

JULIANA KINA

*Avaliação da verticalização de
segundo molar inferior ancorado em
minimplante através da metodologia
dos elementos finitos 3D*

ARAÇATUBA - SP

2013

JULIANA KINA

*Avaliação da verticalização de
segundo molar inferior ancorado em
minimplante através da metodologia
dos elementos finitos 3D*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia,
Campus de Araçatuba, Universidade Estadual
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte
integrante dos requisitos para obtenção do título de
DOUTORA, pelo Programa de Pós-Graduação em
Odontologia, Área de concentração em Ortodontia.

Orientador: Professor Adjunto Eduardo César Almada Santos

Co-Orientador: Professor Assistente Doutor Fellippo Ramos Verri

ARAÇATUBA - SP

2013

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

K51a Kina, Juliana.
Avaliação da verticalização de segundo molar inferior ancorado em miniplante através da metodologia dos elementos finitos 3D / Juliana Kina. - Araçatuba, 2013
73 f. : il ; tab. + 1 CD-ROM

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

Orientador: Prof. Dr. Eduardo César Almada Santos

Coorientador: Prof. Dr. Fellippo Ramos Verri

1. Ortodontia 2. Movimentação dentária 3. Análise de elementos finitos 4. Biomecânica I. T.

Black D4
CDD 617.643

Dedicatória

À minha mãe Marilene Sano Kina,

agradeço pelo seu exemplo de dignidade, alegria, fé e esperança. Obrigada pelo amor incondicional mesmo quando eu não o mereci. Não seria quem eu sou sem você para me espelhar, me orientar e me guiar. Quando olho pra trás e vejo o que passamos, percebo que só tenho a agradecer a Deus, por ter você em minha vida. Sem você, nossas lutas seriam mais árduas e nossas conquistas não teriam tanta alegria. Você com sua simplicidade, humildade e força de vontade, nos mostra que nenhuma dificuldade é capaz de tornar um obstáculo intransponível. É por você que me esforço para ser uma pessoa melhor, e é em você que vejo a luz necessária para iluminar meus caminhos.

A minha irmã Mônica Kina,

que está sempre ao meu lado me apoiando e incentivando. Saiba que minhas conquistas são igualmente suas e que a sua luta será sempre minha. Sem sua coragem, esforço, dedicação, apoio sentimental e material não estaria aqui hoje. Você é meu orgulho e meu exemplo!

Ao meu namorado Jaime Yokoo Jr. ,

que me dá força nos momentos de fraqueza, me protege nos momentos de dificuldades, me apoia e incentiva nos momentos de dúvida, e acima de tudo me respeita nas minhas escolhas e decisões. Por acreditar comigo nos meus sonhos e por todo o seu amor. A toda a sua família agradeço pelo carinho, preocupação e incentivo.

Dedico à vocês Três esse trabalho e todo o meu amor.

Amo vocês!

Agradecimentos

Especiais

A Deus,

por ter abençoado todos os dias da minha vida, iluminando o meu caminho e me dando forças para seguir sempre em frente.

Eduardo César Almada Santos,

que me conduziu durante o Mestrado e o Doutorado como Orientador, professor e amigo. Agradeço pela sua compreensão e orientação no decorrer de toda minha Pós - Graduação. Obrigada pela confiança em mim depositada e pelos anos de convivência.

Felippo Ramos Verri,

Co-orientador e amigo querido, que com inteligência, profissionalismo, otimismo, boa vontade e competência tornou este projeto possível, transmitindo seus conhecimentos com clareza, humildade e paciência.

Daniel Augusto de Faria Almeida,

pela maneira prestativa e atenciosa com que me auxiliou na metodologia deste trabalho. Sua ajuda foi fundamental para a concretização desta etapa.

Ana Caroline Gonçalves Verri,

com bondade, carinho, altruísmo, generosidade e amizade me auxiliou neste trabalho. No momento mais difícil do meu Doutorado, quando não pude dar prosseguimento a outros projetos por inúmeras razões, você me ajudou a criar um novo caminho sem nunca esperar nada em troca.

Aubrey Fernando Fabre,

que esteve comigo desde o primeiro dia de Mestrado, dividindo tantas alegrias, angústias, incertezas e experiências. Obrigada por estar sempre cuidando, incentivando, ensinando, aconselhando, torcendo, estimulando, ouvindo...

Cristiane Regina Lúci Matos,

Lilian Sayuri Mada e Valéria de Queiroz M. Zagatto,

funcionárias da Pós Graduação, que não mediram esforços para me ajudar nas inúmeras dificuldades encontradas durante esta jornada. Sempre com bom humor, presteza, dedicação, carinho e amizade tornaram possível a finalização deste doutorado.

À cada um de vocês, minha eterna gratidão!

À família que ganhei na Ortodontia,

Ílídio Teodoro Filho,

peessoa mais que especial. Sempre transmitindo amor e alegria às todos em sua volta. Sempre preocupado com o próximo, humilde e de bom humor.

Obrigada Lidinho, pela sua amizade, carinho e pelos grandes momentos que proporciona a todos nós!!! Obrigada pela preocupação e pela disponibilidade, pelo carinho e pelos conselhos, pelo exemplo de bondade e altruísmo.

Carla Corrêa Mendes Gouvêa, Flávia de Moraes Arantes, Isabel

Cristina Prado Torres Lugato, Lillian Maria Brisque Pignatta Costa,

queridas amigas que vieram de presente com o meu crescimento pessoal e profissional. Dividimos tantas coisas durante esses anos de convivência que ficaria difícil enumerá-las... Ter vocês ao meu lado durante esses anos, com certeza tornou essa jornada mais divertida, fácil, agradável e feliz.

Maria Bertolina Mesquita de Oliveira,

que com sua simplicidade, tranquilidade e um grande coração esteve acompanhando de perto toda a minha Pós- Graduação. Agradeço à você Berta pela orações e pelo exemplo de pessoa honesta e sincera que você é.

Marcos Rogério de Mendonça,

a quem aprendi a admirar e respeitar pela sinceridade e paciência que teve comigo nos momentos mais difíceis. Obrigada pelo incentivo e fundamentalmente por acreditar em minha capacidade. O Sr. é um exemplo de pessoa e Mestre a ser seguido.

Aos meus colegas de Pós - Graduação , Éverton Ribeiro Lelis, Kelly

Regina Micheletti, Laércio Santos Dias, Renato Bigliuzzi,

Vessélin Margot Miranda Zamalloa,

pela amizade conselhos, atenção e carinho que vocês tiveram comigo ao longo desta Pós-Graduação.

Obrigada à todos vocês pelo amor, pelo carinho e pelo acolhimento!

A minha família,

Ao meu irmão Lukas Kina,

que mesmo com pouca convivência enche meu coração de amor, luz e alegria. Que Deus conserve sempre em você os bons sentimentos e os bons momentos que dividimos.

A todos os meus tios, tias, primos e primas,

Que mesmo estando longe estão sempre olhando por mim. Torcendo, incentivando, rezando...

Agradeço em especial a minha querida Avó Joana Sano que é um exemplo de humildade, simplicidade e coração puro.

A minha Avó Carmen Kina que enfrentou todas as dificuldades com determinação e coragem.

Ao meu Tio João e Tia Kátia que estão de muitas formas presentes em minha vida.

A todos vocês, meus queridos, que fizeram parte de todas as minhas conquistas, obrigada de coração!

Agradecimientos

Aos Professores da Ortodontia Osmar Aparecido Cuoghi e Francisco Antônio Bertoz, que colaboraram para o meu crescimento profissional ao longo desses anos.

Aos Professores Paulo Henrique dos Santos, Pedro Yoshito Noritomi, Galdino Iaque Neto e Marcos Rogério de Mendonça, por terem atendido prontamente o meu pedido para que viesse fazer parte da finalização desse trabalho. Obrigada pela disponibilidade e pela atenção.

À *Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – UNESP,* por todo o aprendizado profissional e pessoal.

À Coordenadora da Pós-Graduação Professora Doutora *Maria José Hitomi Nagata* e ao *Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.*

Epígrafe

"O caminho que eu escolhi é o do amor. Não importam as dores, as angústias, nem as decepções que vou ter que encarar. Escolhi ser verdadeiro. No meu caminho, o abraço é apertado, o aperto de mão é sincero. Por isso, não estranhe a minha maneira de sorrir e de te desejar tanto bem. Eu sou aquela pessoa que acredita no bem, que vive no bem e que anseia o bem. É assim que eu enxergo a vida e é assim que eu acredito que vale a pena viver."

Clarice Lispector

RESUMO

Kina J. Avaliação da verticalização de segundo molar inferior ancorado em minimplante através da metodologia dos elementos finitos 3D. [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2013.

Introdução: Um dos problemas causados pela perda do primeiro molar é a mesialização do segundo molar adjacente, que pode levar a problemas oclusais e funcionais. O emprego da ancoragem com mini-implantes tem sido recomendado pela literatura para a recuperação do espaço perdido, com satisfatório desempenho clínico. Porém, estudos biomecânicos bem delineados, com alto nível de evidência científica, ainda não foram sedimentados. Deste modo, por meio de análise biomecânica, fundamentada no método dos elementos finitos 3D, esse trabalho avaliou a distribuição de tensões em modelo simulado de verticalização de molar inferior com a utilização de um mini-implante ortodôntico como dispositivo de ancoragem, o qual foi submetido à tração lingual, vestibular e associada (vestibular e lingual).

Métodos: Para este estudo foi confeccionado um modelo tridimensional de elementos finitos, contendo um bloco simulado da região mandibular posterior com um segundo molar angulado mesialmente em 30 graus e um mini-implante autoperfurantes de 1,5 x 2,0 x 8 mm, inserido na distal e posicionado verticalmente em relação ao molar angulado, com aproximadamente 10 mm de distância. **Resultados:** Os resultados foram plotados em mapas de cores, padronizados, permitindo a comparação qualitativa entre as situações testadas. Os critérios de interpretação foram baseados em análises de mapas de Deslocamento, de Tensão Máxima Principal (TMXP) e microstrain, sendo cada critério descrito separadamente. **Conclusão:** Foi constatado que os três tipos de carga empregados foram efetivos para a verticalização do molar e que a aplicação de força bilateral ao dente inclinado gera movimentação mais uniforme.

Palavras chaves: Ortodontia; Movimentação dentária; Análise de elementos finitos; Biomecânica.

ABSTRACT

Kina J. Evaluation of mandible second molar uprighting anchored in miniplant using 3D finite element method. [thesis]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2013.

Introduction : One of the problems caused by the loss of the first molar is mesial movement of the adjacent second molar, which can lead to problems occlusal and functional. The use of mini-implant anchorage has been recommended in the literature to recover the lost space, with satisfactory clinical performance. However, biomechanical studies well designed, with a high level of scientific evidence has not yet been verified. Thus, through biomechanical analysis, based on 3D finite element method, this study evaluated the stress distribution simulated model of molar uprighting with the use of a mini -implants as orthodontic anchorage device, which was submitted tensile strength lingual, buccal and associated (buccal and lingual). **Methods:** For this study it was made a three-dimensional finite element model, a block containing simulated mandibular posterior region with a second molar mesially angled at 30 degrees, and a self-drilling mini-implant of 1.5 x 2.0 x 8 mm, inserted the distal positioned vertically in relation to the molar angled approximately 10 mm apart. **Results:** The results were plotted in color maps, standardized, allowing qualitative comparison between the situations tested. The interpretation criteria were based on analyzes of general displacement maps, Maximum principal, and microstrain, each criterion separately described. **Conclusion:** It was found that the three types of load employed were effective for molar uprighting and that the application of force to the tooth tilted bilateral movement generates more uniform.

