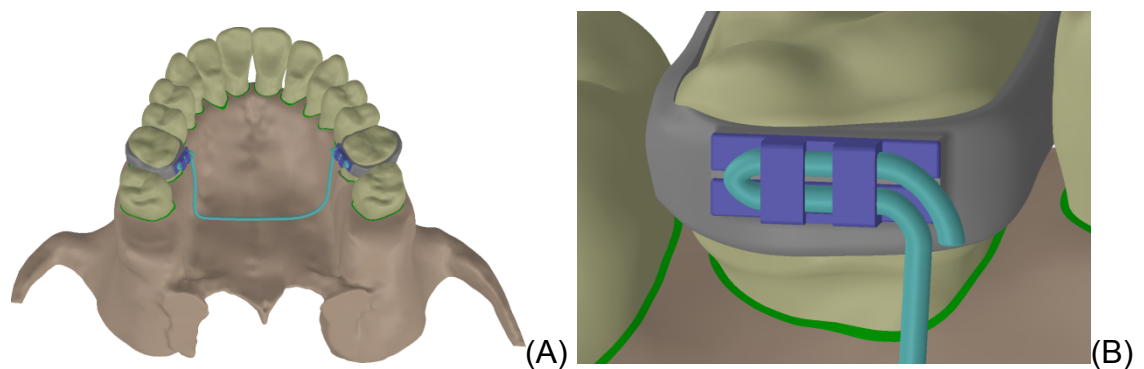
Figura 10- Vista do modelo com fio de TMA não ativado e respectivo tubo, em diversas perspectivas conforme modelos A, B, C e com aumento no D



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

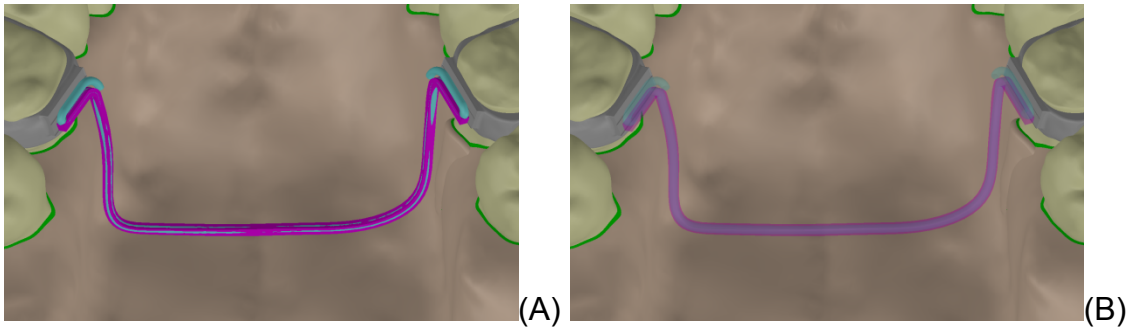
Figura 11- Vista do modelo com fio de aço não ativado e respectivo tubo, com aumento no modelo B.



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 12- A: sobreposição dos fios de TMA e aço para indicar a mesma trajetória. B: os fios foram configurados como semitransparentes para facilitar a visualização.



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Clinicamente os fios são ativados através de dobras e varia de acordo com as características anatômicas do paciente. Para simular a técnica da mesma forma como é utilizada na clínica, os fios foram geometricamente ajustados na fase de modelagem. Por razões didáticas a explicação da modelagem da ativação dos fios foi apresentada conjunta com a explicação da simulação na seção correspondente.

4.3 Simulação

Todos os modelos foram exportados do *software Solidworks*, para o *software* de simulação de elementos finitos *Ansys Workbench V11*. (*Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA*), através de suplemento de importação, próprio do *Ansys*.

Para representar de forma correta o comportamento mecânico de cada componente, os diferentes elementos dos modelos foram configurados com um módulo de elasticidade e coeficiente de *Poisson* retirados da literatura, conforme mostra o Quadro 1.

Quadro 1- Propriedades mecânicas dos materiais

Material \ Propriedade	Módulo de elasticidade. (GPa)	Coefficiente de Poisson
Dentina	18,6	0,31
Ligamento periodontal	1,18	0,45
Osso Medular	1,37	0,3
Osso cortical	13,7	0,3
TMA	81	0,3*
Aço inoxidável (tubos, fios e bandas)	210	0,3

**Não foram encontrados na literatura valores do coeficiente de Poisson para ligas de TMA, contudo por se tratar de uma propriedade mecânica de pouco impacto clínico na situação analisada, uma vez que o coeficiente indica a contração volumétrica sob deformação, por simplificação foi utilizado o mesmo coeficiente dos tubos e bandas.*

Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Todos os contatos entre as estruturas foram considerados como união perfeita, com exceção dos contatos entre os dentes e entre dentes adjacentes e banda. Nesses foi configurado um contato do tipo “frictional” (terminologia do *software* Ansys) com coeficiente de fricção de 0,2 , que permite deslizamentos e formação de gaps entre as superfícies. O coeficiente de fricção varia de acordo com vários fatores; como rugosidade de superfície, quantidade e qualidade da saliva, entre outros, mas por simplificação foi utilizado um coeficiente já utilizado para definir uma condição de dentes com lubrificação pela saliva normal .

4.4 Ativação dos Fios

Para melhor reproduzir a situação clínica, os fios foram modelados geometricamente e simulados seguindo as referências da técnica clinica analisada.

A Figura 13 mostra as etapas para simulação do modelo A (fio TMA).

Figura 13- Etapas de modelagem e simulação do fio para o modelo A (rotação molar bilateral). (continua)

A: fio não ativado, B: modelagem da ativação no lado direito, C: fio ativado, D: encaixe num dos lados, E: secção do fio da parte do tubo, F: simulação das tensões internas do fio através do reposicionamento do fio e união no software de elementos finitos, G: modelagem de ativação no lado esquerdo.

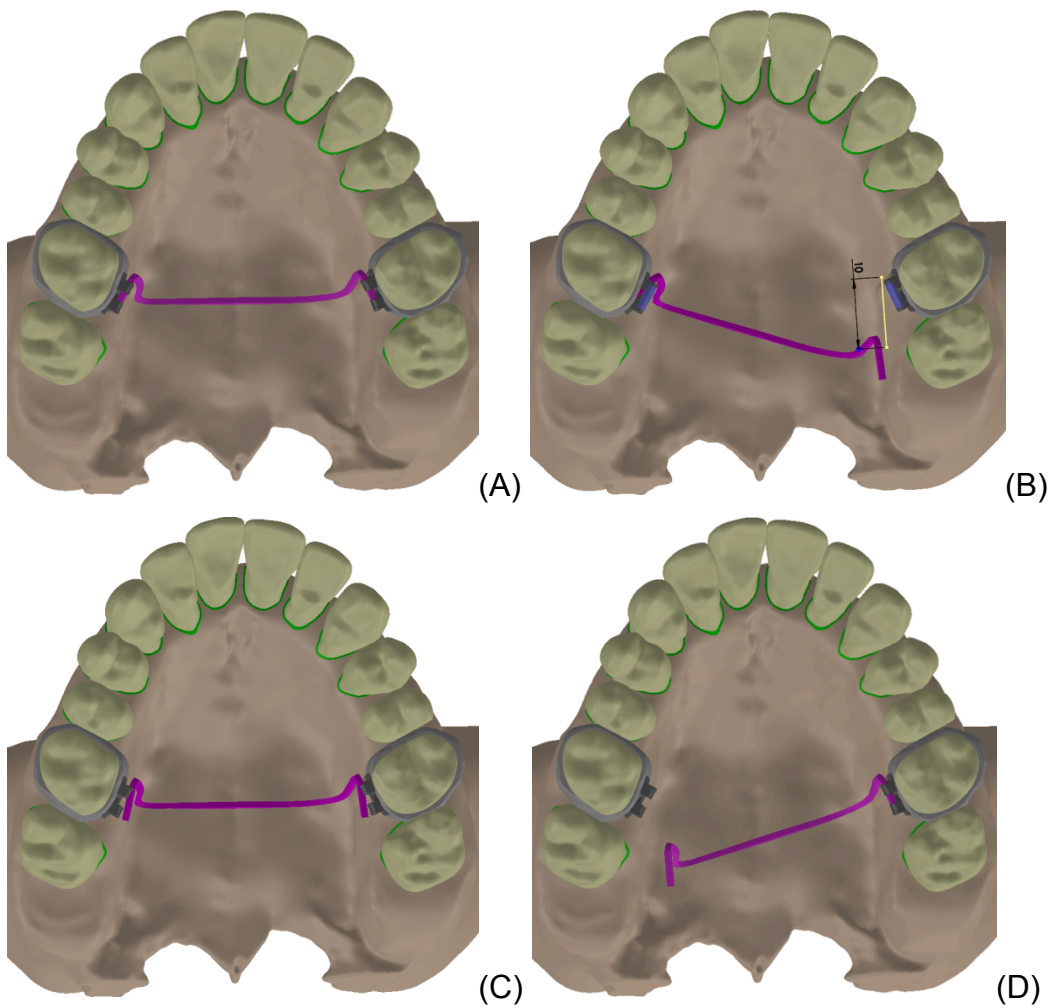
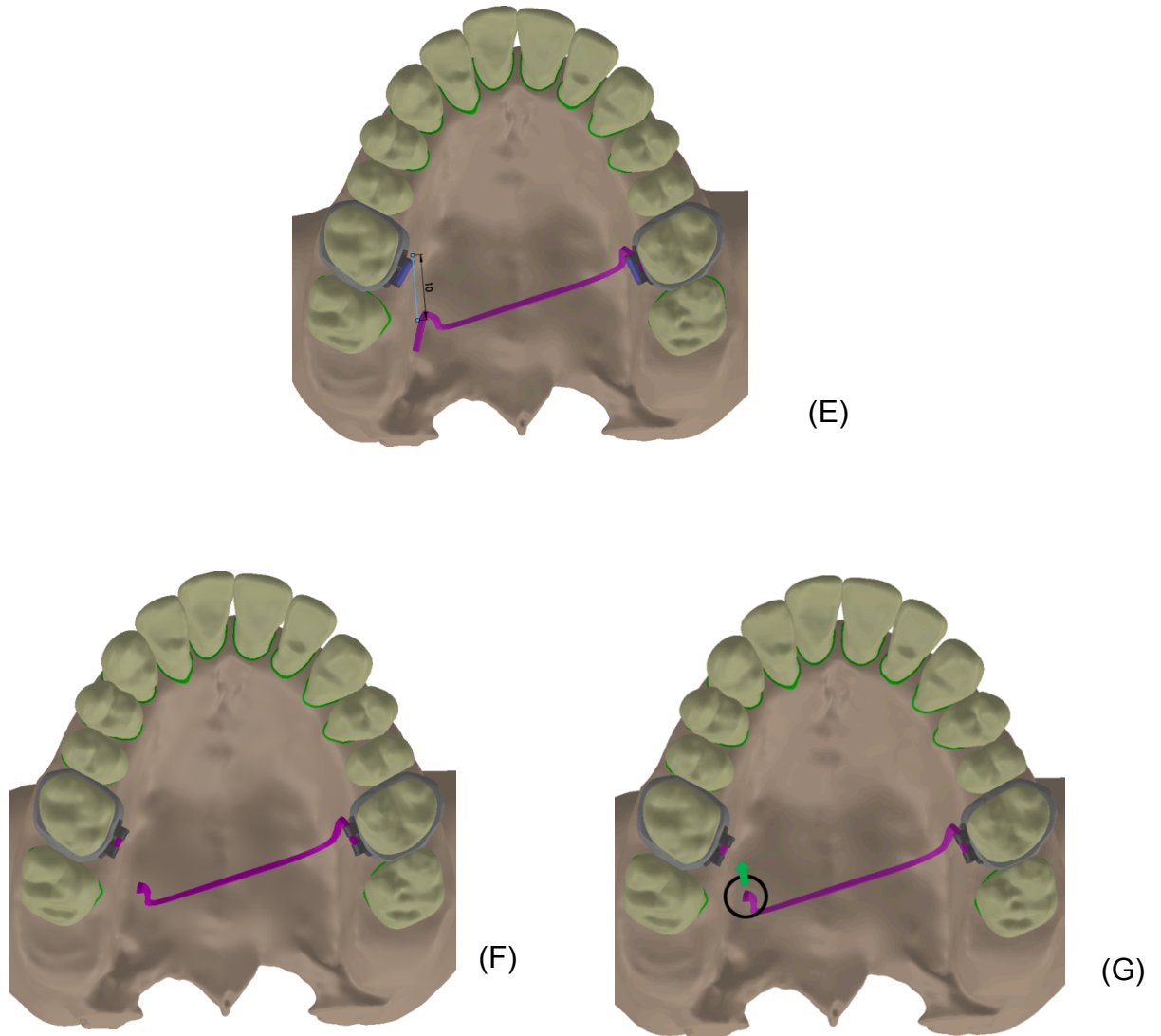


