

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM ORTODONTIA

ARMANDO YUKIO SAGA

**SIMULAÇÃO DA INTRUSÃO ORTODÔNTICA DOS INCISIVOS
SUPERIORES EM OSSO PERIODONTAL DE SUPORTE REDUZIDO –
Um estudo pela análise de elementos finitos.**

CURITIBA

2011

ARMANDO YUKIO SAGA

**SIMULAÇÃO DA INTRUSÃO ORTODÔNTICA DOS INCISIVOS
SUPERIORES EM OSSO PERIODONTAL DE SUPORTE REDUZIDO –
Um estudo pela análise de elementos finitos.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Hiroshi Maruo

CURITIBA

2011



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Odontologia

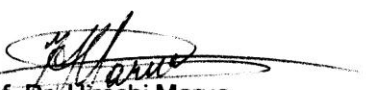
TERMO DE APROVAÇÃO

ARMANDO YUKIO SAGA


INTRUSÃO ORTODÔNTICA DOS INCISIVOS SUPERIORES EM TECIDO PERIODONTAL DE SUPORTE REDUZIDO – Um estudo por meio da análise de elementos finitos

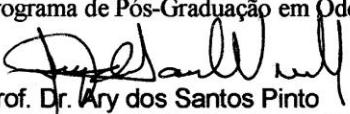
Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos parciais para a obtenção do Título de **Doutor em Odontologia**, Área de Concentração em **Ortodontia**.

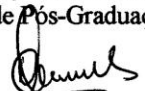
Orientador (a):


Prof. Dr. Hiroshi Maruo
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Orlando Tanaka
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Wilson Denis Benato Martins
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto
Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, UNESP


Prof. Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UFRJ

Curitiba, 03 de março de 2011.

*“Mas é do buscar e não achar que nasce o que eu não conhecia, e que
instantaneamente reconheço.”*

*Clarice Lispector
(A paixão segundo G.H., 1964)*

**À minha esposa Vivien,
Por me fazer sorrir quando estou mal humorado e por estar ao meu lado
compartilhando os momentos mais felizes da minha vida.**

**Aos meus pais, Mário e Clélia,
Às minhas irmãs, Clécia, Noemi e Sayuri,
Aos meus sogros, Fernando e Ida,
pelo constate apoio e incentivo.**

Minha eterna gratidão,

DEDICO.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Hiroshi Maruo, pela amizade, orientação, parceria e pela ajuda na concretização de um sonho.

Muito obrigado.

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR - pela oportunidade e acolhimento para a realização do Doutorado.

Ao Diretor do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUCPR, Prof. Dr. Sérgio Roberto Vieira pela amizade e competência na administração deste programa.

Ao Prof. Dr. Orlando Motohiro Tanaka, pela amizade, dedicação e pelas essenciais contribuições e correções na banca de qualificação deste estudo.

Ao Grupo de Bioengenharia da Universidade Federal do Paraná na pessoa da Profa. Dra. Mildred Ballin Hecke por me permitir frequentar seus laboratórios e pelo incentivo para a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Marco André Argenta pela paciência e fundamental contribuição na análise de elementos finitos.

Ao amigo Ivan Toshio Maruo pela amizade, presteza e parceria durante o Doutorado.

Ao Prof. Dr. Odilon Guariza Filho e à Profa. Dra. Elisa Souza Camargo, pelo agradável convívio e conhecimentos transmitidos.

Ao Prof. Dr. Rui Fernando Mazur e ao Prof. Dr. Vinicius Augusto Tramontina pela análise criteriosa, contribuições e correções na banca de qualificação desta pesquisa.

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUCPR pela colaboração prestada à minha formação.

À Neide Borges dos Reis, secretária do Programa de Pós-Graduação da PUCPR, pelo carinho e serviços prestados.

Aos professores do Curso de Especialização em Ortodontia da UniABO – Paraná, José Carlos Munhoz da Cunha, Edmilsson Pedro Jorge, Sabine Westphal Vieira e Maura Scandelari Milczewski pela compreensão e apoio incondicional.

E a todos que simplesmente torceram pelo sucesso deste estudo ou que contribuíram de alguma maneira para que eu me tornasse uma pessoa melhor.

Muito obrigado.