Keywords: Orthodontics; Tooth movement; Finite Element Method; Biomechanics.

LISTA DE FIGURAS

| Figura | Nome | Página |
|-----------------|---|--------|
| Figura 1 | Imagem esquemática do modelo simulado, com localização do mini-implante a aproximadamente 10 mm distalmente ao molar. A - vista lateral; B - vista fronto-oclusal | 32 |
| Figura 2 | Modelagem obtida por recomposição tomográfica. A - Cortes tomográficos. B - Modelagem da área em corte em A | 34 |
| Figura 3 | Metodologia utilizada para obtenção do desenho do mini-implante. A - fixação em cera utilidade; B - vazamento com resina acrílica autopolimerizável; C - bloco obtido após polimerização; D - bloco posicionado para corte em recortadora; E - fotografia do mini-implante seccionado; F - Reprodução das linhas de referência para modelagem em Rhinoceros 3D. | 35 |

- Figura 4** Aspecto final da modelagem do mini-implante realizada em programa Rhinoceros 3D, buscando reproduzir com maior fidelidade possível as áreas de ponta ativa (porção intra-óssea correspondente as roscas), perfil transmucoso (situa-se entre a parte intra-óssea e a cabeça do mini-implante, onde ocorre a acomodação do tecido mole peri-implantar), e cabeça do mini-implante (parte que fica exposta clinicamente) que foi incluído no modelo simulado. 36
- Figura 5** Sequência de cortes do elemento dental seccionado para modelagem. 37
- Figura 6** Esquema de aplicação de carga para cada modelo. A - esquema de força em ambos os lados, de 37,5 cN cada; B - aplicação apenas vestibular, de 75 cN cada; C - aplicação apenas lingual, de 75 cN cada. 39
- Figura 7** Mapas de deslocamento do modelo 1. A - vista lateral em corte; B - vista oclusal. 42
- Figura 8** Mapas de deslocamento do ligamento periodontal do modelo 1. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular. 42

| | | |
|------------------|--|----|
| Figura 9 | Mapas de deslocamento do modelo 2. A - vista lateral em corte; B - vista oclusal. | 43 |
| Figura 10 | Mapas de deslocamento do ligamento periodontal do modelo 2. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular. | 44 |
| Figura 11 | Mapas de deslocamento do modelo 3. A - vista lateral em corte; B - vista oclusal. | 45 |
| Figura 12 | Mapas de deslocamento do ligamento periodontal do modelo 3. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular. | 46 |
| Figura 13 | Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal do modelo 1. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular. | 47 |
| Figura 14 | Mapas de Tensão Máxima Principal do osso cortical do modelo 1. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular. | 48 |
| Figura 15 | Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal do modelo 2. A - vista interna vestibular da | 49 |

metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular.

- Figura 16** Mapas de Tensão Máxima Principal do osso cortical do modelo 2. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular. 50
- Figura 17** Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal do modelo 3. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular. 50
- Figura 18** Mapas de Tensão Máxima Principal do osso cortical do modelo 3. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular. 51
- Figura 19** Mapas de microstrain do osso cortical e trabecular de todos os modelos em corte sagital. A - modelo 1; B - modelo 2; C - modelo 3. 52

LISTA DE TABELAS

| Tabela | Nome | Página |
|-----------------|---|---------------|
| Tabela 1 | Descrição das simulações testadas no modelo padrão | 33 |
| Tabela 2 | Descrição das propriedades dos materiais utilizados no estudo | 38 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3 D - Tridimensional

mm - Milímetros

Ti-6Al-4V- Titânio, Alumínio, Vanádio

MEF - Método dos Elementos Finitos

STL - STereoLithography

kgf/cm² - Kilograma força por centímetro quadrado

cN - Centinewton

E - Módulo de Young

μ - Coeficiente de Poisson

TMXP - Tensão Máxima Principal

MPa - Megapascal

g - Gramas

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1. Introdução | 25 |
| 2. Proposição | 30 |
| 3. Material e Métodos | 32 |
| 4. Resultados | 41 |
| 5. Discussão | 54 |
| 6. Conclusão | 60 |
| Referências | 62 |
| Anexos: | |
| Anexo I. Normas para publicação | 69 |

Introdução

Avaliação da verticalização de segundo molar inferior ancorado em miniplante através da metodologia dos elementos finitos 3D.

Introdução

A ancoragem em ortodontia é definida como a resistência que um ou mais elementos dentais oferecem ao deslocamento indesejado quando submetidos a uma força ortodôntica.¹ Convencionalmente, são utilizados para esta finalidade arco extraoral, placa lábio ativa, barra transpalatina, arco lingual e elásticos intermaxilares, que por necessitarem da colaboração do paciente podem levar a perda de ancoragem, o que nem sempre é desejável durante o tratamento ortodôntico.² Para uma ancoragem absoluta são indicadas as miniplacas, porém, a sua utilização eleva consideravelmente o custo do tratamento. Além disso, sua instalação e remoção envolve grande complexidade cirúrgica, sendo consideradas bastante invasivas.³

Quando se deseja um maior controle de ancoragem podemos utilizar os mini-implantes que apesar de não serem considerados como ancoragem absoluta, são inseridos diretamente no tecido ósseo possibilitando a movimentação dos dentes com a mínima movimentação da unidade de ancoragem.³ Outras vantagens consistem na facilidade de inserção e remoção, sendo os cuidados com a higiene fundamental para a sua manutenção na cavidade bucal.⁴

Devido a fácil acessibilidade e considerável eficiência clínica, os mini-implantes são muito utilizados, apresentando diâmetros que variam entre 1,2 mm a 2,0 mm e comprimento entre 5 a 12 mm, auto-rosqueáveis ou auto-perfurantes, com a cabeça em forma de botão ou bracket, perfil transmucoso de 0 a 3 mm e possíveis de colocação em várias áreas intra-orais.² São fabricados com uma liga de titânio grau V (Ti-6Al-4V) o que possibilita uma grande resistência à fratura e menor propensão a osseointegração, permitindo que ao final do tratamento o mini-implante possa ser removido com maior facilidade.^{2,5}

Estes dispositivos têm sido utilizados com sucesso em torno de 90%⁶ em diferentes indicações na ortodontia como: intrusão, retração inicial de caninos, distalização e verticalização de molares.^{7,8,9} Neste último caso, quando ocorre a perda precoce dos primeiros molares permanentes, normalmente é observado a inclinação mesial dos dentes posteriores, distalização dos dentes anteriores, extrusão do dente antagonista, interferências oclusais durante movimentos protrusivos, trauma oclusal, defeito periodontal angular na face mesial do segundo molar e perda de espaço, inviabilizando, muitas vezes, uma solução protética.^{10,11} Com o intuito de recuperar este espaço perdido, dispositivos ortodônticos como o arco lingual, cantilevers, molas e alças para a verticalização são utilizados.¹² Porém, estes necessitam que haja a instalação de aparelhos ancorados em outros dentes para que ocorra uma movimentação adequada.¹¹

Assim, a utilização dos mini-implantes em substituição aos aparelhos convencionais para ancoragem, tem demonstrado bastante sucesso clínico.⁶ Derton et al.¹¹ 2012 descreveram um protocolo clínico no qual utilizaram mini-

implantes para ancoragem com bastante eficácia. Foi utilizado um mini-implante para a verticalização do primeiro molar inferior obtendo espaço para a instalação de um implante no lugar do segundo pré-molar perdido. Park e colaboradores¹³ demonstraram sucesso na verticalização de molares utilizando mini-implantes como ancoragem e botões colados na coroa dos dentes. Com o auxílio de elástico corrente os molares foram posicionados para que houvesse melhora no aspecto oclusal comprovado através de radiografias. Além disso, estudos biomecânicos também demonstram que a verticalização de molares pode ser conseguida através de molas de verticalização.¹⁴

Uma das formas de se estudar biomecanicamente o mecanismo de ação/reação da utilização dos mini-implantes na verticalização de molares é o método dos elementos finitos (MEF). Este método tem sido utilizado com eficácia para o estudo de biomecânica em próteses sobre implante^{15,16} e para estudos de mini-implantes na área da ortodontia.^{14,17} Foi introduzido por Farah¹⁸ em 1973 na Odontologia e desde então, têm sido cada vez mais utilizado. O MEF é um método matemático, através do qual um meio contínuo é subdividido (discretizado) em elementos mantendo as suas propriedades originais. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados.¹⁹ É um método que consiste em transformar um problema complexo na soma de diversos problemas simples, com propriedades semelhantes, oferecendo uma solução para todo o conjunto.^{19,20}

Através do MEF podemos modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, como os dentes, ossos e biomateriais. Desta maneira, é possível a aplicação de um

sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas ao elemento dentário ou o tecido analisado a partir de experimentos.^{19,21}

Proposição

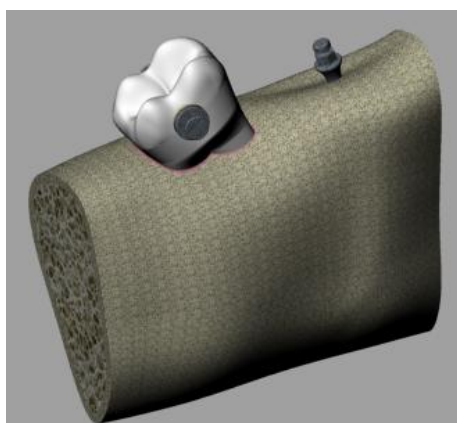
Proposição

O objetivo deste trabalho foi analisar a distribuição de tensões em modelo simulado de verticalização de molar inferior com a utilização de um mini-implante ortodôntico como ancoragem por tração vestibular, lingual e associada (vestibular e lingual), pelo método dos elementos finitos 3D.

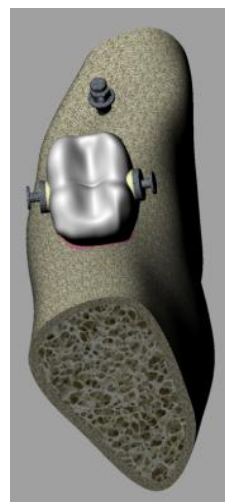
Material e Métodos

Material e Métodos

Para este estudo foi confeccionado um modelo tridimensional de elementos finitos, contendo um bloco simulado da região mandibular posterior esquerda com um segundo molar inclinado mesialmente em 30 graus, à semelhança da inclinação testada em trabalho publicado por Kojima¹⁰ O modelo continha ainda um mini-implante de 8mm de comprimento, perfil transmucoso de 2mm e diâmetro de 1,5mm (Miniparafuso Ortodôntico para Ancoragem Absoluta - REF 37.10.202 - Morelli Ortodontia, Sorocaba, Brasil) colocado em situação vertical distalmente ao dente molar com 10 mm de distância⁷. (Figura 1)



A



B

Figura 1A e 1B – Imagem esquemática do modelo simulado, com localização do mini-implante a aproximadamente 10 mm distalmente ao molar. A - vista lateral; B - vista fronto-oclusal

Diferentes aplicações de cargas foram realizadas, como descritas Na Tabela 1 e na Figura 6. A Tabela 1 ilustra a diferenciação existente entre as simulações.