Figura 13- Etapas de modelagem e simulação do fio para o modelo A (rotação molar bilateral). (conclusão)



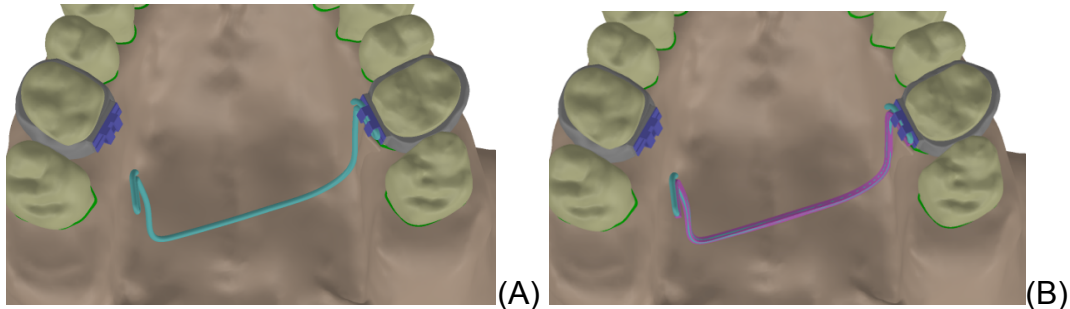
Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Inicialmente foi modelado um fio sem ativação (Figura 10 e Figura 13A), ainda no *Solidworks* o fio foi rotacionado até que o extremo de um dos lados esteja 10 mm para posterior, com fulcro na dobra do fio do lado oposto (Figura 13B). O ângulo formado no fio do lado de fulcro é mensurado (17° nesse modelo) e o fio foi remodelado com base nesse ângulo transferido para ambos os lados (Figura 13C). As próximas etapas foram realizadas para possibilitar o processamento matemático pelo software de elementos finitos. Um dos lados do fio ativado foi encaixado unilateralmente (Figura 13D) e a porção ativa do tubo do lado oposto foi seccionada e posicionada dentro do respectivo tubo (Figura 13E). Na simulação pelo software de elementos finitos, num primeiro passo a extremidade do fio livre foi configurada para deformar-se até que a porção livre do fio esteja novamente posicionada sobre a extremidade do fio dentro do tubo (Figura 13F). Num segundo passo, através de um recurso denominado "*Birth and Death*" (terminologia do software *Ansys*), foi criado um contato entre as extremidades dos fios, efetivamente unindo-os, e as cargas do primeiro passo que mantinham o fio dobrada foram liberadas, permitindo dessa forma que as tensões geradas no fio pela sua ativação agissem sobre os dentes. Em outras palavras, o primeiro passo da simulação calculou as tensões internas geradas no fio pela sua ativação e posicionamento nos tubos e o segundo passo calcula o impacto dessa ativação nos dentes. Todos esses passos foram executados também no lado oposto (Figura 13G), de forma que a BTP pudesse ser ativada bilateralmente e a simulação executada simultaneamente.

O modelo B foi simulado de forma semelhante ao modelo A, entretanto para evitar que a geometria cilíndrica do fio de aço pudesse ser incorretamente simulada no primeiro passo, durante as simulações de calibragem de ativação, foi mantida uma geometria de referência no fio simulado. A Figura 14 mostra o modelo B (fio aço) com fio ativado e sobreposição dos dois fios.

Figura 14- Fio do modelo B ativado e pronto para simulação (A) e sobreposição dos fios de ambos os modelos (B).



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

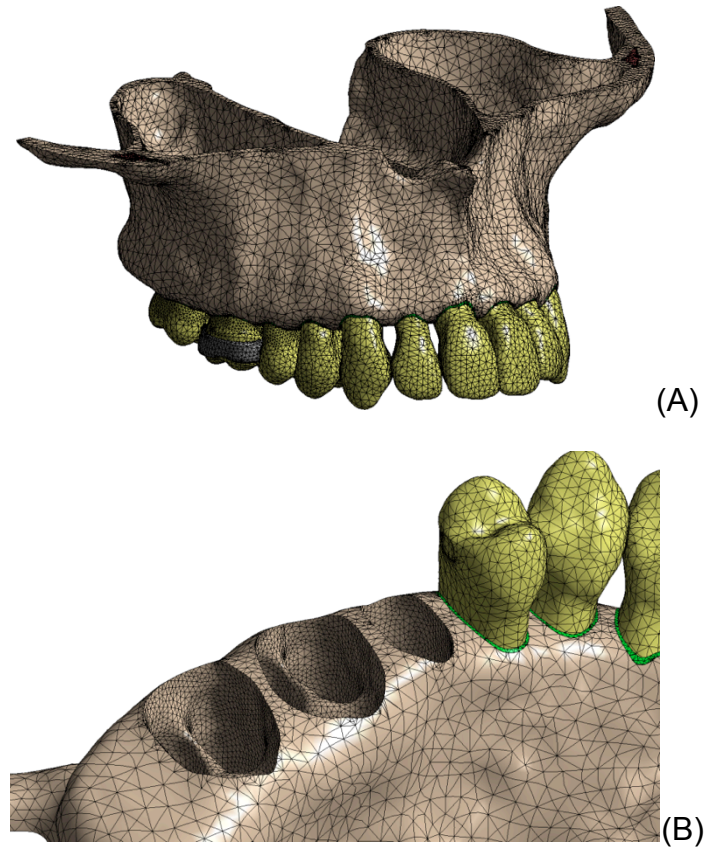
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Para possibilitar a análise pelo método a discretização do modelo foi realizada, que consiste na transformação do modelo sólido numa malha de nós e elementos (Figura 15). A malha foi gerada e validada através de um processo de refinamento da malha, verificando-se a convergência dos resultados, sendo o número de nós e elementos gradualmente aumentados, até que a diferença nos picos de tensão entre um refinamento de malha e outro fosse de 5% ou menos. Com estas medidas, o erro geométrico característico de um processo de discretização de malha foi minimizado. A malha foi gerada com elementos quadráticos tetraédricos de 10 nós (Ansys solid 187), o que possibilita a cópia da geometria irregular presente nos modelos analisados. O número de nós/elementos foi de 1271787 / 741490 para o modelo com fio TMA e 1231728 / 717375 para o modelo com fio de aço.

Todos os modelos foram então resolvidos (Windows 7 64 bits, processador Intel I7 920, 24 Gb memória RAM). A plotagem gráfica e numérica dos resultados foi registrada, avaliada e comparada.

A pressão se refere à energia transferida entre um corpo a outro após um estímulo, enquanto tensão se refere à energia interna de um corpo. Na pressão, por padronização da engenharia, valores positivos se referem à pressão compressiva e valores negativos a pressão trativa. Para os resultados de tensões os valores positivos se referem a tensões de tração, enquanto valores negativos a tensões de compressão para os resultados que diferenciam tensões de tração e compressão. Alguns critérios de análise não fazem essa distinção e seus resultados serão sempre positivos, como o critério das tensões equivalentes de von Mises.

Figura 15- Malha de elementos finitos do modelo com fio de TMA (A) e refinamento de malha na região periodontal do osso (B).



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

5 RESULTADO

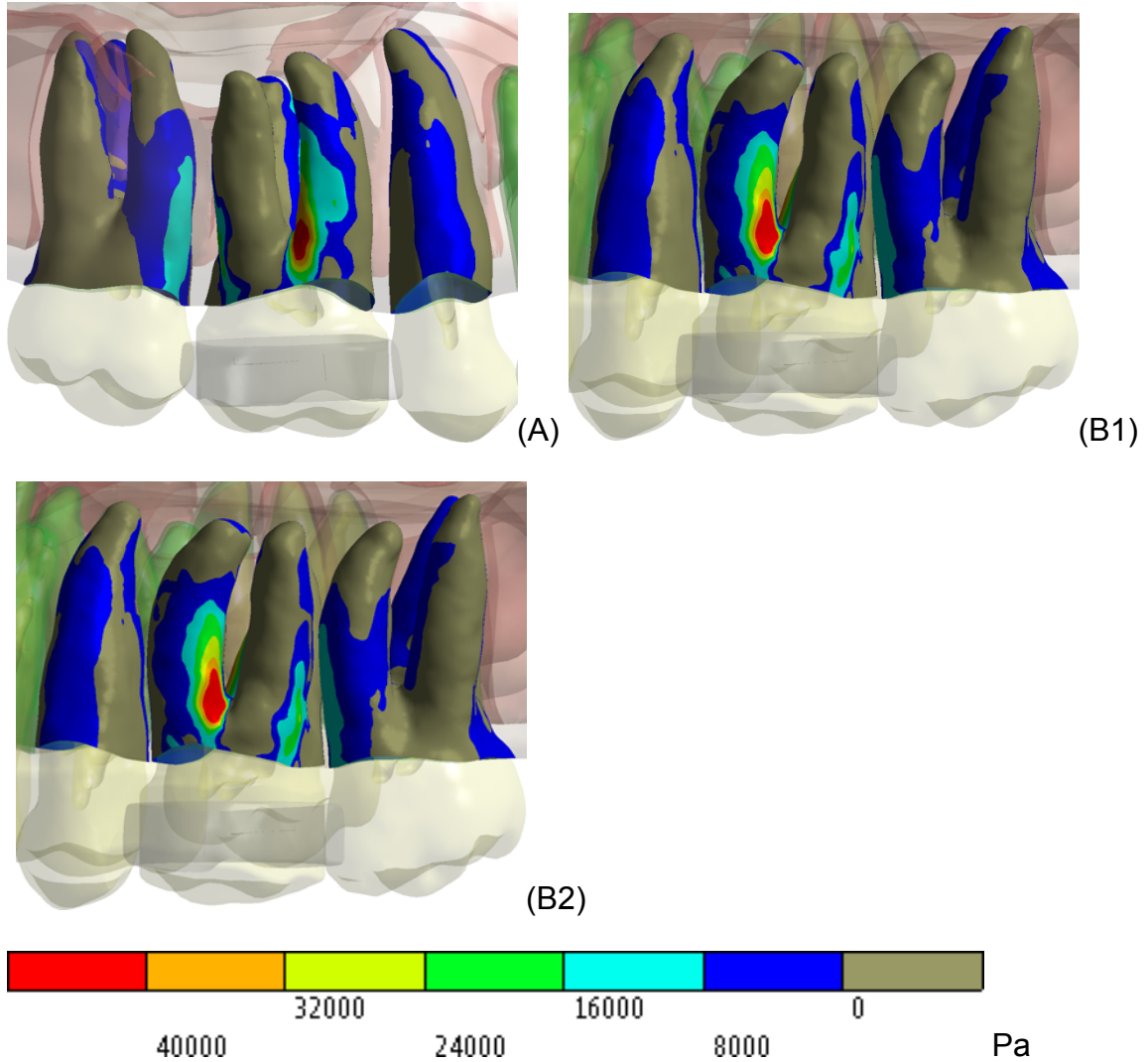
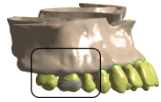
Plotagens gráficas dos resultados foram realizadas para visualizar a tendência de movimento dos diferentes modelos.