SUMÁRIO

1. ARTIGO EM PORTUGUÊS.....	2
PÁGINA TÍTULO.....	3
RESUMO.....	4
INTRODUÇÃO.....	5
MATERIAL E MÉTODOS.....	9
RESULTADOS.....	13
DISCUSSÃO.....	21
CONCLUSÕES.....	31
REFERÊNCIAS.....	32
TABELAS.....	36
FIGURAS.....	39
2. ARTIGO EM INGLÊS.....	54
TITLE PAGE.....	55
ABSTRACT.....	56
INTRODUCTION.....	57
MATERIAL AND METHODS.....	61
RESULTS.....	65
DISCUSSION.....	72
CONCLUSIONS.....	81
REFERENCES.....	82
TABLES.....	87
FIGURES.....	89
3. ANEXOS.....	104
ANEXO 1- LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	104
ANEXO 2 - AUTORIZAÇÃO DO USO DO CRÂNIO SECO.....	105
ANEXO 3 - TERMO DE COMPROMISSO DE UTILIZAÇÃO DOS DADOS.....	106
ANEXO 4 - FIGURAS ADICIONAIS.....	107
ANEXO 5 - NORMAS DA REVISTA AMERICAN JOURNAL OF ORTHODONTICS & DENTOFACIAL ORTHOPEDICS.....	111

1. ARTIGO EM PORTUGUÊS

PÁGINA TÍTULO

SIMULAÇÃO DA INTRUSÃO ORTODÔNTICA DOS INCISIVOS SUPERIORES EM OSSO PERIODONTAL DE SUPORTE REDUZIDO – Um estudo pela análise de elementos finitos.

Armando Yukio Saga

Doutorando em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia

Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Hiroshi Maruo

Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia

Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Hiroshi Maruo

Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Ortodontia

Rua Imaculada Conceição, 1155

Cep: 80215-901 – Curitiba-PR-Brasil

Telefone: 55 41 3271-1637 / Fax: 55 41 3271-1405

e-mail: h.maruo@pucpr.br

RESUMO

Introdução: o movimento dos incisivos superiores é frequentemente necessário em pacientes ortodônticos com migração patológica e osso periodontal de suporte reduzido. Este estudo teve como objetivo avaliar as alterações iniciais no padrão de distribuição, magnitude e direção das tensões de tração e compressão no ligamento periodontal (LPD) no movimento de intrusão ortodôntica dos incisivos superiores com o tecido periodontal de suporte reduzido, de acordo com variações do ponto de aplicação da força. **Método:** um modelo anatômico tridimensional reconstruído a partir de imagens tomográficas computadorizadas de feixe cônico foi utilizado para simular o movimento de intrusão dos incisivos superiores. Os pontos eleitos para a aplicação de forças foram: centralizado entre os *brackets* dos incisivos centrais (LOAD 1); bilateralmente entre os *brackets* dos incisivos centrais e laterais (LOAD 2; bilateralmente distal aos *brackets* dos incisivos laterais (LOAD 3); bilateralmente 7 mm distal ao centro dos *brackets* dos incisivos laterais (LOAD 4). **Resultados e conclusões:** as tensões estão concentradas na região apical do LPD, independente do ponto de aplicação da força ortodôntica; em um mesmo ponto no LPD é possível haver tensões compressivas e de tração coexistentes em diferentes direções; apesar do arco segmentado retangular de secção transversal .021 x .025 de polegadas em aço inoxidável, um movimento totalmente comum dos 4 incisivos superiores não pôde ser previsto por meio da distribuição inicial das tensões principais; o LOAD 3 resultou na distribuição de tensões mais equilibrada.

Palavras-chave: intrusão dentária, análise de elemento finito, periodonto.

INTRODUÇÃO

A quebra do equilíbrio entre o suporte periodontal e as forças que atuam nos dentes pode resultar em mudanças nas posições dentárias. É comum em pacientes adultos que apresentam doença periodontal crônica, a ocorrência de migrações patológicas como a extrusão e a abertura de diastemas entre os incisivos.¹⁻³ Isto, frequentemente, causa trauma oclusal, que pode potencializar a destruição do periodonto caso lesões inflamatórias associadas à placa bacteriana esteja presente.^{4,5} Os dentes anteriores são especialmente mais suscetíveis à extrusão uma vez que não estão protegidos pelas forças oclusais e não tem contatos anteroposteriores para inibir a migração.³