Tabela 1 – Descrição das simulações testadas no modelo padrão

| | |
|-----------------|--|
| Modelo 1 | Bloco ósseo mandibular com segundo molar mesializado em 30°, com mini-implante em situação verticalizado, e tração na vestibular e lingual do dente molar aplicada sobre botões linguais colados, utilizando carga de 150cN, sendo 75cN porlingual e 75 cN por vestibular. |
| Modelo 2 | Bloco ósseo mandibular com segundo molar mesializado em 30°, com mini-implante em situação verticalizado, e tração na vestibular do dente molar aplicada sobre botão lingual colado, utilizando carga de 150cN. |
| Modelo 3 | Bloco ósseo mandibular com segundo molar mesializado em 30°, com mini-implante em situação verticalizado, e tração na lingual do dente molar aplicada sobre botão lingual colado, utilizando carga de 150cN. |

Obtenção do bloco ósseo

O bloco ósseo foi obtido por recomposição de uma tomografia computadorizada realizada pelo *software* Invesalius (CTI, São Paulo, Brasil). A partir desta recomposição, uma malha STL serviu como base para a modelagem final, que foi realizada com auxílio do *software* Rhinoceros 3D (NURBS Modeling for Windows, USA), à semelhança de técnica utilizada na área de próteses sobre implante.²²

O osso simulado foi do tipo II²², com uma cortical de 2 mm de espessura envolvendo o osso trabecular, modelado como corpo único, contínuo, isotrópico e sem porosidades, seguindo metodologia de trabalho desenvolvido em Tese de Doutorado na Faculdade de Odontologia de Araçatuba por Falcón-Antenucci²³ (2011). A lâmina dura ao redor do dente simulado foi confeccionada com 1 mm de espessura em média. O ligamento periodontal foi

simulado com espessura média de 0,25 mm.²⁴ A camada gengival não foi simulada, conforme metodologia de outros estudos.^{4,14,17,25}

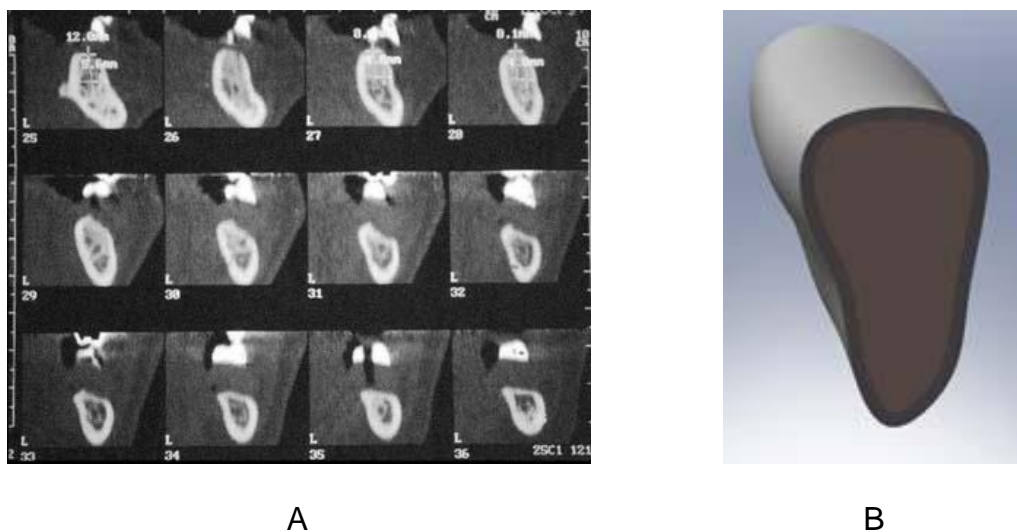


Figura 2 - Modelagem obtida por recomposição tomográfica. A - Cortes tomográficos. B - Modelagem da área em corte em A.

Obtenção do padrão do mini-implante

O mini-implante, com as medidas selecionadas para o estudo (1,5 x 2,0 x 8 mm) foi desenhado a partir de fotografia de seu perfil em alta resolução e modelado por ferramenta de revolução no *software* Rhinoceros 3D. (Figura 3) Pela metodologia, o mini-implante foi fixado em cera utilidade (Cera Utilidade Wilson – Polidental, Cotia- SP) (figura 3A), e em seguida, em toda a sua volta foi confeccionada uma matriz com a mesma cera. Na sequência, foi vertida resina acrílica autopolimerizável Jet Clássico (Dencor®, Metil Metacrilato – Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil) para inclusão do mesmo. (Figura 3B). Após polimerização, em polimerizadora (Polimerizadora EDG M500, EDG Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos- SP) por 4 minutos à temperatura de 30 graus Celsius com pressão aproximada de 5

kgf/cm², o bloco obtido foi fixado em máquina recortadora para seccionamento em sua porção média. A figura 3C ilustra o mini-implante antes do seccionamento. Em seguida, o bloco foi seccionado em máquina recortadora (*IsoMet 1000 Precision Saw* – Buehler, Illinois, EUA) (Figura 3D), até a obtenção do mini-implante seccionado (Figura 3E). Foi então obtida uma fotografia utilizada como base para modelagem computacional em Rhinoceros 3D (Figura 3F).

O resultado final foi de um parafuso de mini-implante com roscas circulares, já simplificado, que auxiliou o processamento computacional, exigindo menor capacidade do computador para cálculo matemático.

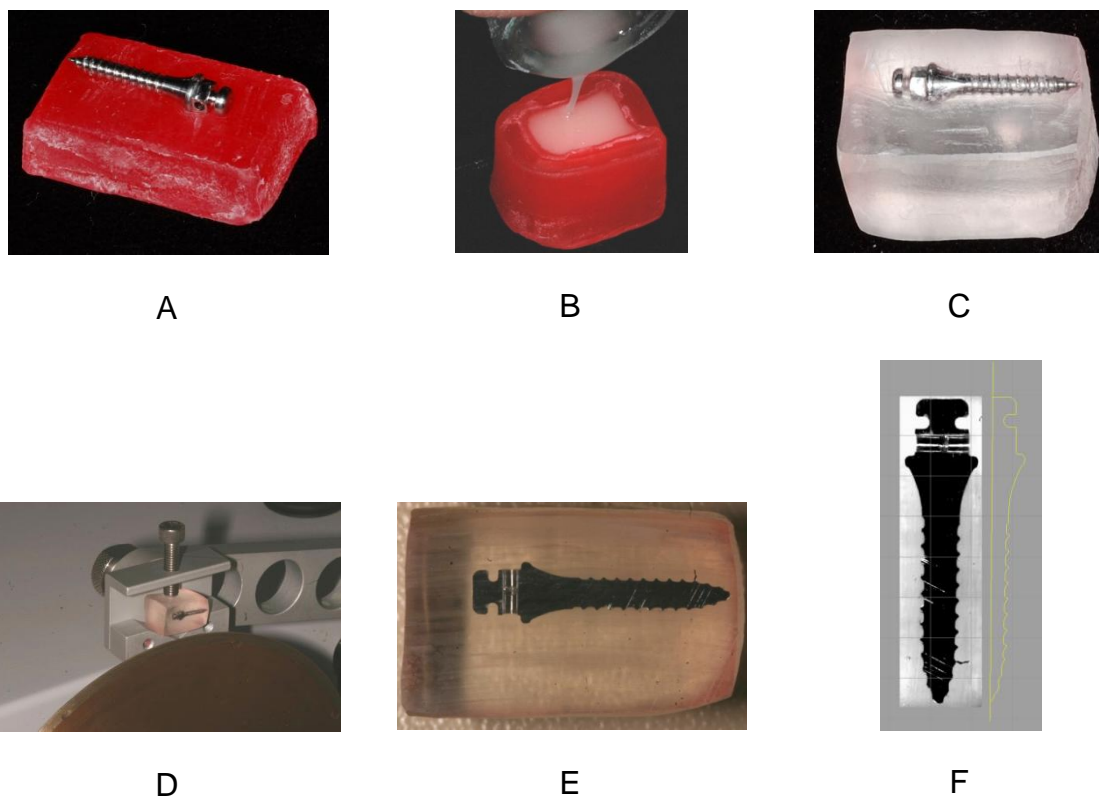


Figura 3 - Metodologia utilizada para obtenção do desenho do mini-implante. A - fixação em cera utilidade; B - vazamento com resina acrílica autopolimerizável; C - bloco obtido após polimerização; D - bloco posicionado para corte em recortadora; E - fotografia do mini-implante seccionado; F - Reprodução das linhas de referência para modelagem em Rhinoceros 3D.

Após modelagem, o aspecto final do mini-implante obtido está ilustrado na Figura 4. Em seguida, este mini-implante foi posicionado distalmente ao dente segundo molar de forma verticalizada, com auxílio do mesmo software.



Figura 4 - Aspecto final da modelagem do mini-implante realizada em programa Rhinoceros 3D, buscando reproduzir com maior fidelidade possível as áreas de ponta ativa (porção intra-óssea correspondente as roscas), perfil transmucoso (situa-se entre a parte intra-óssea e a cabeça do mini-implante, onde ocorre a acomodação do tecido mole peri-implantar), e cabeça do mini-implante (parte que fica exposta clinicamente) que foi incluído no modelo simulado.

O desenho do botão ortodôntico lingual foi simulado de forma similar ao mini-implante, tomando-se como referência um botão ortodôntico lingual para colagem côncavo, marca Morelli (COD: 30.10.203 - Morelli Ortodontia, Sorocaba, Brasil). A linha de cimentação foi de 0,2 mm, de acordo com a literatura.²⁶

Obtenção do desenho de elemento dental

O desenho do dente simulado foi obtido pela recomposição de cortes de dente natural extraído e seccionado em máquina recortadora. Para tanto, o dente natural foi incluído em resina acrílica por técnica semelhante ao mini-implante (Figura 3) e em seguida seccionado em cortes de 1 mm, que foram fotografados para servir como base para a modelagem em computador, por técnica semelhante à recomposição tomográfica. (Figura 5).

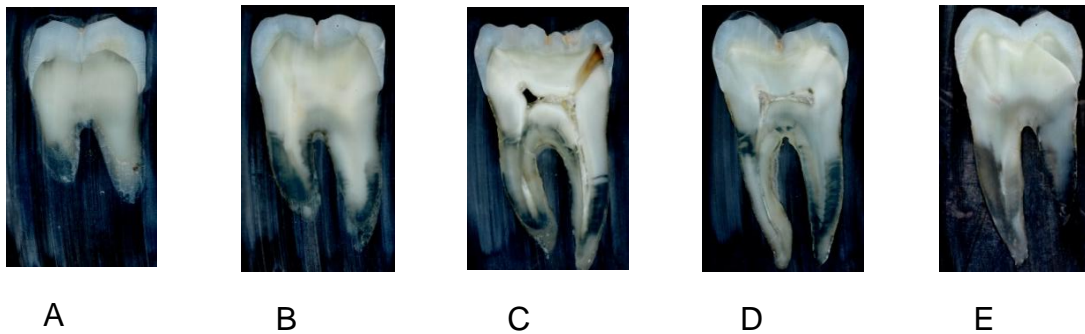


Figura 5 - Sequência de cortes do elemento dental seccionado para modelagem.

No modelo final, todas as estruturas dentais foram simuladas como um corpo único, à semelhança do trabalho de Çifter & Saraç¹⁷ (2011). Assim, o escaneamento teve como objetivo único gerar linhas guias externas de desenho para obtenção do padrão do segundo molar. O ligamento periodontal foi simulado, como já descrito, em 0,25 mm em média, uniforme, seguindo metodologia já publicada²³. Todo o modelo foi simulado como um multicorpo, por técnica linear.

Desenvolvimento do modelo de elementos finitos

A geração do modelo de elementos finitos foi realizada no software FEMAP 11 (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc.USA). Cada estrutura (osso cortical, osso trabecular, mini-implante, dente, botão lingual, ligamento e cimento) foi discriminada e gerada em forma de corpo sólido. Os atributos dos materiais foram inseridos em cada corpo sólido. Para a discriminação correta do material, por se tratar de análise linear e isotrópico, foram necessários o módulo de Young (módulo de elasticidade) e o coeficiente de Poisson de cada material envolvido no estudo. A tabela 2 a seguir ilustra as propriedades dos materiais utilizados neste estudo.