A presente pesquisa analisou a pressão gerada na superfície de contato entre o osso alveolar e o ligamento periodontal para analisar o comportamento dos diferentes tratamentos no osso e seu impacto nas tendências de remodelação óssea. Também analisou a pressão gerada na superfície de contato entre o ligamento periodontal e o dente.

Os resultados para o modelo A foram semelhantes entre os lados direito e esquerdo e apresentaram as mesmas tendências (Figura 16), embora ocorressem pequenas variações na intensidade.

Também foi possível através do *software* de elementos finitos quantificar e visualizar os vetores de movimento do dente 16, quando a BTP foi ativada de forma simétrica. Nota-se tendência de rotação bilateralmente (Figura 17).

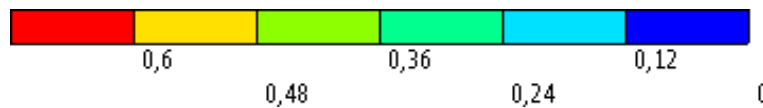
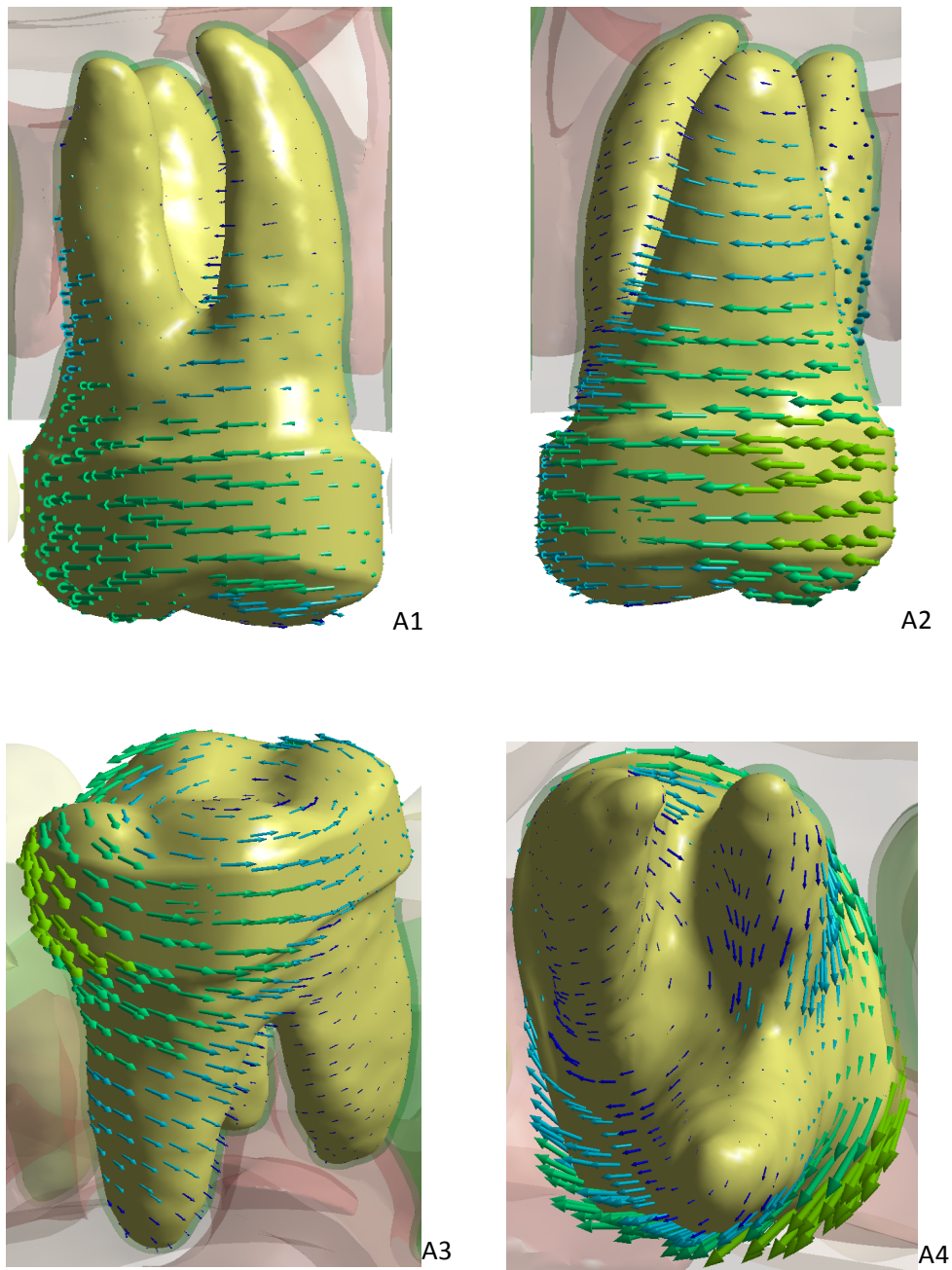
Figura 16- Resultado das pressões compressivas entre ligamento periodontal e osso alveolar no lado direito (A) e lado esquerdo (B), vista vestibular, demonstrando as mesmas tendências observadas em ambos os lados para o modelo A (rotação molar bilateral). A imagem B2 é a B1 invertida horizontalmente para facilitar a comparação com a imagem A.



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 17- Vetores de deslocamento no dente 16 para o modelo A e B.
1: vista vestibular, 2: vista palatina, 3: vista de perfil e 4: vista apical.



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

O Quadro 2 e as Figuras 18 e 19 mostram os resultados das pressões entre ligamento periodontal e osso alveolar no dente 16 para o modelo A (fio TMA) e B (fio aço). Observou-se que a BTP de aço produziu maiores picos de pressão compressiva e trativa, quando comparada com a BTP de TMA, demonstrado nos halos de cor vermelha das Figuras 18 e 19. Estes halos de cor vermelha concentraram-se nas áreas próximas da furca do dente, e as pressões foram diminuindo gradativamente em direção ao ápice, conforme é possível notar na escala de cores. A BTP de aço ainda foi capaz de produzir uma área de pressão intermediária (halo amarelo), em torno de 32000 Pa, que não foi observada no modelo A.

Quadro 2 - Picos de pressões entre ligamento periodontal e osso alveolar no dente 16 (em Pa) e seu percentual em relação aos resultados do modelo A (TMA)

	Trativa	Compressiva
Modelo A (TMA)	57613 (100%)	55344 (100%)
Modelo B (Aço)	104256 (181%)	101517 (183%)

Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 18- resultado das pressões compressivas entre ligamento periodontal e osso alveolar no quadrante 1 para o modelo A e B. 1: vista vestibular, 2: vista palatina e 3: vista apical. (continua)

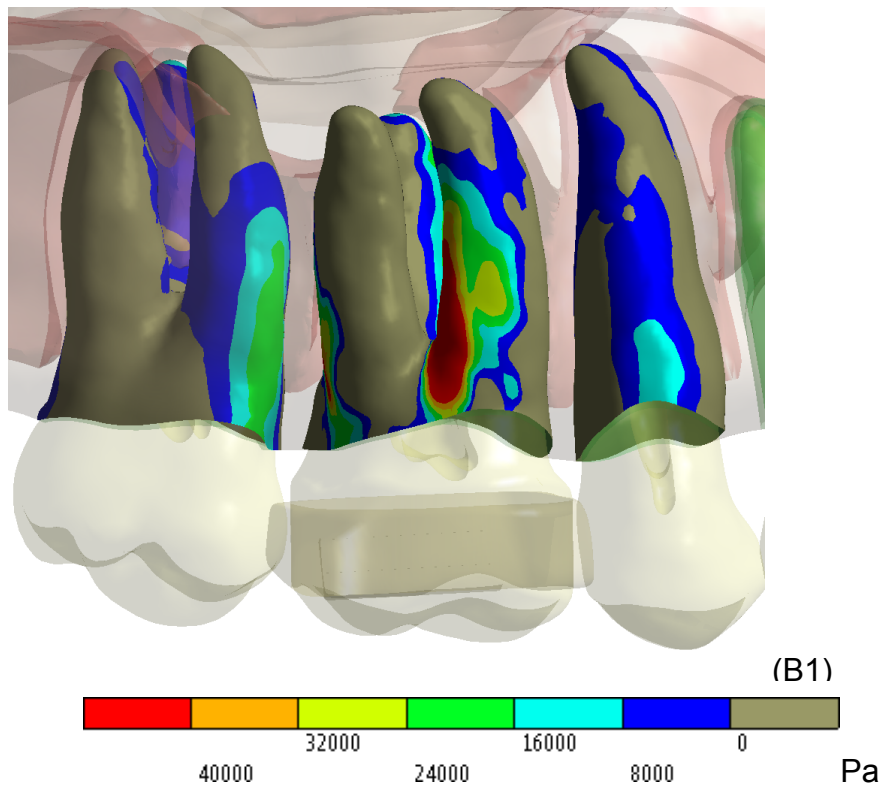
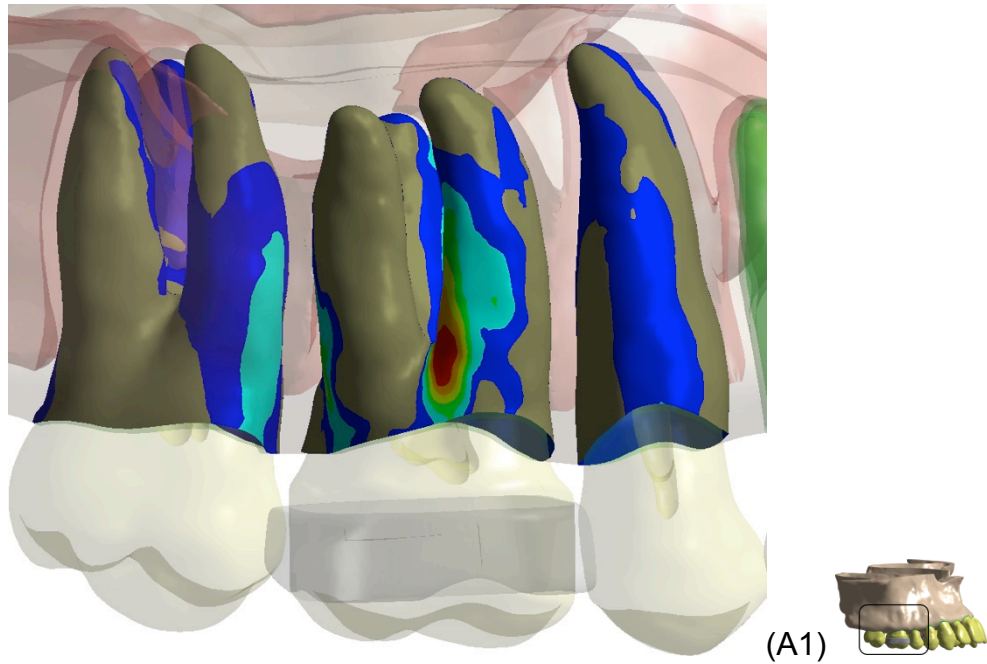