O aumento do contingente de pacientes ortodônticos adultos que apresentam perdas ósseas alveolares induzidas pela doença periodontal motiva o delineamento de pesquisas para estabelecer princípios específicos para o diagnóstico e tratamento ortodôntico, uma vez que a intensidade e as direções das forças aplicadas diferem daquelas utilizadas em pacientes que não apresentam perdas ósseas.^{6,7}

Considerando as questões funcionais, estéticas e causais, uma mecânica ortodôntica planejada para a intrusão, retração e verticalização dos incisivos pode ser a solução coerente para o problema destes pacientes. Além disso, a correção ortodôntica dos dentes com vestibulo-versão, diastemas e desalinhamentos com perdas ósseas verticais e horizontais pode também estar associada a uma melhoria da qualidade do osso de suporte.^{8,9}

As forças ortodônticas podem aumentar o ritmo de destruição dos tecidos conectivos de suporte quando a inflamação gengival, cálculo subgengival e placa

bacteriana estão presentes e produzir um colapso tecidual mais acelerado do que ocorreria em uma situação de saúde periodontal.^{4,10,11} Entretanto, com o tratamento periodontal adequado e tratamentos regulares de manutenção, os dentes com periodontite e migrações avançadas podem não apresentar perdas ósseas ou de suporte adicionais com o tratamento ortodôntico.^{6,11-15} Ainda, estudos histológicos sugerem que a intrusão ortodôntica pode proporcionar a formação de nova inserção de fibras periodontais.^{16,17}

A reabsorção radicular apical externa (RRAE) é um problema multifatorial encontrada em todas as disciplinas da Odontologia. A RRAE é reconhecida como provável consequência do movimento dentário mecanicamente induzido. Porém, as causas não são completamente compreendidas.¹⁸⁻²¹

Vlaskalic, Boyd e Baumrind²¹ classificaram os fatores de risco para a RRAE como relacionados ao paciente e ao tratamento. Um consenso das causas da RRAE relacionadas ao tratamento, entretanto, não é verificada na literatura. Estas causas podem ser a frequência da aplicação da força, magnitude das forças aplicadas, duração do tratamento, tipo de dentes, direção do movimento dentário e características do osso de suporte.²²⁻²⁴

Independentemente dos fatores relacionados à genética ou ao tratamento, os incisivos superiores apresentam consistentemente maior RRAE que outros dentes.^{22,23,25} Com relação ao tipo de movimento, a intrusão parece ser o mais preditivo para a RRAE.^{18,26-28}

Contrariamente, outros estudos não demonstraram uma correlação positiva entre a RRAE e o movimento direcional de intrusão em pacientes adultos ou em crescimento^{22,24,26,29-33}, ou, quando ocorre, é de fraca correlação.³³ A falta de uma

associação significativa entre o movimento de intrusão e a RRAE vai contra a suposição convencional preestabelecida da prática clínica ortodôntica. Bellamy, Kokich e Weissman³¹ focando a pesquisa especificamente em indivíduos adultos observaram que a intrusão absoluta foi obtida por meio do movimento vertical do dente dentro do alvéolo. Não foi observada nenhuma relação entre a quantidade de intrusão e a quantidade de RRAE e afirmaram que o movimento de intrusão não é um fator de predição significativo para a RRAE.

Não existe um consenso acerca dos mecanismos que conectam o ambiente mecânico ortodôntico (tensões de tração e compressão) às respostas biológicas. Até que estas relações estejam completamente decifradas, é essencial a compreensão e o controle do ambiente mecânico, como a distribuição das tensões e da magnitude da força associadas com as respostas ortodônticas. Para isso, mesmo qualitativamente, a aplicação das cargas ortodônticas devem ser delineadas o mais realisticamente possível e, o comportamento mecânico dos materiais abordados necessita ser razoavelmente aproximado.³⁴

Com a utilização de modelos matemáticos computacionais tridimensionais (3D), como o método de análise de elementos finitos (AEF), muitas informações valiosas podem ser obtidas, uma vez que várias condições podem ser simuladas pela variação dos parâmetros de simulação e da calibragem da propriedade dos materiais (ligamento periodontal - LPD, osso e dente). As reações iniciais e a distribuição das tensões nos constituintes individuais do periodonto podem ser avaliadas tanto quantitativa como qualitativamente.^{35,36}

Estudos a respeito da distribuição das tensões de tração e compressão no LPD no movimento de intrusão dos incisivos superiores são escassos. O trabalho de

Rudolph, Wiles e Sameshima³⁷ abordando o movimento de intrusão foi planejado em uma situação não clínica, pois uma força intrusiva coincidente com o longo eixo dos 4 incisivos superiores é impossível de se obter clinicamente. Entretanto, frequentemente é necessário em pacientes ortodônticos com suporte periodontal reduzido, o movimento de todo o segmento anterior composto pelos incisivos superiores, tornando-se relevante um conhecimento mais aprofundado neste assunto para minimizar os efeitos indesejáveis como a perda óssea adicional e/ou a RRAE.