Tabela 2 – Descrição das propriedades dos materiais utilizados no estudo

| Material | Módulo de Young (E) (MPa) | Coefficiente de Poisson (ν) | Referências |
|------------------------------|--------------------------------------|--|-----------------------|
| Osso Trabecular | 1370 | 0,3 | Çifter & Saraç (2011) |
| Osso cortical | 13700 | 0,26 | Çifter & Saraç (2011) |
| Ligamento Periodontal | 0.6668 | 0,49 | Çifter & Saraç (2011) |
| Dente | 19613.3 | 0,15 | Çifter & Saraç (2011) |
| Aço Inoxidável | 200000 | 0,3 | Çifter & Saraç (2011) |
| Titânio | 115000 | 0,35 | Geramy et al. (2012) |
| Cimento | 5000 | 0,3 | Algera et al. (2011) |

A seguir utilizando elementos sólidos parabólicos foram geradas as malhas para cada estrutura envolvida no estudo. Todos os contatos foram simulados colados, sem atritos. Para restrição, o modelo foi fixado nos eixos x, y e z nos limites anterior e posterior dos cortes do bloco ósseo simulado.

Aplicação das cargas

As cargas aplicadas foram de 150 cN^{27,28}, dividida por 2 em direção sempre da cabeça do mini-implante até o ponto de aplicação no(s) botão(ões) linguais, em sentidos opostos, a fim de simular a força gerada por um elástico corrente ortodôntico. (Figura 6) Assim, na carga bilateral, força de 37,5 cN de cada lado do mini-implante e em cada botão foi aplicada (Figura 6A). Nos modelos com carga apenas vestibular ou lingual, força de 75 cN foram aplicadas da mesma forma (Figura 6B e 6C)

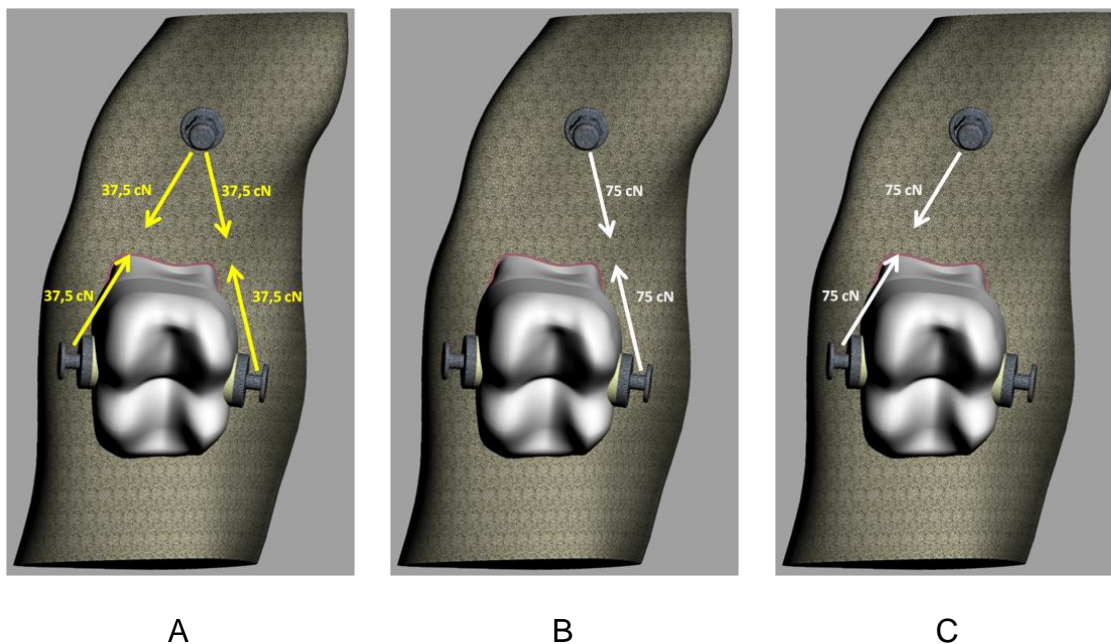


Figura 6 - Esquema de aplicação de carga para cada modelo. A - esquema de força em ambos os lados, de 37,5 cN cada; B - aplicação apenas vestibular, de 75 cN cada; C - aplicação apenas lingual, de 75 cN cada.

Em seguida, cada modelo com as diferentes aplicações de carga foi exportado para análise no programa NeiNastran 10.0 (Noran Engineering, Inc, USA), para cálculo da análise e posterior pós-processamento novamente no programa FEMAP 11 (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc.USA) para visualização dos resultados.

Resultados

Resultados

Os resultados obtidos foram plotados em forma de mapas de cores, padronizados, para permitir a comparação entre as situações testadas. A análise realizada foi do tipo qualitativa por comparação entre os mapas. Os critérios de interpretação foram baseados em análises de mapas de Deslocamento, de Tensão Máxima Principal (TMXP), e microstrain. Cada critério foi descrito separadamente.

MAPAS DE DESLOCAMENTO

As figuras 7 a 12 ilustram os mapas de deslocamentos das três situações testadas. A unidade dos mapas é milímetro (mm).

Modelo 1 - tração vestibular e lingual

A figura 7 mostra que houve uma maior tendência de deslocamento na cabeça do mini-implante, atingindo valor de 0,0012 mm. No dente, o maior deslocamento foi observado na porção coronária, atingindo 0,00088 mm na região de cúspides distais. No terço médio da raiz mesial nos dois lados o deslocamento tendeu a zero, indicando região de fulcro dos sistemas (Figura 7A).

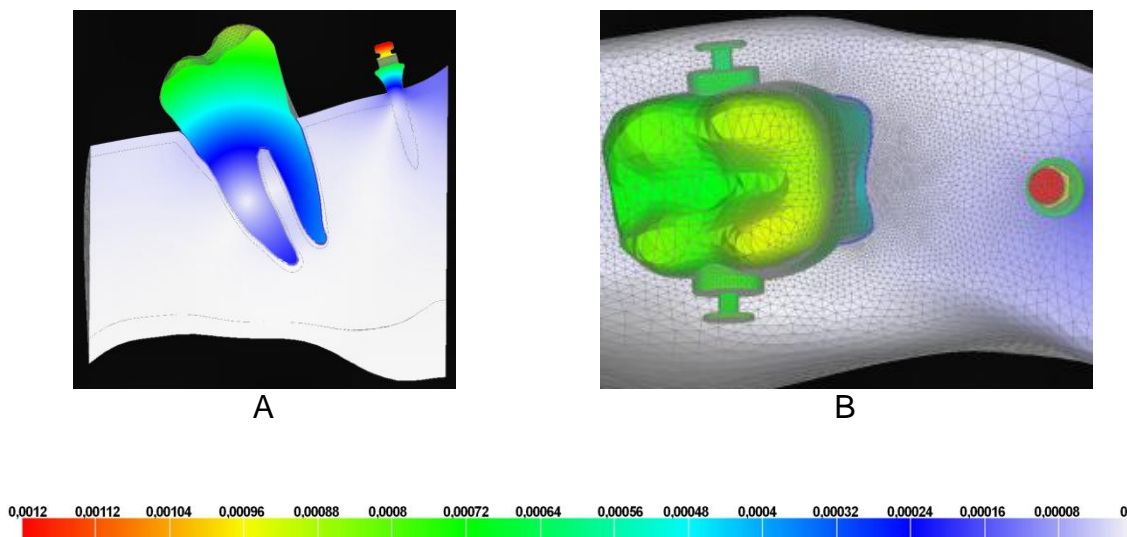


Figura 7 - Mapas de deslocamento do modelo 1. A - vista lateral em corte; B - vista oclusal.

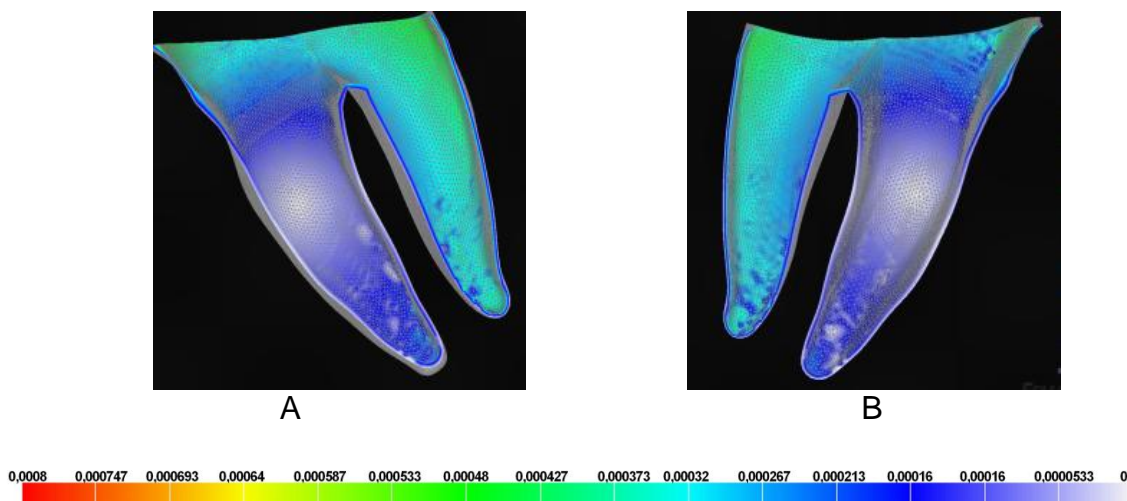


Figura 8 - Mapas de deslocamento do ligamento periodontal do modelo 1. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular.

A figura 8 ilustra a visualização interna do ligamento periodontal. Observou-se uma maior tendência de deslocamento nas regiões do terço cervical e médio da raiz distal e no terço cervical da raiz mesial, variando de 0,000373 a 0,000587 mm, independentemente da face interna observada. No terço apical da raiz distal também ocorreu este deslocamento; porém, algumas áreas mostram um deslocamento menor, variando de 0,00016 a 0,000267 mm. Na raiz mesial evidencia-se um menor deslocamento com áreas variando entre

0 a 0,00016 mm, sendo que o terço médio desta raiz praticamente tendeu a zero.

Modelo 2 - tração vestibular

As figuras 9 e 10 ilustram o deslocamento para o modelo 2 (tração vestibular). O corte sagital e vista oclusal (figuras 9A e 9B) mostram uma maior tendência de deslocamento na cabeça do mini-implante, atingindo valor de 0,0012 mm. No dente, o maior deslocamento foi observado na porção coronária, mais exatamente na cúspide disto vestibular, atingindo valor de 0,0012 mm. O terço médio da raiz mesial foi a área com menor tendência ao deslocamento, variando entre 0 e 0,00008 mm.