Figura 18- resultado das pressões compressivas entre ligamento periodontal e osso alveolar no quadrante 1 para o modelo A e B. 1: vista vestibular, 2: vista palatina e 3: vista apical. (continuação)

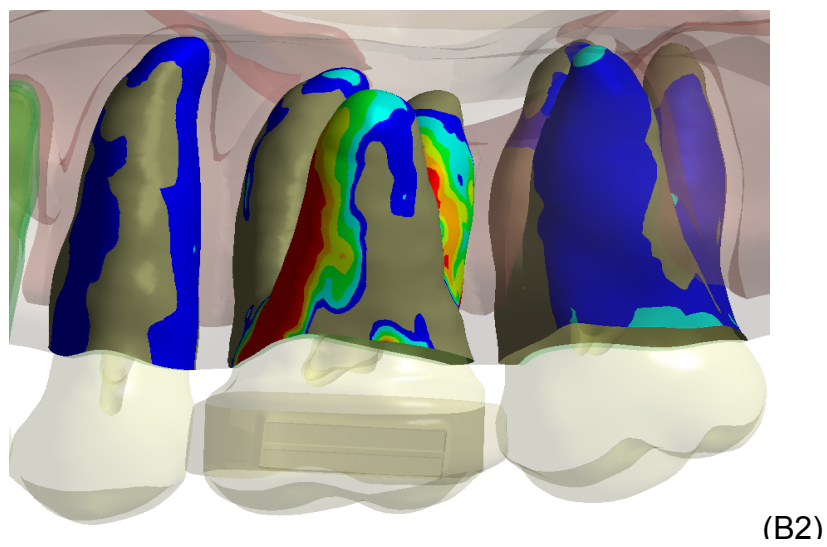
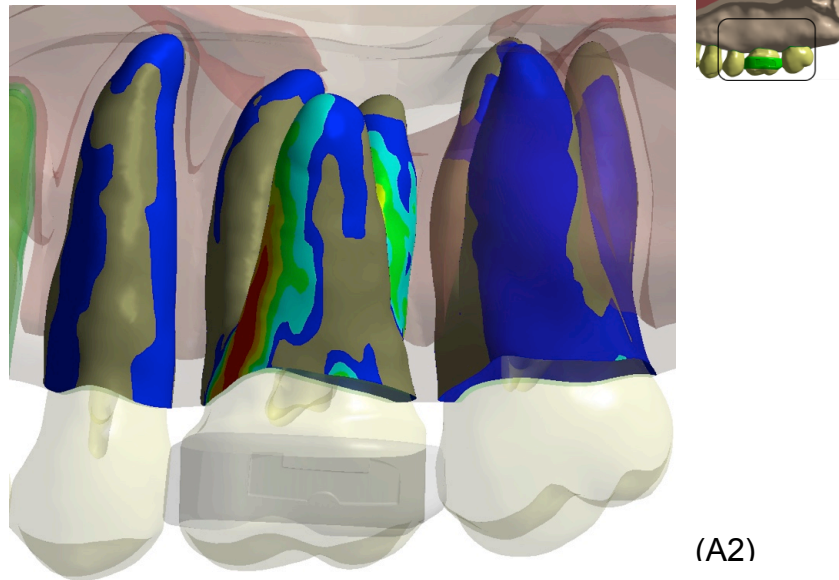
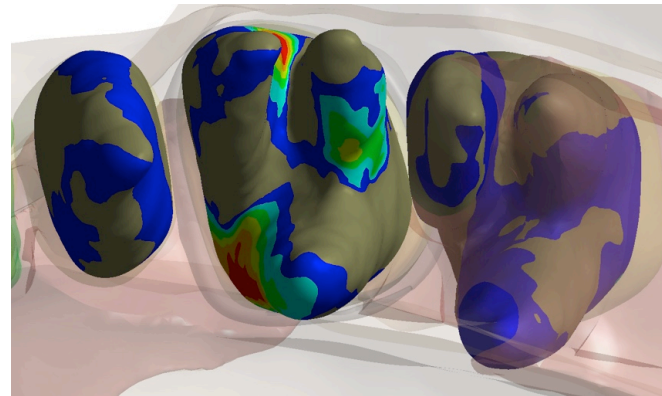
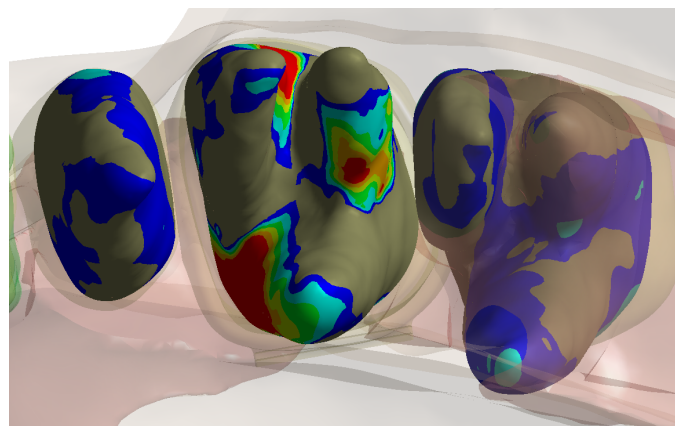


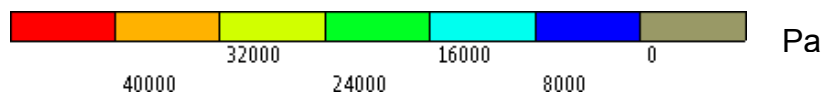
Figura 18- resultado das pressões compressivas entre ligamento periodontal e osso alveolar no quadrante 1 para o modelo A e B. 1: vista vestibular, 2: vista palatina e 3: vista apical. (conclusão)



(A3)



(B3)



Pa

Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 19- resultado das pressões trativas entre ligamento periodontal e osso alveolar no quadrante 1 para o modelo A e B. (continua)

A: vista vestibular, B: vista palatina e C: vista apical.

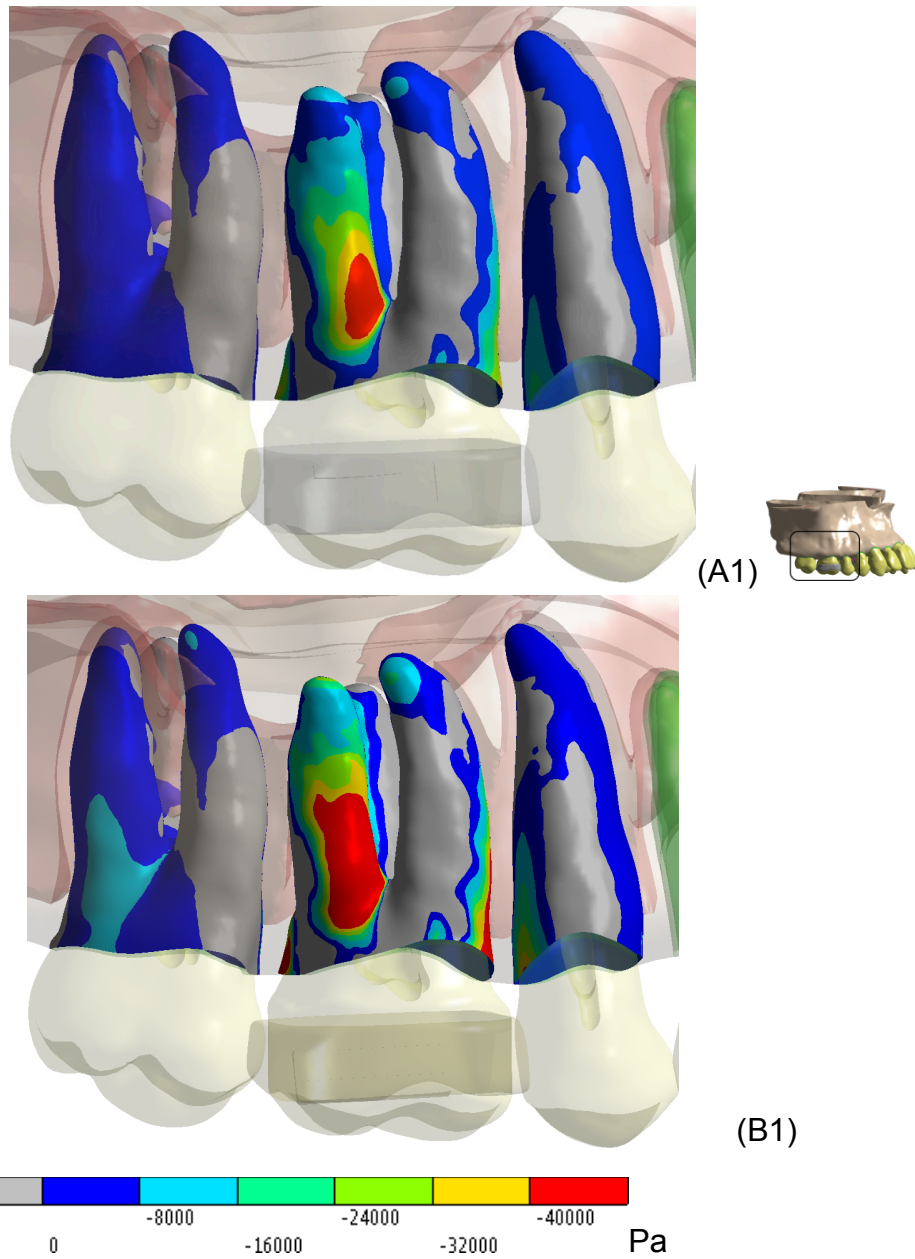
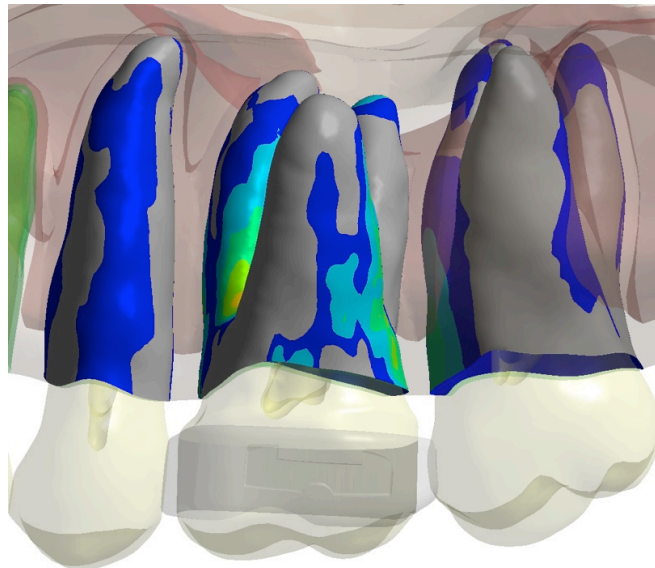
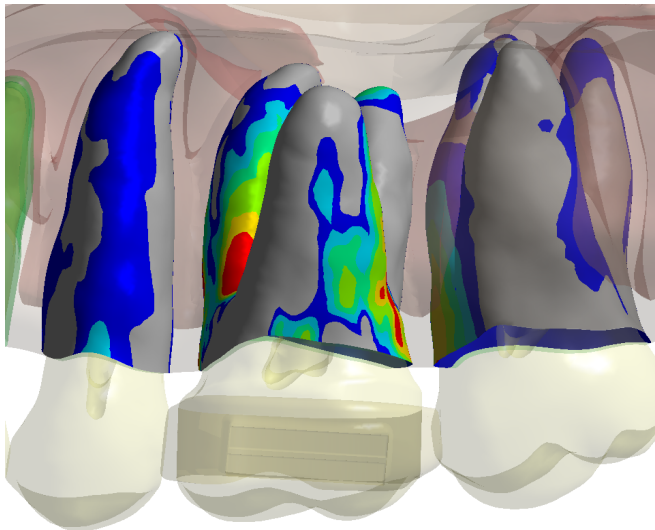