Assim, este estudo tem como objetivo avaliar as alterações iniciais no padrão de distribuição, magnitude e direção das tensões de tração e compressão no LPD no movimento de intrusão ortodôntica dos incisivos superiores, com o osso periodontal de suporte reduzido, de acordo com variações do ponto de aplicação da força.

MATERIAL E MÉTODOS

Um crânio adulto seco humano com todos os dentes íntegros, osso periodontal de suporte horizontalmente reduzido e incisivos superiores com leve vestibulo-versão e razoavelmente alinhados foi obtido no Departamento de Anatomia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. A distância entre a junção amelocementária e a margem da crista óssea alveolar na face vestibular foi de 2,63 mm para os incisivos centrais e de 2,74 mm para os incisivos laterais. Para a obtenção da geometria, a maxila deste crânio foi precisamente reconstruída baseando-se em imagens tomográficas obtidas por meio de um tomógrafo computadorizado de feixe cônico (Classic i-CAT[®], Imaging Sciences, Hatfield, Pa), operado a 120kVp, 0,5 mm de tamanho de ponto focal nominal, gama dinâmica da escala de cinzas de 14 bits, 0,4 mm de tamanho de voxel, produzindo 256 fatias com 0,25 mm de espessura convertidos em arquivos exportáveis em formato DICOM.

As fatias tomográficas foram processadas utilizando-se uma tecnologia digital para determinação de limites das camadas do osso cortical e trabecular, esmalte, dentina e polpa. Estes limites foram utilizados para gerar a geometria 3D com o programa comercial de desenho assistido por computador - CAD (Simpleware[®], Innovation Centre, Exeter, United Kingdom). O sólido gerado, composto pela malha geométrica de tetraedros, foi exportado em formato de arquivo STL (Stereolithography CAD) para o programa Solidworks[®] (Dessault Systèmes Solidworks Corp., Concord, Ma) com o objetivo de converter a malha geométrica de tetraedros em NURBS bilineares (*non-uniform rational B-spline*). Esta conversão

permitiu maior manipulação e controle das curvas ou superfícies geradas e, conseqüentemente, maior versatilidade na representação de malhas complexas.

Este arquivo foi exportado para o ANSYS® v12.1 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA), que foi o programa de resolução numérica da análise de elementos finitos (AEF). Um aspecto particular na modelagem de estruturas biológicas tais como os dentes e os ossos é uma aproximação apropriada da complexa geometria envolvida na captura de gradientes de tensões e compressões. Neste estudo, o modelo foi convertido em uma malha composta de elementos tetraédricos, cujo formato quadrático permitiu a captura de superfícies curvas complexas no modelo e forneceu melhor precisão teórica e prática na modelagem.

Uma convergência de malha foi utilizada para estimar o efeito de várias densidades da malha na aproximação da discretização, com o objetivo de se obter melhores resultados. Após este ensaio, o modelo final foi composto de 322450 elementos e 603380 nós.

Cada dente foi dividido em: polpa, dentina e esmalte; e o osso alveolar de suporte em camadas de: osso cortical e osso trabecular. O espaço de 0,25 mm entre as raízes e a superfície do alvéolo dentário foi considerado como a espessura do ligamento periodontal. Os dentes e os ossos foram considerados como tendo comportamento homogêneo, isotrópico e linearmente elástico, com módulo de Young e coeficiente de Poisson específicos (Tabela 1)(p.36). Para representar o comportamento mecânico tipicamente não-linear e anisotrópico tempo-dependente foi utilizado o modelo constitutivo desenvolvido por Natali et al³⁸, que caracteriza os tecidos conjuntivos e, em particular, o LPD.