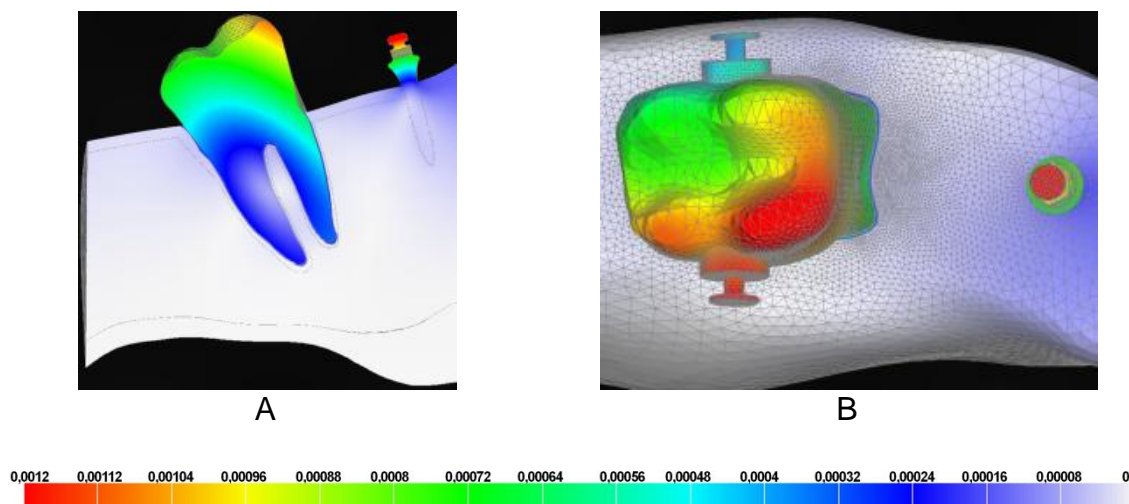


Figura 9 - Mapas de deslocamento do modelo 2. A - vista lateral em corte; B - vista oclusal.

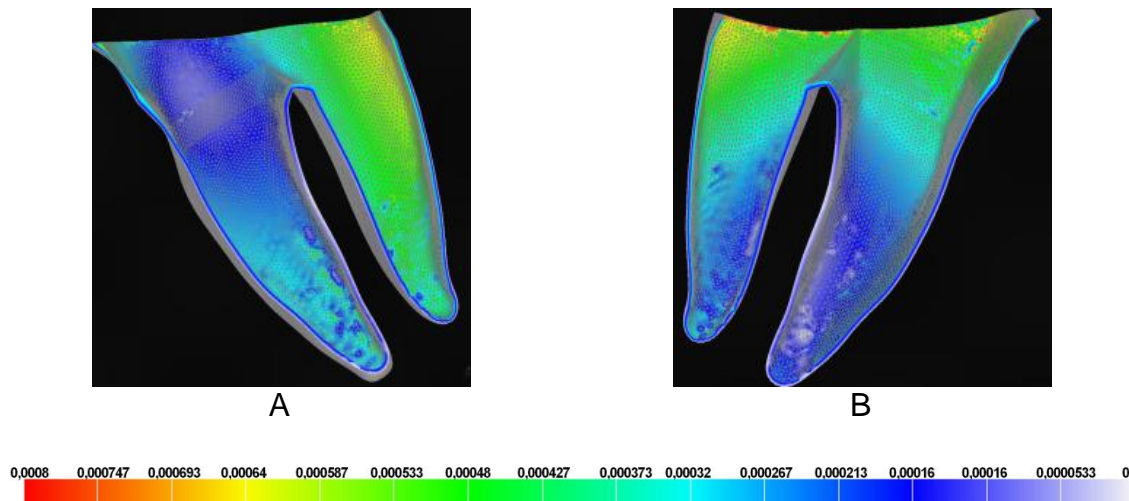


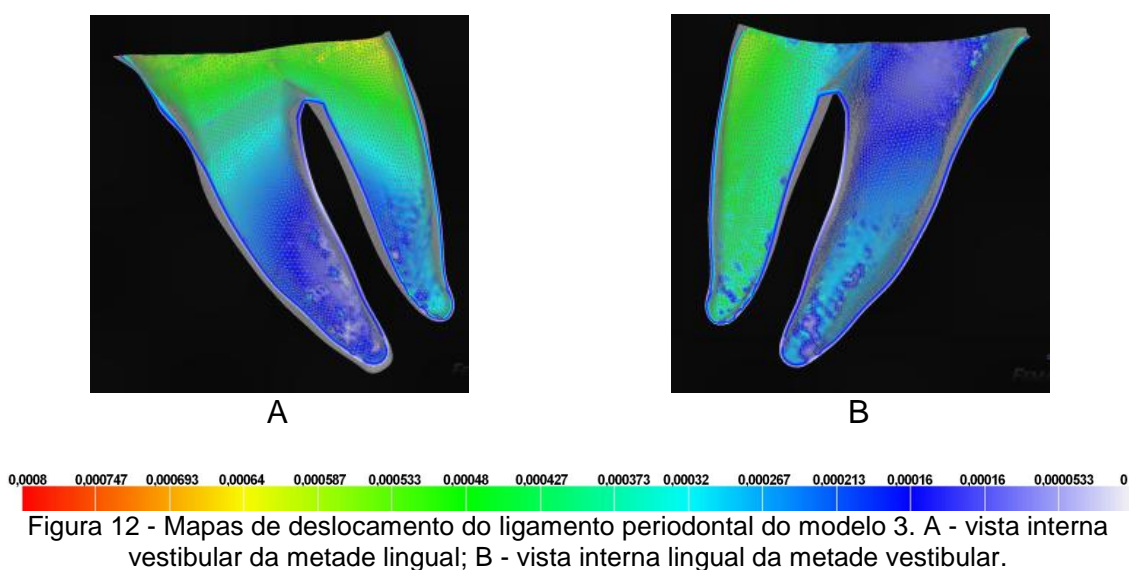
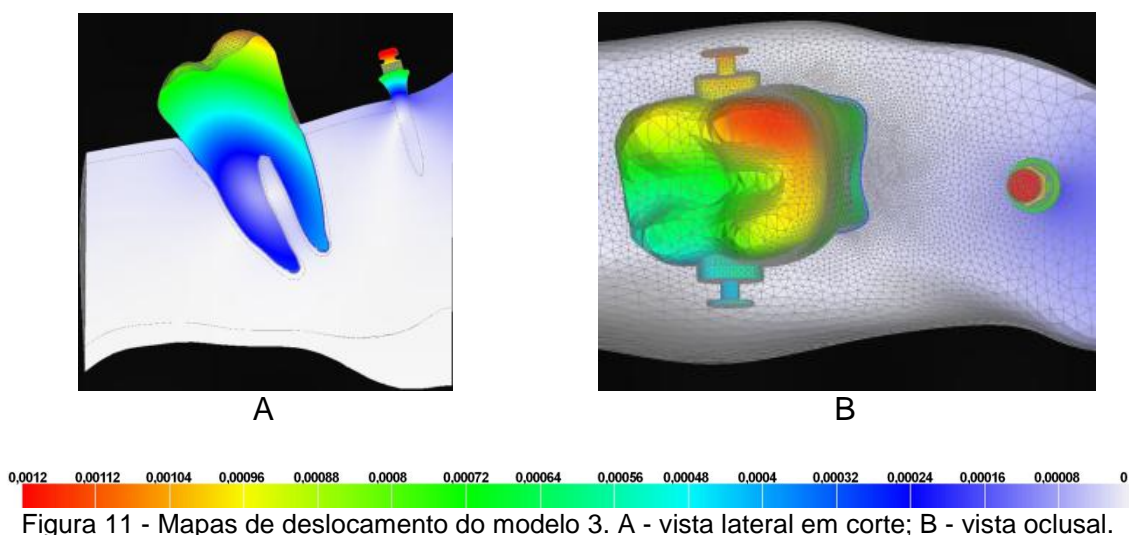
Figura 10 - Mapas de deslocamento do ligamento periodontal do modelo 2. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular.

A figura 10 ilustra a vista interna do ligamento periodontal. Foi observado maior tendência de deslocamento na porção referente à raiz distal, com maior evidência no terço cervical variando de 0,00064 a 0,000693 mm. No terço apical do ligamento da região da raiz mesial observou-se um deslocamento variando de 0,000107 a 0,0048 mm. A porção média e cervical do ligamento da raiz mesial apresentou uma tendência ao deslocamento ligeiramente menor. Comparativamente, o terço médio e apical do ligamento da raiz distal apresentou maior tendência de deslocamento na face interna lingual do ligamento quando comparado com a face interna vestibular da mesma região e o terço cervical da raiz mesial apresentou maior tendência de deslocamento na face interna vestibular quando comparada com a mesma área na face interna lingual do ligamento.

Modelo 3 - tração lingual

As figuras deslocamento modelo 3 (tração lingual) estão ilustradas nas figuras 11 e 12. A análise da figura 11 mostrou que houve uma maior tendência

de deslocamento na cabeça do mini-implante, atingindo valores de 0,0012 mm. No dente o maior deslocamento foi observado na porção disto lingual da coroa, na área de cúspide disto lingual, ao redor de 0,00112 mm. Na parte mesial da coroa a tendência ao deslocamento menor, atingindo valor de 0,00088 0,00096 mm. A raiz mesial apresentou em sua maior parte uma variação de 0,00016 a 0,0048 mm; porém, na face distal do terço médio da raiz a variação foi menor ainda, com tendência ao deslocamento entre 0 a 0,00008mm.



A figura 12 mostrou que houve uma maior tendência de deslocamento na região do terço cervical do ligamento da raiz distal, atingindo valores de 0,00693 mm em algumas áreas. No terço médio e apical do ligamento nesta mesma raiz observou-se uma variação de 0,00048 a 0,000533 mm, sendo que os menores valores foram encontrados na parte referente à mesial da raiz. No terço cervical da raiz mesial, a tendência ao deslocamento situou-se entre 0,00032 a 0,000587 mm. No terço médio os valores variam entre 0,00016 e 0,00032. No terço apical ocorreu um deslocamento variando de 0 a 0,00032 mm, com um menor deslocamento localizado principalmente na porção distal referente à raiz mesial e ápice radicular.

Comparativamente, o terço médio e apical do ligamento da raiz distal apresentou maior tendência de deslocamento na face interna vestibular do ligamento quando comparado com a face interna lingual da mesma região e o terço cervical da raiz mesial apresentou maior tendência de deslocamento na face interna lingual quando comparada com a mesma área na face interna vestibular do ligamento.

MAPAS DE TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL

No que se refere à análise de tensão máxima principal (TMXP), os valores positivos representam áreas de tensões de tração, enquanto os valores negativos, tensões de compressão. A unidade de medida é o Megapascal (MPa). Os mapas e resultados da TMXP estão representados nas figuras 13 a 18. Foram plotados mapas individualizados para o ligamento periodontal e osso cortical.

Modelo 1 - Tração Vestibular e Lingual

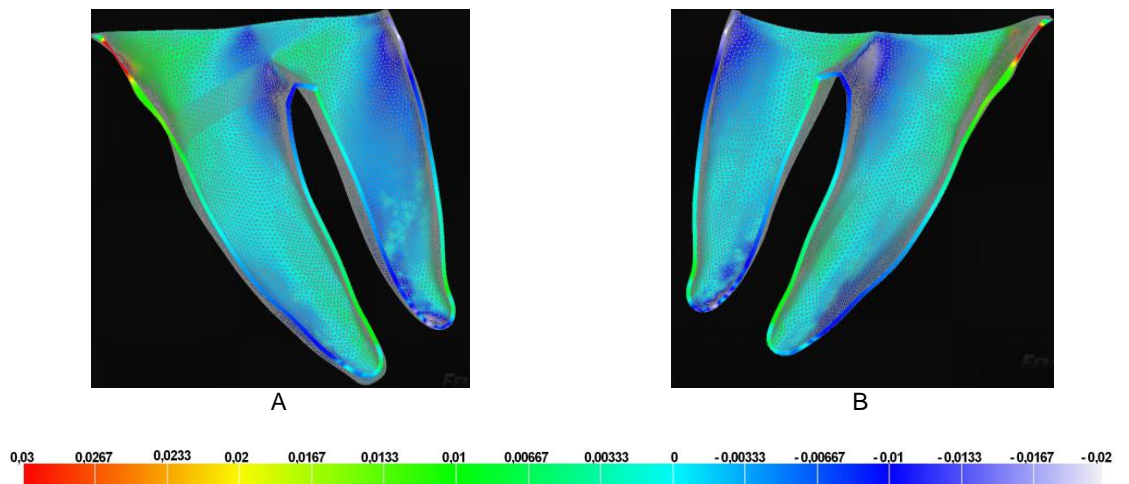


Figura 13 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal do modelo 1. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular.