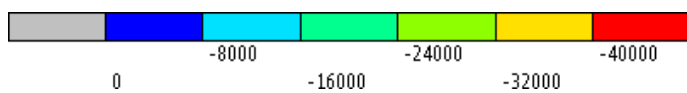
Figura 19- resultado das pressões trativas entre ligamento periodontal e osso alveolar no quadrante 1 para o modelo A e B. (continuação)



(A2)

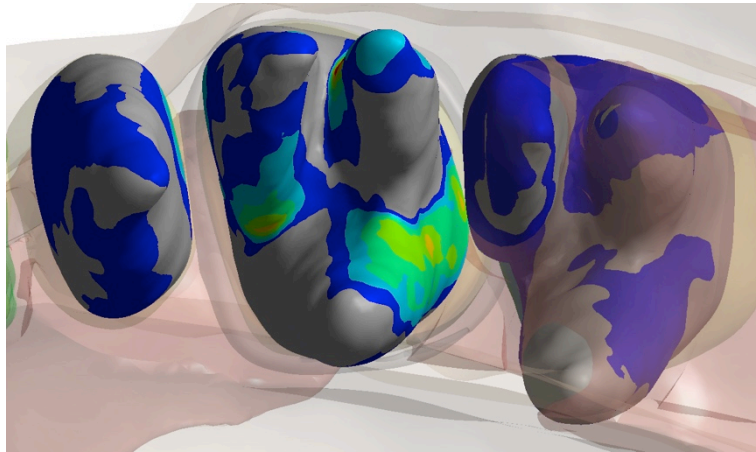


(B2)

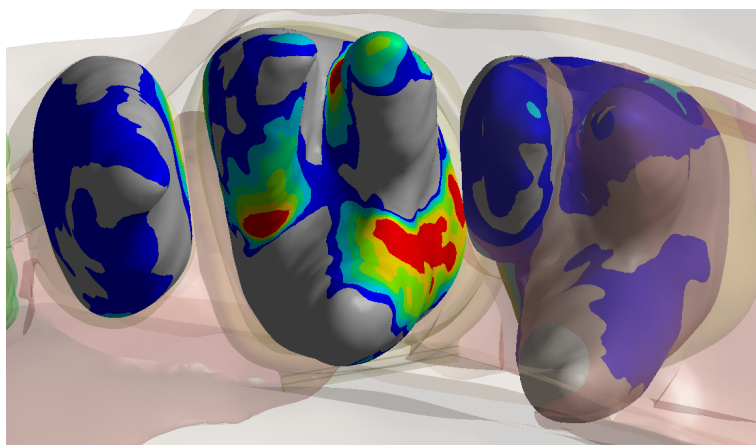


Pa

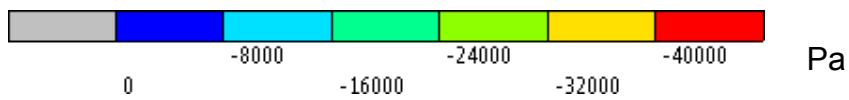
Figura 19- resultado das pressões trativas entre ligamento periodontal e osso alveolar no quadrante 1 para o modelo A e B. (conclusão)



(A3)



(B3)



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

O Quadro 3 e as Figuras 20 e 21 mostram os resultados das pressões compressivas e trativas entre ligamento periodontal e a superfície radicular do dente 16 para o modelo A (fio TMA) e B (fio aço). A plotagem do *software* é diferente para esses resultados, em que o *software* plota as imagens internamente entre ligamento e dente e quando observado por um determinado ponto de vista ele mantém transparente a face externa e mostra a face interna. Em outras palavras, quando observado por uma vista vestibular por exemplo ele mantém as paredes vestibulares como transparentes e mostra as paredes linguais, como se o dente estivesse cortado.

Nota-se que houve maiores picos de pressão quando a BTP foi confeccionada com aço inoxidável, em um padrão semelhante ao observado entre o ligamento periodontal e osso alveolar. Mais uma vez, a pressão diminuiu gradativamente em direção ao ápice dos molares.

Quadro 3- Picos de pressões sobre o dente 16. (em Pa) e seu percentual em relação aos resultados do modelo 1 (TMA)

	Trativa	Compressiva
Modelo A (TMA)	58550 (100%)	57192 (100%)
Modelo B (Aço)	105494 (180%)	105240 (184%)

Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 20- resultado das pressões compressivas entre ligamento periodontal e a superfície radicular do dente 16 para o modelo A e B. (continua)

1: vista vestibular, 2: vista palatina e 3: vista apical.

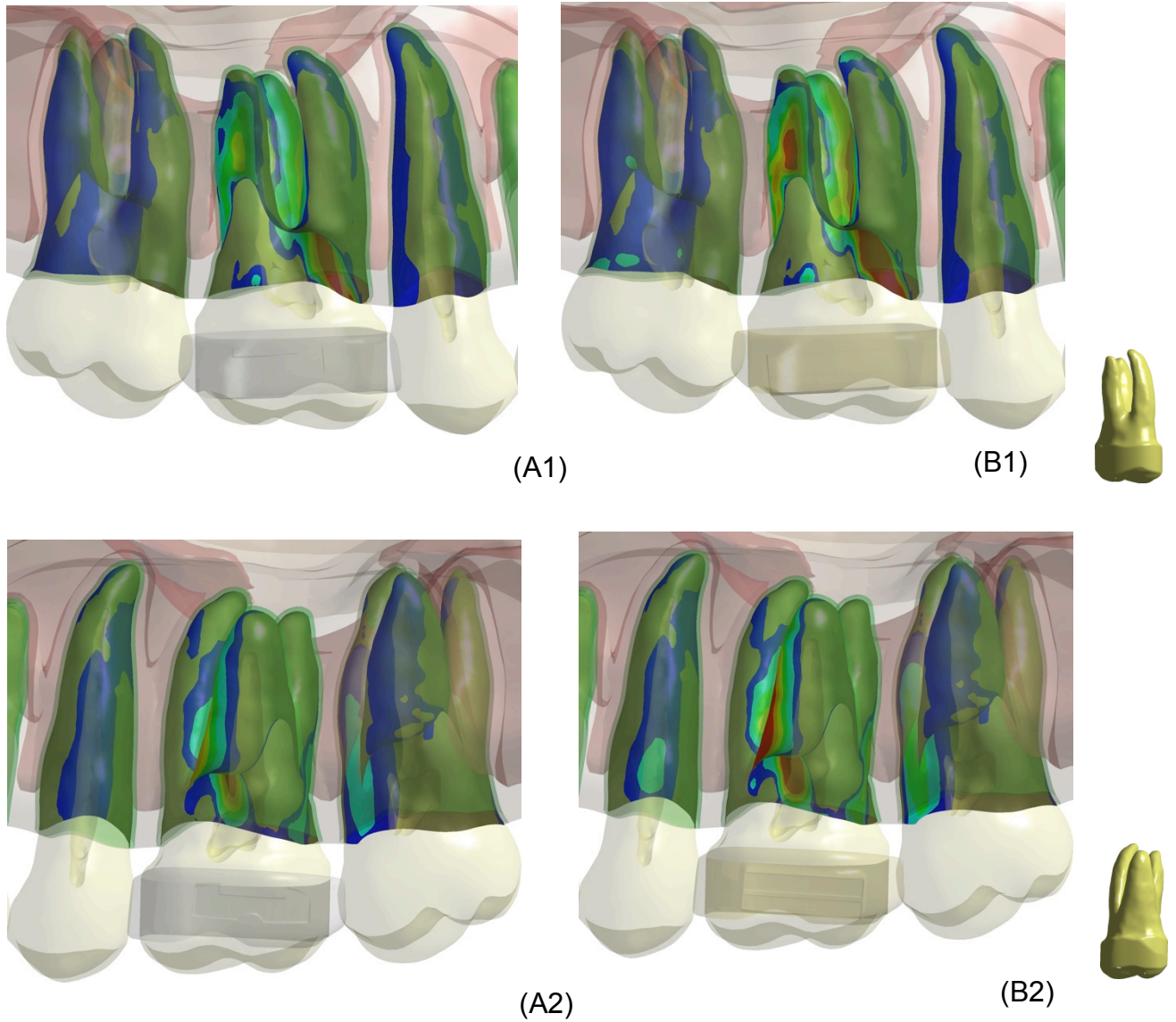
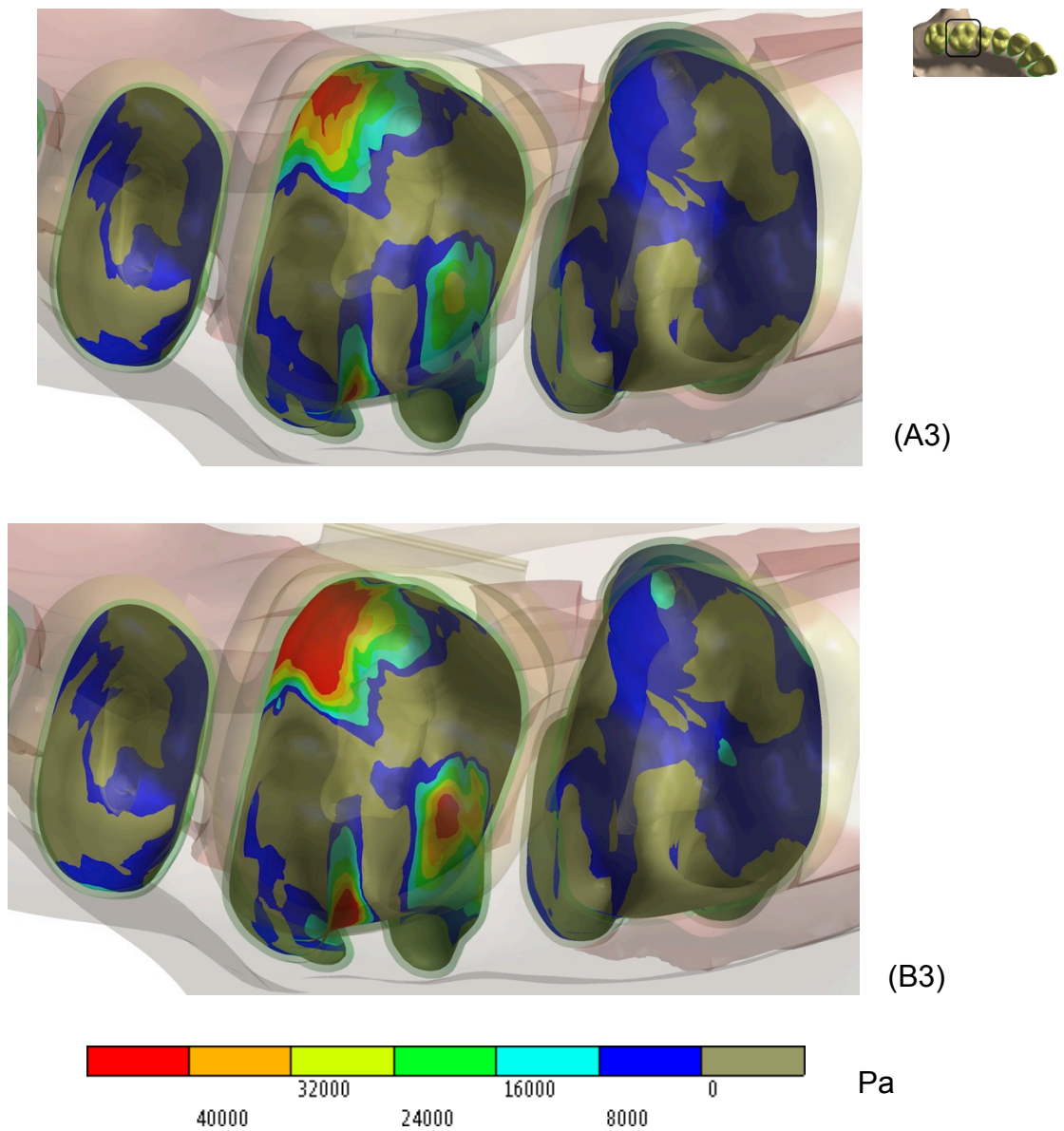


Figura 20- resultado das pressões compressivas entre ligamento periodontal e a superfície radicular do dente 16 para o modelo A e B. (conclusão)
1: vista vestibular, 2: vista palatina e 3: vista apical.

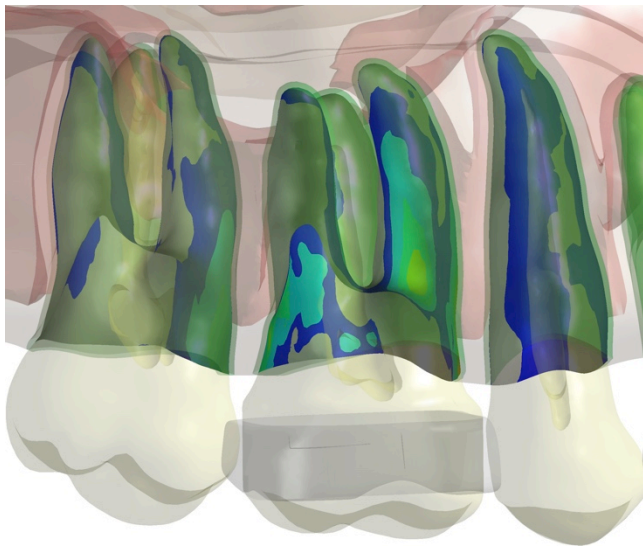


Autor: Luegya Knop Shintcovsk

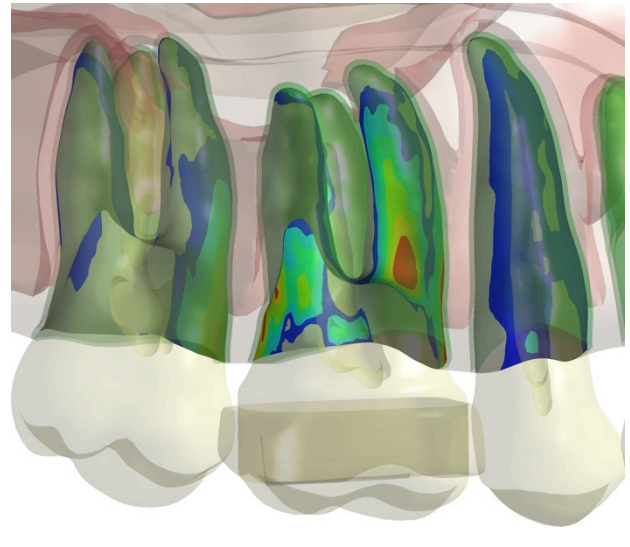
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 21- resultado das pressões trativas entre ligamento periodontal e a superfície radicular do dente 16 para o modelo A e B. (continua)

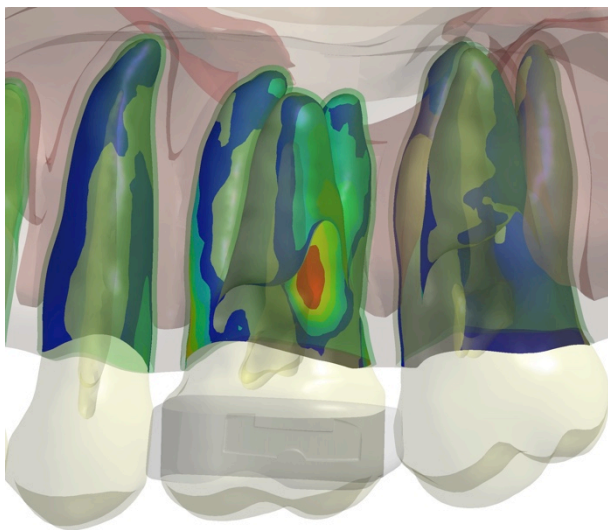
1: vista vestibular, 2: vista palatina e 3: vista apical.



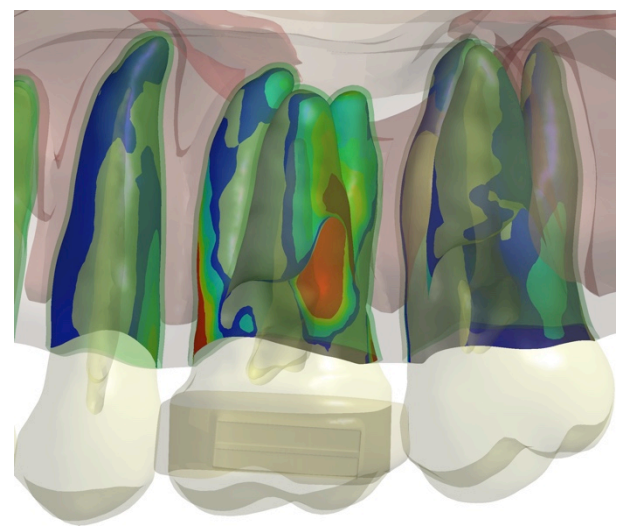
(A1)



(B1)



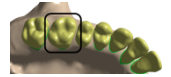
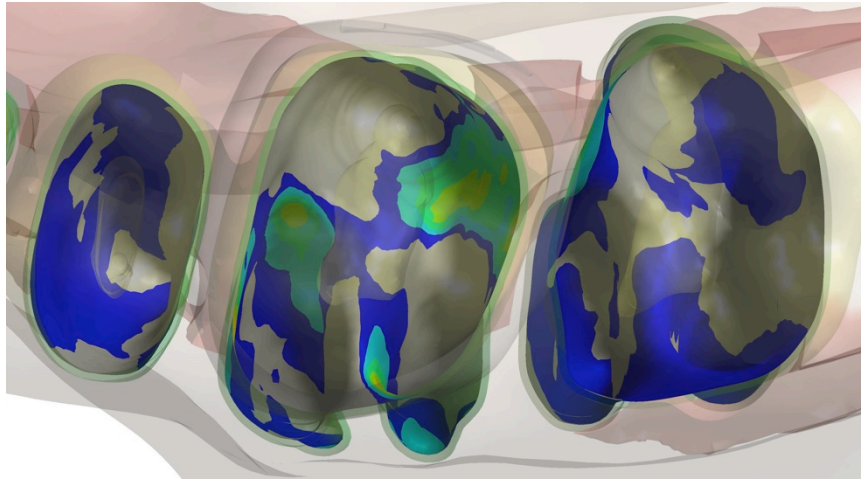
(A2)



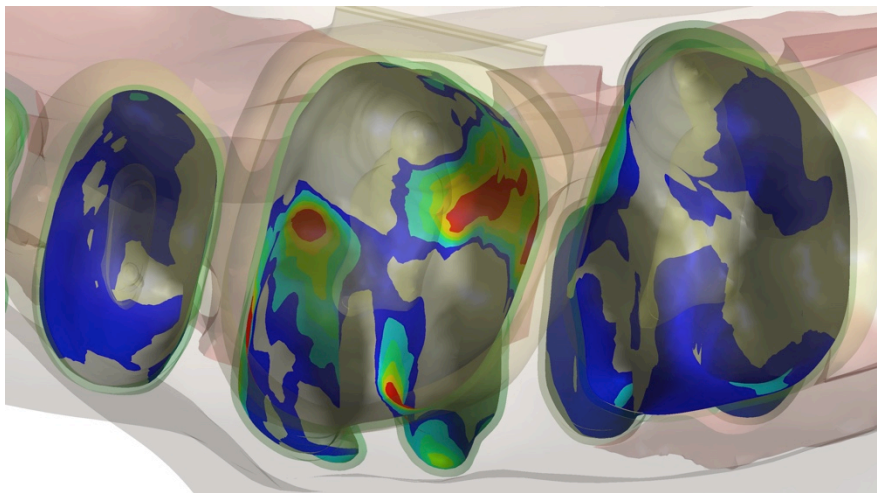
(B2)



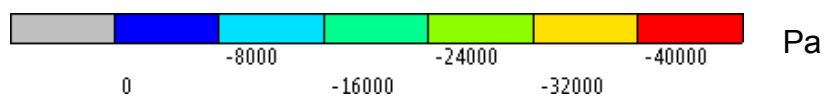
Figura 21- resultado das pressões trativas entre ligamento periodontal e a superfície radicular do dente 16 para o modelo A e B. (conclusão)



(A3)



(B3)



Autor: Luegya Knop Shintcovsk
 Fonte: Arquivo pessoal do autor

Para fins de referência, o Quadro 4 e a Figura 22 mostram as tensões equivalentes no fio de TMA e de aço após a simulação. Nota-se que houve maior concentração de tensão no fio de aço inoxidável, e na região da dobra aguda.