De uma forma geral, na porção apical e média da parte mesial de ambas as raízes observou-se áreas tensão de compressão ao redor de 0,01 MPa, assim como nas áreas cervicais distais de ambas as raízes. Porém, na região cervico-mesial referente à raiz mesial ocorreu uma maior concentração de tensão de tração de valor ao redor de 0,02 a 0,03 MPa. Nas demais áreas houve um ligeira concentração de tensões de tração ao redor de 0,00333 MPa. Comparativamente, a área referente à porção vestibular da raiz distal em sua metade lingual, terço médio (Fig. 13A), apresentou área de maior concentração de compressão que a área oposta (porção lingual da raiz distal, metade vestibular, terço médio - Fig. 13B).

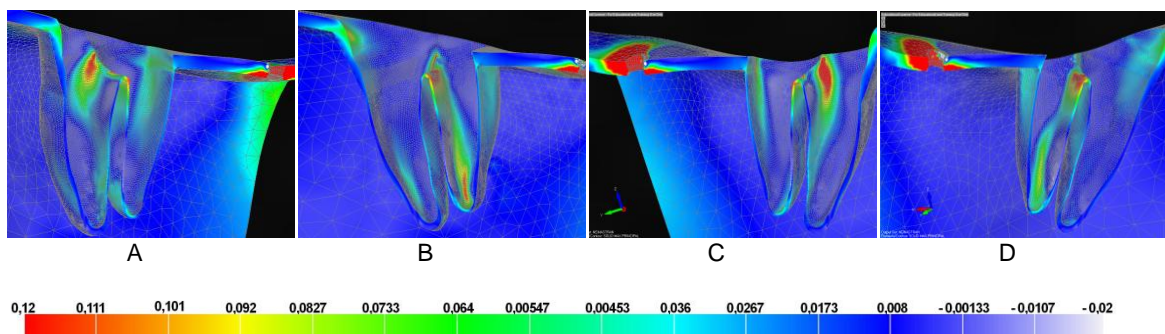


Figura 14 - Mapas de Tensão Máxima Principal do osso cortical do modelo 1. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular.

Na análise do osso cortical foi avaliada a região da lâmina dura e ao redor do mini-implante. A figura 14 A a D ilustra a distribuição de TMXP do modelo 1. Nestas figuras foi possível observar que houve maior tensão de tração concentrada ao redor do pescoço do mini-implante, sendo mais acentuada na porção distal, atingindo valores acima de 0.12 MPa. Na mesial, na região superior, houve uma área de tensão de compressão ao redor de -0,02 MPa. De uma forma geral observou-se na lâmina dura áreas de tensão de compressão ao redor de -0,00133 MPa, com algumas áreas isoladas de tração. Entre elas, destacam-se a área de furca (ao redor de 0,092-0,12 MPa) e área referente à raiz distal em sua porção apical (ao redor de 0,0733-0,111 MPa), e a porção referente à cervical da raiz mesial (ao redor de 0,0547-0,0733 MPa).

Modelo 2 - Tração Vestibular

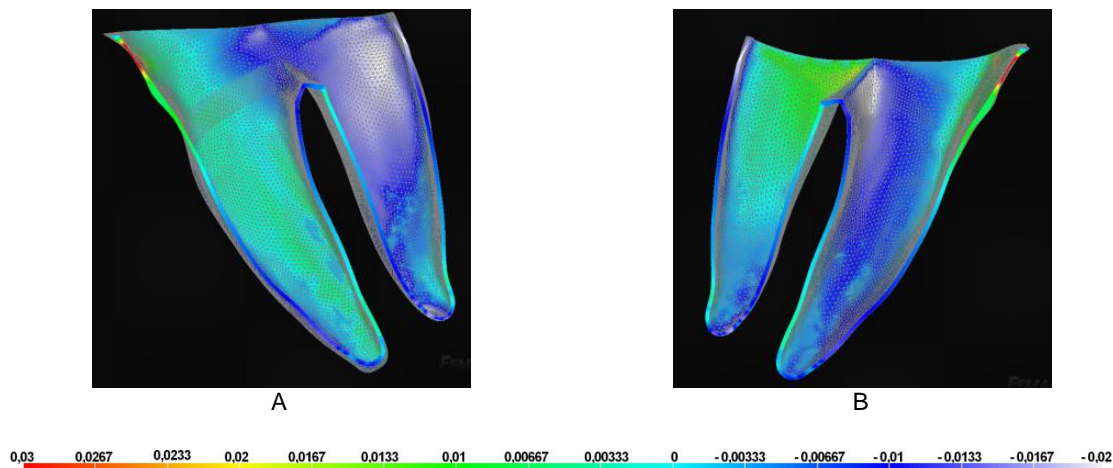


Figura 15 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal do modelo 2. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular.

A figura 15 ilustra a TMXP do ligamento periodontal do modelo 2 (tração vestibular). De uma forma geral, a face vestibular da raiz mesial e a face lingual

da raiz distal apresentaram leve tensão de tração ao redor de 0,00333 MPa, com concentração maior na área cervical da face lingual da metade vestibular atingindo 0,0167 MPa, enquanto que as porções oposta (face vestibular da raiz distal e face lingual da raiz mesial) apresentaram leve concentração de compressão ao redor de -0,0167 MPa, com maior área de compressão na região da face lingual, área mesial-cervical da raiz mesial e região da face vestibular cervical e distal da raiz distal, atingindo -0,02 MPa em ambas as regiões.

O osso cortical do modelo 2 (figura 16) apresentou distribuição de TMAXP ao redor do mini-implante semelhante ao modelo 1. Na lâmina dura, concentrou tensões de tração nas áreas relativas à área de furca, principalmente na região distal da raiz mesial, e na área apical lingual da raiz distal, atingindo valores de 0,12 MPa. Apesar de ligeiramente mais intensa as áreas de distribuição, foi semelhante à distribuição do modelo 1.

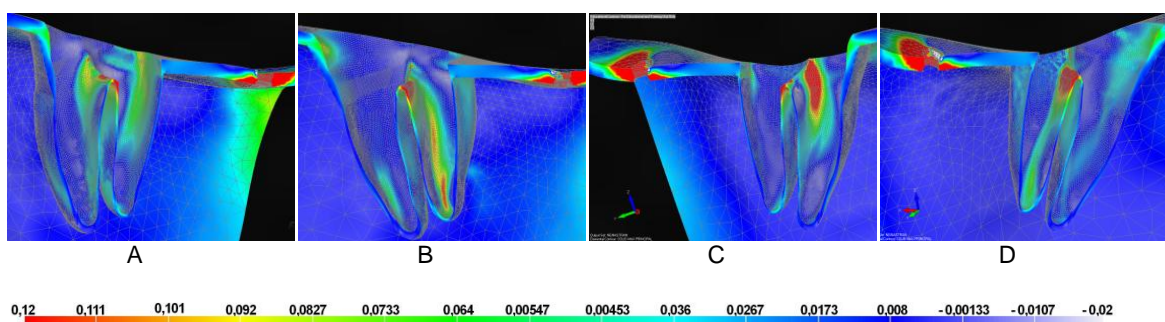


Figura 16 - Mapas de Tensão Máxima Principal do osso cortical do modelo 2. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular.

Modelo 3 - Tração Lingual

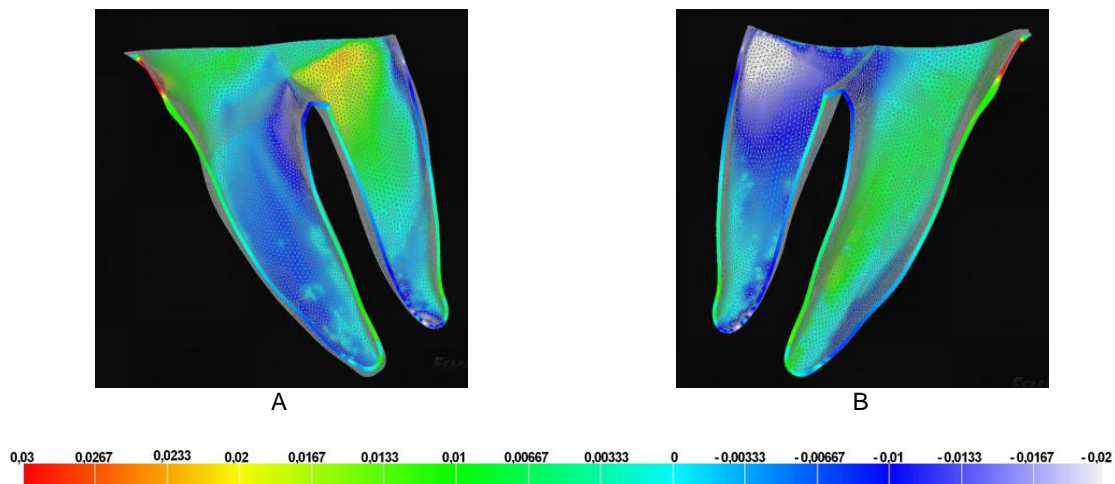


Figura 17 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal do modelo 3. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular.

As figuras 17 e 18 ilustram a distribuição de TMXP no ligamento periodontal e osso cortical do modelo 3. Na figura 17 observou-se que a área de concentração de compressão foi localizada na região referente à face lingual da raiz distal, principalmente na metade vestibular, atingindo -0,02 MPa. A área apical desta mesma raiz também mostrou área de compressão. Áreas de tração foram localizadas ao longo da face lingual da raiz mesial (0,0133 MPa), face vestibular da raiz distal (0,02 MPa), e principalmente na área referente à região mesial da raiz mesial no terço cervical, atingindo 0,03 MPa. Comparativamente, as áreas da face vestibular da raiz distal e face lingual da raiz mesial apresentaram áreas de tensão de tração e as áreas da face vestibular (terço médio) da raiz mesial e face lingual (terço cervical) da raiz distal apresentaram áreas de tensão de compressão.

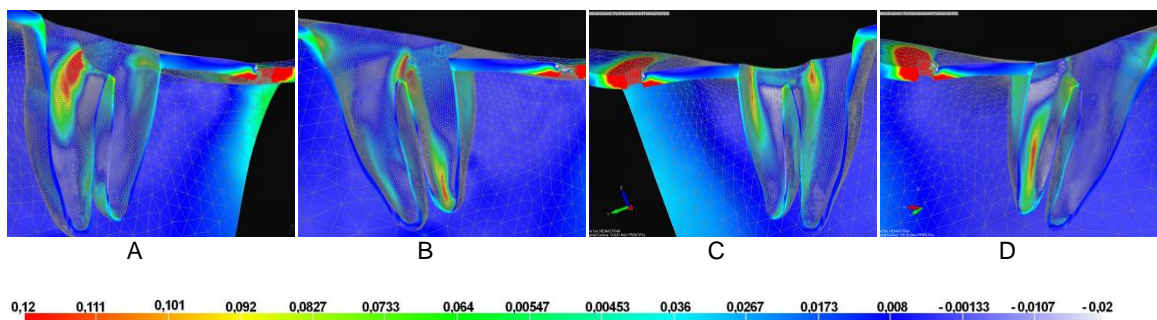


Figura 18 - Mapas de Tensão Máxima Principal do osso cortical do modelo 3. A - vista interna vestibular da metade lingual; B - vista interna lingual da metade vestibular.