Quadro 4- Picos de tensões equivalentes no fio ativado e seu percentual em relação aos resultados do modelo 1 (TMA)

Tensões equivalentes (MPa) e percentual	
Modelo A (TMA)	493 MPa (100%)
Modelo B (Aço)	1217 MPa (247%)

Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 22- resultado das tensões equivalentes (von Mises) no fio de TMA (A) e de aço (B). 1: vista vestibular e 2: vista posterior. (continua)

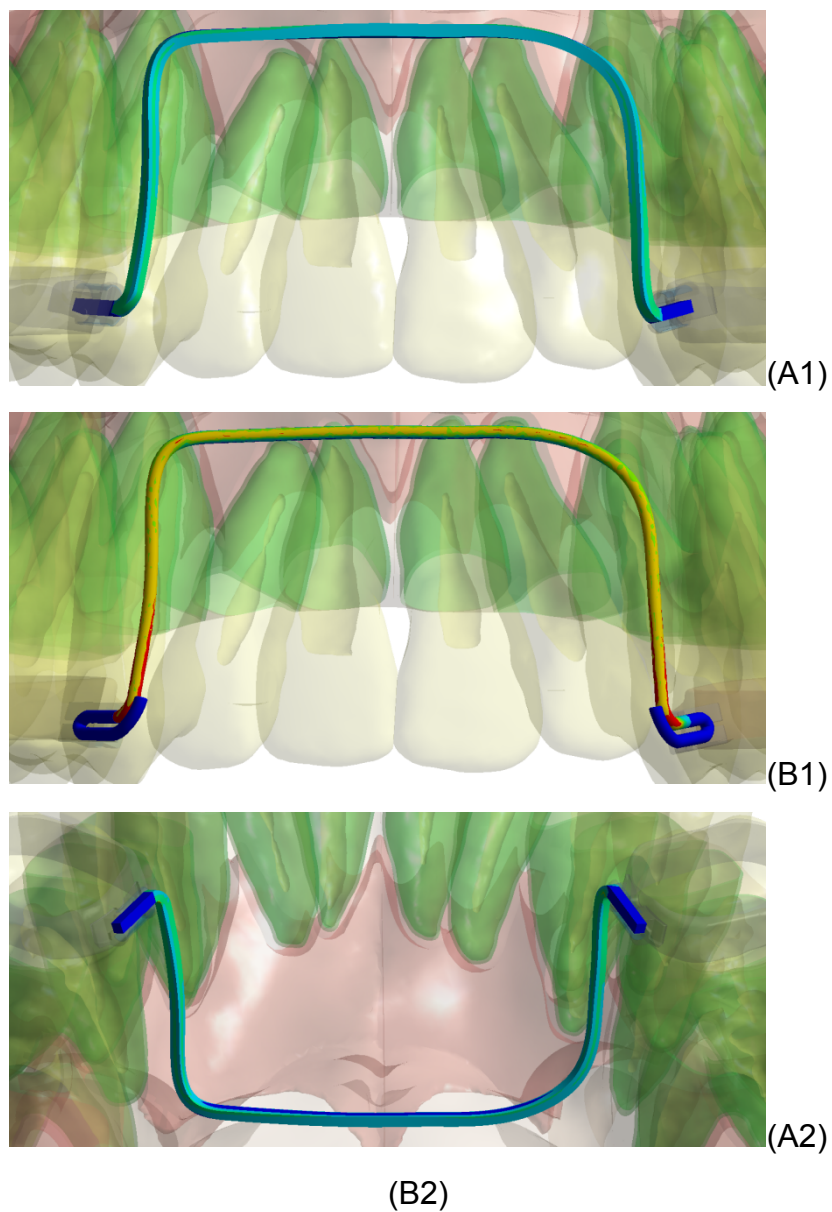
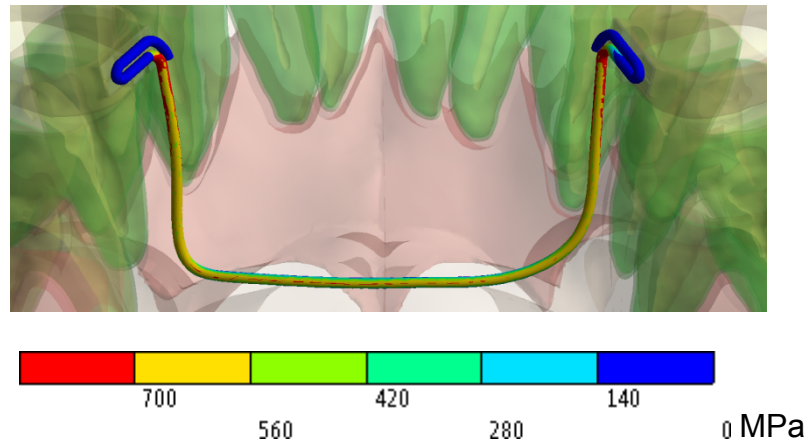


Figura 22- resultado das tensões equivalentes (von Mises) no fio de TMA (A) e de aço (B). 1: vista vestibular e 2: vista posterior. (conclusão)



Autor: Luegya Knop Shintcovsk

Fonte: Arquivo pessoal do autor

6 DISCUSSÃO

Os princípios biomecânicos aplicados aos aparelhos ortodônticos são os mesmos que regem a ativação da BTP, e incluem três tipos de ativações: dobras em V simétricas, dobras em V assimétricas e dobras em degrau (Rebellato⁴⁰, 1995).

As dobras em V simétricas produzem binários de forças iguais e opostos (Rebellato⁴⁰, 1995; Gunduz et al.¹⁹, 2003), que se equilibram e se cancelam. Desta forma, apenas momentos de rotação iguais e opostos são observados, como na geometria VI de Burstone (Gunduz et al.¹⁹, 2003), e ao menos teoricamente, os molares se movimentariam simetricamente (Rebellato⁴⁰, 1995). Já as dobras em V assimétricas criam forças opostas, mas de diferentes magnitudes, que não são canceladas entre si (Rebellato⁴⁰, 2005), e não se equilibram, produzindo forças sagitais. Em relação as ativações em degrau, os binários de forças são criados na mesma direção.

Neste estudo, observou-se que houve apenas momento de rotação nos primeiros molares superiores (Figuras 16 e 17), quando a BTP foi ativada em V simetricamente. Foram visualizadas variações na intensidade dos resultados entre os lados direito e esquerdo, provavelmente devido a pequenas diferenças, como morfologia do osso ou posicionamento relativo dos dentes. Este achado corrobora com o estudo clínico de Dahlquist, Gebauer e Ingervall¹⁶ (1996) e Ingervall et al.²³ (1996), que afirmaram que momentos desiguais são observados entre os dois lados.

No entanto, nossos resultados discordam pelo menos em parte de Ingervall et al.²³ (1996) que observaram além de momentos de rotação, forças mesio-distais. Estes autores analisaram através de ensaio mecânico a ativação simétrica bilateral da BTP confeccionadas com aço inoxidável e TMA para correção de giro bilateral de molares. Os autores constataram que além do momento de rotação gerado, forças mesio-distais também são produzidas na ativação inicial, embora de baixa magnitude. Essas forças tendem a diminuir com a desativação das BTPs. Forças transversais de contração também foram detectadas durante a desativação do sistema. Em contrapartida, em estudo clínico, Dahlquist et al.¹⁶ (1996), observaram discretas forças de expansão na maioria dos casos avaliados, e forças de contração quando uma rotação mais ampla era necessária.

Um dado interessante revelado pelo MEF é localização do pico de pressão

compressiva na interface ligamento periodontal/osso alveolar, que foi próximo a zona de furca do primeiro molar superior. Ao menos teoricamente, essa seria área mais propensa à reabsorção radicular.

Na Figura 18, fica evidente como a BTP de aço alcançou picos de pressão em maior área do ligamento periodontal quando comparada a BTP de TMA. Esses picos estão concentrados mais próximos a área de furca (halo vermelho), e diminuem gradativamente à medida que alcançam o ápice (halo azul). Além disso, nas zonas de pressão compressiva, a BTP de aço produziu área de pressão intermediária (halo amarelo), em torno de 32000 Pa, que não foi observada no modelo BTP de TMA.

Com o objetivo de comparar forças e momentos liberados pela BTP de aço inoxidável e TMA, Ingervall et al.²³ (1996) realizaram um estudo laboratorial. Os autores constataram que as BTPs de aço produziram momentos que diminuíram rapidamente durante a desativação, enquanto que as de TMA desativaram de maneira mais constante e lenta. Portanto, recomendaram uso de BTPs de TMA para uso clínico, principalmente nos casos em que é necessária maior correção de giro dos molares.

O MEF não é capaz de avaliar o processo de desativação do sistema. Porém na ativação é inicial é possível observar diferenças sensíveis entre BTPs confeccionadas de aço e TMA, conforme no Quadro 2 e Figuras 18 e 19. A BTP de aço foi capaz de produzir quase o dobro de picos de pressão, tanto trativas quanto compressivas.

Sabe-se que as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos são determinadas pela composição química e microestrutura, que por sua vez é influenciada pelo seu processo de fabricação (Burstone, Goldberg⁸, 1980). Forças de baixa intensidade e contínuas são as mais desejadas durante movimento ortodôntico (Gunduz et al.¹⁹, 2003). Estes autores compararam BTP do tipo Goshgarian e do tipo Zachrisson em ensaio mecânico e observaram que maiores momentos de rotação foram obtidos com a do tipo Goshgarian. A adição dos loops na BTP tipo Zachrisson lhe confere maior flexibilidade, momentos iniciais menores na ativação e forças de contração menores na desativação.

Hoederath et al.²⁰ (2001) analisaram in vitro as diferenças entre BTPs de aço 0,036” e de TMA 0,032”x 0,032” nas ativações de primeira, segunda e terceira ordem. Os autores observaram que nas dobras de primeira ordem (expansão e contração), as BTPs de aço produziram forças superiores a 4,4N, comparadas a forças de 1,8 N produzidas pelas BTPs de TMA, devido a sua baixa carga/deflexão. A correção da rotação dentária foi alcançada de forma eficiente pelos dois sistemas, porém devido alta rigidez, as BTPs de aço produziram momentos de maior magnitude (38 Nmm) quando comparadas com as BTPs de TMA (14Nmm). Nas ativações de segunda ordem (inclinação), a BTP de aço produziu nenhum ou pequeno momento devido a forma curva dos tubos de encaixe. Já nas ativações de terceira ordem, os tubos *hinge cap* foram incapazes de controlar o torque. Os autores comentam que o sistema TMA de maneira geral proporciona menores forças e momentos, porém os tubos *hinge cap* necessitam de maior estabilidade dimensional.

Este estudo de certa forma corrobora com os achados de Hoederath et al.²⁰ (2001), que mostram a eficiência dos dois sistemas (aço e TMA) em corrigir a rotação dentária. No entanto, apesar do MEF não ser capaz de mensurar forças e momentos produzidos pelos sistemas, o que demonstra ser uma limitação deste estudo, traz informações complementares e pertinentes acerca de como essas forças e momentos são transmitidos ao ligamento periodontal/osso alveolar.

Hoederath et al.²⁰ (2001) demonstraram que as BTPs de aço produziram momentos de maior magnitude e no nosso estudo ficou evidente que este sistema foi capaz de gerar maiores picos de pressão no ligamento periodontal quando comparada a BTP de TMA. Este estudo foi pioneiro em demonstrar a ativação das BTPs com o método de elementos finitos. Até então Kojima e Fukui²⁷ (2008) demonstraram o comportamento da BTP passiva de aço através do MEF quando uma força mesial era aplicada nos molares. A literatura é escassa em demonstrar através do MEF a aplicação ativa das BTPs.

Por meio deste estudo, é possível inferir que a BTP confeccionada com fio de TMA é mais indicada clinicamente, visto que esta produz menores picos de pressão na área de furca, e portanto uma remodelação óssea mais adequada.

O terceiro objetivo deste artigo foi avaliar o padrão de tensão desenvolvido pelas BTPs na sua ativação. A Figura 22 demonstra que os maiores picos de tensão

ocorreram na área de dobra aguda do fio, mostrando que esta seria a área com maior concentração de estresse.

Howe et al.²¹ (1968) admitem que o estresse presente no fio ortodôntico não será capaz de liberar as forças desejadas no aparelho ortodôntico. Segundo os autores, como o ortodontista necessita de controle preciso sobre a movimentação dentária, as propriedades elásticas do material e a estabilidade dimensional dos arcos devem ser bem reconhecidas. Segal et al.⁴⁴ (2009) comentam que o estresse nos fios ortodônticos de NiTi e TMA aumentam taxa de corrosão destes.

Martins et al.³¹ (2008) observaram que molas T pré-ativadas curvas liberaram forças de menores intensidade quando comparadas com molas T pré-ativadas com dobras agudas.

Além disso, observou-se neste estudo que o pico de tensão na BTP de aço foi aproximadamente 2,5 vezes o pico da BTP de TMA. Montalvão et al.³⁴ (2014) compararam por meio de elementos finitos a distribuição do estresse de dois instrumentos rotatórios de Ni-Ti para instrumentação de canais dentários. O instrumental mais flexível apresentou menor pico de estresse quando comparado ao instrumental convencional. Nossos resultados corroboram com os achados de Montalvão et al.³⁴ (2014), já que a BTP de TMA (material mais flexível) apresentou menor pico de tensão.

7 CONCLUSÃO

- A BTP ativada em V simétrico produz apenas momento de rotação nos primeiros molares superiores, porém de magnitude discretamente diferente entre lados direito e esquerdo.
- O pico de concentração de estresse dos primeiros molares superiores quando estes são rotacionados encontram-se na área de furca
- A BTP de aço foi capaz de gerar maiores picos de pressão quando comparada com a BTP de TMA
- A BTP de TMA apresentou menor concentração de tensão no fio quando comparada a BTP de aço, sendo que em ambas o pico de tensão ocorreu na área de dobradura aguda

REFERÊNCIAS*

- 1 Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139(1): 59-71.
- 2 Andrade EL. Utilização da barra transpalatina na correção da má-oclusão de Classe II durante a dentição mista. *Ortodontia.* 2013; 46(5): 485-90.
- 3 Andreaus U, Colloca M, Iacoviello D. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. *Comput methods programs biomed.* 2010; 103(2): 61-73
- 4 Azenha CR, Macluf Filho E. Protocolos em ortodontia: diagnóstico, planejamento e mecânica. São Paulo: Napoleão Editora; 2011. p. 280-5.
- 5 Azevedo A. Método dos elementos finitos. [Suporte em meio Eletrônico]. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2013. [Acesso 2016 set 20]. Disponível em:
http://civil.fe.up.pt/pub/apoio/ano5/aae/pdf/Apontamentos/Livro_MEF_AA.pdf
- 6 Baldini G, Luder HU. Influence of arch shape on the transverse effects of transpalatal arches of the Goshgarian type during application of buccal root torque. *Am J Orthod.* 1982;81(3): 202-8.
- 7 Buranello FS, Cambaúva RDP, Nery CG. Barra transpalatina modificada. *Rev Clin Ortod Dental Press.* 2011; 10(3): 33-40.
- 8 Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1980; 77(2): 121-32.
- 9 Burstone CJ, Koenig HA. Precision adjustment of the transpalatal lingual arch: computer arch form predetermination. *Am J Orthod.* 1981; 79(2): 115-33.
- 10 Burstone CJ, Manhartberger C. Precision lingual arches. Passive applications. *J Clin Orthod.* 1988; 22(7):444-51.
- 11 Burstone CJ. The precision lingual arch: hinge cap attachment. *J Clin Orthod.* 1994; 28(3): 151-8.
- 12 Caballero GM, Carvalho Filho OA, Hargreaves BO, Brito HH, Magalhães Júnior PA, Oliveira DD. Mandibular canine intrusion with the segmented arch technique: a finite element method study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015; 147(6):691-7.
- 13 Caldas SG, Ribeiro AA, Simplício H, Machado AW. Segmented arch or continuous arch technique? A rational approach. *Dental Press J Orthod.* 2014; 19(2): 126-41.
- 14 Carlón JA. La rotación del primer molar superior. *Rev Esp Ortod.* 2009; 39: 115-30.

*De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-marco-2015.pdf>

- 15 Choi DS, Cha BK, Jang I, Kang KH, Kim SC. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. *Angle Orthod.* 2013 ;83(2):204-11.
- 16 Dahlquist A, Gebauer U, Ingervall B. The effect of a transpalatal arch for the correction of first molar rotation. *Eur J Orthod.* 1996; 18(3):257-67.
- 17 Gandini Jr LG, Gandini MR, Amaral RM. Continuous torque system with control of the reaction unit. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137(3):393-5.
- 18 Geramy A, Etezadi T. Optimization of unilateral molar rotation correction by a trans-palatal bar: a three-dimensional analysis using the finite element method. *J Orthod.* 2013; 40(3):197-205.
- 19 Gündüz E, Crismani AG, Bantleon HP, Hönigl KD, Zachrisson BU. An improved transpalatal bar design. Part II. Clinical upper molar derotation-case report. *Angle Orthod.* 2003; 73(3):244-8.
- 20 Hoederath H, Bourauel C, Drescher D. Differences between two transpalatal arch systems upon first-, second-, and third-order bending activation. *J Orofac Orthop.* 2001; 62(1):58-73.
- 21 Howe GL, Greener EH, Crimmins DS. Mechanical properties and stress relief of stainless steel orthodontic wire. *Angle Orthod.* 1968; 38(3):244-9.
- 22 Hoshina FT, Ramos AL. Comparação entre dois modelos de barras palatins quanto ao nível de força liberada. *Rev Clin Ortod Dental Press.* 2006; 5(2):51-8.
- 23 Ingervall B, Honigl KD, Bantleon HP. Moments and forces delivered by transpalatal arches for symmetrical first molar rotation. *Eur J Orthod.* 1996; 18(2): 131-9.
- 24 Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *J Orthod.* 2001 ;28(1):29-38.
- 25 Kamble RH, Lohkare S, Hararey PV, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. *Angle Orthod.* 2012; 82(5):799-805.
- 26 Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalerpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. *Angle Orthod.* 2012; 82(5):812-9.
- 27 Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134(3):335.e1-7.
- 28 Kojima Y, Fukui H. Numerical simulations of canine retraction with T-loop springs based on the updated moment-to-force ratio. *Eur J Orthod.* 2012; 34(1):10-8.
- 29 Lee SC, Park JH, Bayome M, Kim KB, Araujo EA, Kook YA. Effect of bone-borne rapid maxillary expanders with and without surgical assistance on the craniofacial structures using finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 145(5):638-48.

- 30 Lekholm U, Zarb FL. Patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.
- 31 Martins RP, Buschang PH, Martins LP, Gandini LG Jr. Optimizing the design of preactivated titanium T-loop springs with Loop software. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134(1):161-6.
- 32 McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament--a finite element study. *Angle Orthod.* 1992; 62(1):15-22.
- 33 Middleton J, Jones ML, Wilson AN.; Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *J Biomed Eng.* 1990; 12(4):319-27.
- 34 Montalvão D, Shengwen Q, Freitas M. A study on the influence of Ni-Ti M-Wire in the flexural fatigue life of endodontic rotary files by using Finite Element Analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014; 1 (40):172-9.
- 35 Nobre DF, Lopes GV. Aplicações clínicas da barra transpalatina removível. *Stomatos.* 2006; 12(23): 11-6.
- 36 Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, et al. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135(2): 174-81.
- 37 Panhóca VH, Lima RS. Barra transpalatina: aplicações e seus efeitos. *Rev Straight Wire Brasil.* 1994; 3(5): 13-21.
- 38 Ramos AL, Sakima MT, Pinto AS, Martins LP, Raveli DB. Barra palatina. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2000; 5(1):75-100.
- 39 Ramos AL, Sakima MT. Mecânica com a barra palatina. In: Almeida MR. *Ortodontia clínica e biomecânica.* Maringá: Dental Press; 2010. p. 475-99.
- 40 Rebellato J. Two-Couple orthodontic appliance systems: transpalatal arches. *Seminars Orthod.* 1995; 1(1): 44-54.
- 41 Rendón JEG, Castaño G. Biomecânica en el molar controle. *Rev Nac Odontol.* 2013; 9(1): 109-17.
- 42 Sakima MT, Sakima PRT, Sakima T, Gandini Jr LG, Pinto AS. Técnica do arco segmentado de Burstone. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2000; 5(2): 91-115.
- 43 Sachdeva R, Sakima T, Tanne K. O arco lingual como auxiliar no tratamento ortodôntico. *RGO.* 1986; 34(6):515-20.
- 44 Segal N, Hell J, Berzins DW. Influence of stress and phase on corrosion of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(6): 764-70.
- 45 Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res.* 2004; 7(2): 98– 107.

- 46 Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod.* 2009; 79(6):1102-7.
- 47 Verstryngne A, Van Humbeeck J, Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130(4):460-70.
- 48 Viecilli RF, Chen J, Katona TR, Roberts WE. Force system generated by an adjustable molar root movement mechanism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(2):165-73.
- 49 Wichelhaus A, Sander C, Sander FG. Development and biomechanical investigation of a new compound palatal arch. *J Orofac Orthop.* 2004; 65(2): 104-22.
- 50 Zablocki HI, Mcnamara Jr JA, Franchi L, Baccetti T. Effect of the transpalatal arch during extraction treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133(6): 852-60.
- 51 Zhao Z, Fan Y, Bai D, Wang J, Li Y. The adaptive response of periodontal ligament to orthodontic force loading - a combined biomechanical and biological study. *Clin Biomech.* 2008;23 Suppl 1:S59-S66.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 31 de Outubro de 2016.

LUEGYA KNOP SHINTINCOVSK