No osso cortical (Figura 18), foi possível observar que a área ao redor do mini-implante apresentou distribuição semelhante aos demais modelos. A área de furca foi novamente mais sobrecarregada em tensão de tração, sendo a área referente à distal da raiz mesial, mais voltado à face lingual, a área mais sobrecarregada atingindo 0,12 MPa.

MAPAS DE MICROSTRAIN

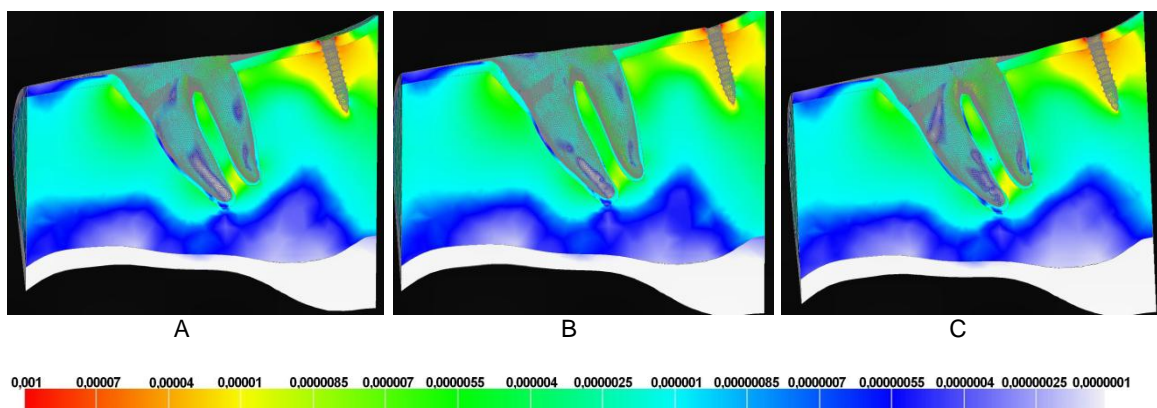


Figura 19 - Mapas de microstrain do osso cortical e trabecular de todos os modelos em corte sagital. A - modelo 1; B - modelo 2; C - modelo 3.

De maneira geral, todos os modelos apresentaram distribuição semelhante. Os valores obtidos para o microstrain nos três modelos obtiveram valores próximos. Analisando o mini -implante observou-se valores variando de 0.0000085 – 0.00004, sendo que na interface de contato com o osso cortical o valor foi de 0.0001. No osso cortical da lâmina dura, os valores encontrados foram de 0.000004 – 0.00001 para os terços apical e cervical. O maior valor encontrou-se entre as raízes na região apical, sendo que foi mais evidente no modelo 3.

Discussão

Discussão

Atualmente há um aumento significativo na procura de tratamentos ortodônticos por parte de pacientes adultos, que buscam principalmente estética e melhora no aspecto oclusal. Um dos problemas frequentemente encontrado é a mesialização do segundo molar devido à perda do primeiro molar adjacente.^{7,11,13,29} Para a sua correção, muitas técnicas tem sido preconizadas, porém, todas necessitam de instalação de uma aparatologia ortodôntica envolvendo um maior conhecimento nesta área. Desta maneira, buscamos neste estudo analisar uma maneira simples e viável para a correção desta inclinação não só para o ortodontista, mas também para outros especialistas, como o protesista, o implantodontista e o clínico geral.

A área retromolar utilizada para a inserção do mini-implante foi proposta por Roberts³⁰ em 1990 por ser uma região que apresenta uma boa espessura de osso cortical, favorecendo a estabilização primária.^{2,6,8} Observou-se que esta área foi adequada para o propósito deste estudo, pois os valores de tensão e microstrain ósseos encontrados ao redor do mini-implante foram baixos, 0,12 MPa para tensão de tração e 0,02 MPa para tensão de compressão, sugerindo que não houve problemas na escolha do tamanho e diâmetro do mini-implante nas condições testadas. Isto pode ser confirmado tomando-se por base valores limites de microstrain e tensões que o osso cortical pode suportar,³¹ considerando que os limites fisiológicos para o osso cortical, encontram-se em torno de 140 a 170 MPa para compressão e 72 a 76 MPa para tensão de tração.³²

A literatura cita que a maior tendência ao deslocamento em casos de simulação de verticalização de molares ocorre na cabeça do mini-implante em

sua parte superior.⁴ Isto está de acordo com este estudo que encontrou uma maior tendência ao deslocamento nesta mesma região. Considerando-se a resistência atribuída ao mini-implante, estes valores estão dentro do limite máximo de tensão que o material suporta.³³⁻³⁵ Pithon³⁶ demonstrou através de testes mecânicos, onde foi aplicada uma força perpendicular ao mini-implante, que para ocorrer uma deformação de 5mm a força utilizada deveria ser de no mínimo 53,06 N. Desta maneira, podemos acreditar que o uso do mini-implante, da forma proposta neste estudo, não gera maiores riscos de fratura.³⁶ Embora a literatura cite fraturas de mini-implantes,^{34,37} nos casos de verticalização de molares isto dificilmente ocorrerá, pois a força empregada clinicamente para a movimentação do elemento dentário é muito inferior a força necessária para que ocorra a fratura do mesmo.^{33,36}

Existe um consenso na literatura de que a movimentação dentária ocorre a partir do momento que acontece a remodelação óssea, ou seja, a força empregada promoverá a movimentação dentária por gerar duas tensões diferentes no ligamento periodontal, sendo denominadas de tensão de compressão e tensão de tração.^{38,39} Estas duas áreas acontecem por uma ação coordenada dos osteoclastos e osteoblastos, promovendo reabsorção e aposição óssea, respectivamente.⁴⁰ De uma forma geral, nos três modelos estudados encontrou-se a formação de áreas de tensão de compressão e de tensão de tração. Extrapolando para uma situação clínica, pode-se acreditar que estas áreas indicam locais onde ocorrerão reabsorção e aposição óssea, sugerindo uma tendência ao movimento dentário. No modelo com força somente na vestibular a maior área de tensão foi na face vestibular da raiz mesial e na face lingual da raiz distal, enquanto a maior área de compressão

ocorreu na face lingual, área mesial-cervical da raiz mesial e região da face vestibular cervical e distal da raiz distal. No modelo com força somente na lingual observou-se área de concentração de compressão na região referente à face lingual da raiz distal, principalmente na metade vestibular e na área apical desta mesma raiz. Áreas de tração foram localizadas ao longo da face lingual da raiz mesial, face vestibular da raiz distal, e principalmente na área referente à região mesial da raiz mesial no terço cervical. Estes dados sugerem que são áreas onde tendem a ocorrer aposição e reabsorção óssea.³⁸⁻⁴⁰ Observou-se ainda, uma tendência de deslocamento em toda a coroa quando aplicada a associação das forças por vestibular e lingual. Porém, este foi mais acentuado em sua parte distal. Quando aplicada a força somente na vestibular a maior área de deslocamento foi na cúspide disto-vestibular e quando aplicada a força na lingual a maior área foi a disto-lingual. Este resultado corrobora com o estudo de Park⁷, onde se observou a verticalização de um segundo molar inferior utilizando um mini-implante na região retromolar. Para a verticalização foi colado um botão na face méσιο-lingual do dente e aplicada uma força de 70 cN. No terceiro mês de tratamento o molar se apresentava verticalizado, mas com uma rotação méσιο-vestibular. Para a correção foi colado um segundo botão na face lingual e aplicado uma força disto-vestibular.⁷

O presente estudo demonstrou que, embora com algumas diferenças, a região de fulcro ocorreu no terço médio da raiz mesial, indicando que a tendência de movimento do dente foi da coroa para distal e das raízes para mesial. Isto parece ser efetivo para a verticalização, porém, para que houvesse uma maior tendência à translação, seria necessário que a força passasse exatamente sobre o CR (centro de resistência) do dente, que no molar se

localiza próximo a região de furca, sendo clinicamente difícil de ser obtido.⁴¹ Para os três modelos, além do movimento de inclinação, observou-se uma tendência extrusiva, com áreas de tensão de compressão e de tração.

Com base nos resultados, podemos acreditar que o mais indicado para a verticalização de molares é o modelo de forças vestibular e lingual associadas, pois este apresenta uma inclinação da parte distal da coroa mais homogênea, enquanto que quando a força é utilizada somente de um lado o dente tende a vestibularizar ou a lingualizar. Caso se deseje movimentação para vestibular ou para lingual juntamente com o movimento de distalização, a aplicação de força apenas lingual ou vestibular, respectivamente, parece ser opção viável nas condições deste estudo.

Os valores constantes utilizados para as propriedades teciduais podem ser uma limitação, pois clinicamente e histologicamente quando há uma movimentação ortodôntica ocorrem reações teciduais nos dentes e principalmente no ligamento periodontal e osso, que não podem ser simuladas. Além disso, muitos estudos subtraem a camada gengival como forma de simplificar o modelo matemático, já que pouca ou nenhuma influência da gengiva é esperada nesta situação clínica.^{4,14,17,25} Este estudo buscou uma análise estática da situação primária, ou seja, a distribuição de microstrain e tensões em todo o modelo simulando a aplicação de força ortodôntica.

Deve ser considerado que o resultado da movimentação dentária não está relacionado apenas com a mecânica utilizada, mas também com a variação encontrada em cada indivíduo, como dentes de tamanhos e formas diferentes, com maior ou menor quantidade de tecido ósseo ao seu redor e

variações na forma e número de raízes. Os botões linguais foram utilizados para promover a movimentação e está de acordo com alguns estudos.^{7,13} Porém, acredita-se que este seja meramente um meio físico para a transferência da força para o dente a ser verticalizado, e outros meios de união são relatados na literatura.^{2,6,7,11} Assim, ressalta-se que, mais do que o próprio dispositivo ortodôntico utilizado, a magnitude da força aplicada (suaves ou intensas) e o tipo de força (contínua ou intermitente) devem ser avaliados.²⁷

Assim, é imprescindível que estudos biomecânicos que investiguem a quantidade e a eficiência da movimentação em diferentes situações sejam realizados. Este primeiro estudo buscou simular uma situação clínica a partir da recomposição de um elemento dentário extraído. Sugere-se que sejam feitas pesquisas com variações da força aplicada (direção e magnitude), dentes (tamanho, forma e número de raízes) e no próprio mini-implante para melhor entendimento biomecânico da situação clínica.

Conclusão

Conclusão

Através deste estudo, nas condições testadas, pode-se concluir que:

- todas as situações propostas são coerentes e não ocasionam problemas nos tecidos de sustentação ou ao mini-implante;

- a força testada é suficiente para causar tensões ao longo do ligamento periodontal e osso cortical/trabecular para gerando verticalização de molares;

- a aplicação de força bilateral ao dente inclinado gera movimentação mais uniforme; porém, se o intuito é gerar movimento associado para vestibular ou lingual, força unilateral pode ser indicada.

*Referências
Bibliográficas*

Referências Bibliográficas

1. Huang LH, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Jun;127(6):713-22.
2. Elias CN, de Oliveira Ruellas AC, Fernandes DJ. Orthodontic implants: concepts for the orthodontic practitioner. *Int J Dent.* 2012; 2012:549761. doi: 10.1155/2012/549761. Epub 2012 Nov 11.
3. Sugawara J, Nishimura M. Minibone plates: the skeletal anchorage system. *Semin Orthod.* 2005;11(1): 47-56.
4. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012 Apr;141(4):468-76.
5. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self - drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012 Mar;141(3):327-36.
6. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Jan;131(1):9-15.
7. Park HS, Kyung HM, Sung JH. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod.* 2002 Oct;36(10):592-6.
8. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin*

- Orthod. 1983 Apr;17(4):266-9.
9. Kanomi R. Mini - implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997 Nov;31(11):763-7.
 10. Ohura R, Kuroda S, Takahashi T, Tomita Y, Tanaka E. Efficient usage of implant anchorage to treat overerupted maxillary first molar and mesially inclined mandibular molars *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Jan;139(1):113-22.
 11. Derton N, Perini A, Mutinelli S, Gracco A. Mandibular molar uprighting using mini-implants: different approaches for different clinical cases –t wo case reports. *Orthodontics.* 2012;13(1):138-45.
 12. Capelluto E, Lauweryns I. A simple technique for molar uprighting. *J Clin Orthod.* 1997 Feb;31(2):119-25.
 13. Park HS, Kwon OW, Sung JH. Uprighting second molars with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod.* 2004 Feb;38(2):100-3.
 14. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Nov;132(5):630-8.
 15. Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol.* 2013 Aug;39(4):425-31. Epub 2011 Apr 4.
 16. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JF, de Carvalho PS, de Moraes SL, Noritomi PY. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. *J Oral Implantol.* 2012 Oct;38(5):587-94. Epub 2010 Oct 8.

17. Çifter M, Saraç M. Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Nov;140(5):233-41.
18. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech.* 1973 Sep;6(5):511-20.
19. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006;11(2):35-43.
20. Chatzigianni A, Keilig L, Duschner H, Götz H, Eliades T, Bourauel C. Comparative analysis of numerical and experimental data of orthodontic mini-implants. *Eur J Orthod.* 2011 Oct;33(5):468-75. Epub 2011 Aug 17.
21. Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stresses generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. *J Orthod.* 2000 Mar;27(1):39-46.
22. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb George, Tomas A. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985:199-209.
23. Falcon-Antenucci RM. Análise das tensões em próteses unitárias implantossuportadas com diferentes tipos de conexões e qualidade óssea. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais. Araçatuba. Tese [Doutorado] – Faculdade de Odontologia de Araçatuba;

- 2011.
24. Geramy A, Retrouvey JM, Jelodar R, Salehi H. Mini-implant loosening: 3D analysis using the finite element method. *Orthodontics*. 2012;13(1):51-7.
 25. 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 Orthop*. 2012 Oct;142(4):501-8.
 26. Algera TJ, Feilzer AJ, Prah-Andersen B, Kleverlaan CJ. A comparison of finite element analysis with in vitro bond strength tests of the bracket-cement-enamel system. *Eur J Orthod*. 2011 Dec;33(6):608-12. Epub 2010 Dec 3.
 27. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. 1987 Dec;92(6):499-505.
 28. Roberts-Harry D, Sandy J. *Orthodontics*. Part 11: orthodontic tooth movement. *Br Dent J*. 2004 Apr 10;196(7):391-4.
 29. Melsen B, Fiorelli G, Bergamini A. Uprighting of lower molars. *J Clin Orthod*. 1996 Nov;30(11):640-5.
 30. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod*. 1990;60(2):135-52.
 31. Santiago JF Junior, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters

- and veneering materials: A 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2013 Dec 1;33(8):4700-4714. Epub 2013 Jul 26.
32. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996 Dec;76(6):633-40.
 33. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod.* 2004;5(2):212-35.
 34. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod.* 2005;6(1):82-97.
 35. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. *Eur J Orthod.* 2011 Aug;33(4):396-401. Epub 2011 Feb 10.
 36. Pithon MM, Figueiredo DS, Oliveira DD. Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013 Mar; 71(3):479-86. Epub 2012 Dec 28.
 37. Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Aug;16(4):473-9.
 38. Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129:469e.1-460e.32.
 39. Masella RS, Meister M. Current concepts in the biology of orthodontic

- tooth movement. Am J of Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129:458-468
40. Tanaka Y, Nakayamada S, Okada Y. Osteoblasts and osteoclasts in bone remodeling and inflammation. Current Drug Targets Inflammation and Allergy. 2005;4:325-328
 41. Geramy, A. Alveolar bone resorption and center of resistance modification (3-D analysis by means of finite element method). Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2000; Apr:117(4)399-405.

Anexos

Anexo I - Normas para publicação



Information for Authors

Electronic manuscript submission and review

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* uses the *Elsevier Editorial System (EES)*, an online manuscript submission and review system.

To submit or review an article, please go to the **AJO-DO** EES website: ees.elsevier.com/ajodo .

Send other correspondence to:

Dr. David L. Turpin, DDS, MSD, Interim Editor-in-Chief
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics
University of Washington
Department of Orthodontics, D-569
HSC Box 357446
Seattle, WA 98195-7446
Telephone (206) 221-5413
E-mail: dlturpin@aol.com

General Information

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* publishes original research, reviews, case reports, clinical material, and other material related to orthodontics and dentofacial orthopedics.

Submitted manuscripts must be original, written in English, and not published or under consideration elsewhere. Manuscripts will be reviewed by the editor and consultants and are subject to editorial revision. Authors should follow the guidelines below.

Statements and opinions expressed in the articles and communications herein are those of the author(s) and not necessarily those of the editor(s) or publisher, and the editor(s) and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editor(s) nor the publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; neither do they guarantee any claim made by the manufacturer of any product or service. Each reader must determine whether to act on the information in this publication, and neither the *Journal* nor its sponsoring organizations shall be liable for any injury due to the publication of erroneous information.

Guidelines for Original Articles

Submit Original Articles via EES: ees.elsevier.com/ajodo .

Before you begin, please review the guidelines below. To view a 7-minute video explaining how to prepare your article for submission, go to [Video on Manuscript Preparation](#).

1. Title Page. Put all information pertaining to the authors in a separate document. Include the title of the article, full name(s) of the author(s), academic degrees, and institutional affiliations and positions; identify the corresponding author and include an address, telephone and fax numbers, and an e-mail address. This information will not be available to the reviewers.
2. Abstract. Structured abstracts of 200 words or less are preferred. A structured abstract contains the following sections: Introduction, describing the problem; Methods, describing how the study was performed; Results, describing the primary results; and Conclusions, reporting what the authors conclude from the findings and any clinical implications.
3. Manuscript. The manuscript proper should be organized in the following sections: Introduction and literature review, Material and Methods, Results, Discussion, Conclusions, References, and figure captions. Express measurements in metric units, whenever practical. Refer to teeth by their full name or their FDI tooth number. For style questions, refer to the *AMA Manual of Style*, 9th edition. Cite references selectively, and number them in the order cited. Make sure that all references have been mentioned in the text. Follow the format for references in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47); <http://www.icmje.org> . Include the list of references with the manuscript proper. Submit figures and tables separately (see below); do not embed figures in the word processing document.
4. Figures. Digital images should be in TIF or EPS format, CMYK or grayscale, at least 5 inches wide and at least 300 pixels per inch (118 pixels per cm). Do not embed images in a word processing program. If published, images could be reduced to 1 column width (about 3 inches), so authors should ensure that figures will remain legible at that scale. For best results, avoid screening, shading, and colored backgrounds; use the simplest patterns available to indicate differences in charts. If a figure has been previously published, the legend (included in the manuscript proper) must give full credit to the original source, and written permission from the original publisher must be included. Be sure you have mentioned each figure, in order, in the text.
5. Tables. Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate, the text. Number them with Roman numerals, in the order they are mentioned in the text. Provide a brief title for each. If a table has been previously published, include a footnote in the table giving full credit to the original source and include written permission for its use from the copyright holder. Submit tables as text-based files (Word or Excel, for example) and not as graphic elements.
6. Model release and permission forms. Photographs of identifiable persons must be accompanied by a release signed by the person or both living parents or the guardian of minors. Illustrations or tables that have appeared in copyrighted material must be accompanied by written permission for their use from the copyright owner and original author, and the legend must properly credit the source. Permission also must be obtained to use modified tables or figures.
7. Copyright release. In accordance with the Copyright Act of 1976, which became effective February 1, 1978, all manuscripts must be accompanied by the following written statement, signed by all authors:
"The undersigned author(s) transfers all copyright ownership of the manuscript [insert title of article here] to the American Association of Orthodontists in the event the work is published.

The undersigned author(s) warrants that the article is original, does not infringe upon any copyright or other proprietary right of any third party, is not under consideration by another journal, has not been previously published, and includes any product that may derive from the published journal, whether print or electronic media. I (we) sign for and accept responsibility for releasing this material." Scan the printed [copyright release](#) and submit it via EES.

8. Use the International College of Medical Journal Editors Form for the Disclosure of Conflict of Interest (ICMJE Conflict of Interest Form). If the manuscript is accepted, the disclosed information will be published with the article. The usual and customary listing of sources of support and institutional affiliations on the title page is proper and does not imply a conflict of interest. Guest editorials, Letters, and Review articles may be rejected if a conflict of interest exists.

9. Institutional Review Board approval. For those articles that report on the results of experiments of treatments where patients or animals have been used as the sample, Institutional Review Board (IRB) approval is mandatory. No experimental studies will be sent out for review without an IRB approval accompanying the manuscript submission.

10. Systematic Reviews and Meta-Analyses must be accompanied by the current PRISMA checklist and flow diagram (go to [Video on CONSORT and PRISMA](#)). For complete instructions, see our [Guidelines for Systematic Reviews and Meta-Analyses](#).

11. Randomized Clinical Trials must be accompanied by the current CONSORT statement, checklist, and flow diagram (go to [Video on CONSORT and PRISMA](#)). For complete instructions, see our [Guidelines for Randomized Clinical Trials](#).

Other Articles

Follow the guidelines above, with the following exceptions, and submit via EES.

Case Reports will be evaluated for completeness and quality of records, quality of treatment, uniqueness of the case, and quality of the manuscript. A high quality manuscript must include the following sections: introduction; diagnosis; etiology; treatment objectives, treatment alternatives, treatment progress, and treatment results; and discussion. The submitted figures must include extraoral and intraoral photographs and dental casts, panoramic radiographs, cephalometric radiographs, and tracings from both pretreatment and posttreatment, and progress or retention figures as appropriate. Complete Case Report Guidelines can be downloaded from [Case Report Guidelines](#)

Techno Bytes items report on emerging technological developments and products for use by

orthodontists.

Miscellaneous Submissions

Letters to the Editor and their responses appear in the Readers' Forum section and are encouraged to stimulate healthy discourse between authors and our readers. Letters to the Editor must refer to an article that was published within the previous six (6) months and must be less than 500 words including references. Send letters or questions directly to the editor, via e-mail: dturpin@aol.com. Submit a signed copyright release with the letter.

Brief, substantiated commentary on subjects of interest to the orthodontic profession is published occasionally as a Special Article. Submit Guest Editorials and Special Articles via the Web site.

Books and monographs (domestic and foreign) will be reviewed, depending upon their interest and value to subscribers. Send books to the interim Editor in Chief, Dr. David L. Turpin, Department of Orthodontics, University of Washington D-569, HSC Box 357446, Seattle, WA 98195-7446. They will not be returned.

Checklist for authors

____ Title page, including full name, academic degrees, and institutional affiliation and position of each author, and author to whom correspondence and reprint requests are to be sent, including address, business and home phone numbers, fax numbers, and e-mail address

____ Abstract

____ Article proper, including references and figure legends

____ Figures, in TIF or EPS format

____ Tables

____ [Copyright release statement](#), signed by all authors

____ [Photographic consent statement\(s\)](#)

____ [ICMJE Conflict of interest statement](#)

____ Permissions to reproduce previously published material