Certamente isto não reflete perfeitamente a complexa estrutura e o comportamento do LPD. Entretanto, em estudos experimentais e numéricos

combinados, esta suposição provou ser válida para o carregamento de forças ortodônticas.^{39,40}

Brackets ortodônticos *edgewise standard* com *slot* .022 de polegadas, não-torqueados e não-angulados em aço inox e um arco segmentado de aço inoxidável com secção transversal .021 x .025 de polegadas adaptado passivamente aos *brackets* também foram tridimensionalmente modelados.

Devido a escassez de estudos acerca da intrusão dos incisivos superiores em pacientes com osso alveolar de suporte reduzido, os pontos de aplicação de força foram selecionados baseando-se em situações clínicas citadas na literatura, de acordo com a localização do centro de resistência (CRes) dos incisivos superiores. Entretanto, não existe um consenso a respeito da exata localização do CRes dos quatro incisivos. Este pode estar localizado apicalmente, em um ponto entre as regiões distais às superfícies radiculares do incisivo lateral e do canino.⁴¹⁻⁴⁴ Portanto, os pontos eleitos para a aplicação de forças foram:

- LOAD 1: centralizado entre os *brackets* dos incisivos centrais (Figura 1,A) (p.40);
- LOAD 2: bilateralmente entre os *brackets* dos incisivos centrais e laterais (Figura 1,B) (p.40);
- LOAD 3: Bilateralmente distal aos *brackets* dos incisivos laterais (Figura 1,C) (p.40);
- LOAD 4: bilateralmente 7 mm distal ao centro dos *brackets* dos incisivos laterais (Figura 1,D) (p.40).

A magnitude da força intrusiva foi de 15 gf por dente, uma vez que estudos recomendam magnitudes de força variando de 10 a 15 gf por dente, dependendo da quantidade de suporte periodontal.^{45,46}

Por fim, os padrões de distribuição das tensões principais, a magnitude e a direção dos vetores no modelo do LPD foram examinados em detalhe.

Os resultados são graficamente demonstrados de três modos: visualização das tensões em escala de cores, gráficos de dispersão (XY) e diagramas das direções dos vetores das tensões principais e, foram concentrados nos dados das tensões nodais no lado do LPD da interface LPD-alvéolo ósseo, uma vez que as tensões hidrostáticas no LPD podem ser utilizadas como marcadores para a predição de locais potenciais para a remodelação óssea e a reabsorção radicular.⁴⁷

Após o processamento da AEF, os dados numéricos produziram mapas gráficos codificados por cores para melhor comparação da distribuição das tensões principais entre os quatro modelos de carregamento. Os registros obtidos foram avaliados de acordo com as tensões principais mínima, média e máxima (TPMin, TPMed e TPMax, respectivamente). Por convenção, algebricamente, a TPMin é a menor tensão principal e, geralmente, representa uma tensão compressiva e, a TPMax tem a maior magnitude absoluta e normalmente representa uma tensão de tração. Assim, a TPMin e a TPMax serão enfatizadas.

RESULTADOS

Visualização das tensões em escala de cores - TPMin

O LPD com a distribuição inicial da TPMin para o LOAD 1 é ilustrada na Figura 2 (p.41). As cores frias mostram áreas onde a TPMin apresenta os menores valores. As cores quentes referem-se a locais de altos valores da TPMin. Portanto, as maiores compressões ocorreram principalmente no lado palatal do ápice dos incisivos centrais. De modo geral o lado labial do LPD recebeu maior compressão que o lado palatal. Este estudo busca estabelecer a distribuição inicial das tensões principais e não aborda o tempo de aplicação da força e o movimento dentário ortodôntico subsequente. Dada a padronização da escala da magnitude da tensão, no início da aplicação da força intrusiva, com relação ao LOAD 1, não foram verificadas áreas de valores extremamente baixos de TPMin para os incisivos laterais, comparativamente aos incisivos centrais. Porém, este fato não permite afirmar que isto necessariamente ocorra quando o tempo da aplicação da força intrusiva ou quando a taxa de remodelação óssea é considerada.

A distribuição da TPMin para o LOAD 2 é exibida na Figura 3 (p.42). Novamente, os menores valores foram observados no lado palatal do ápice dos incisivos centrais, mas esta área, comparativamente ao LOAD 1, deslocou-se levemente para o lado mesial. Em relação ao LOAD 1, ocorreram alterações significantes nos padrões das tensões, por exemplo, os ápices dos incisivos laterais passaram a receber maiores cargas compressivas. Tanto os incisivos centrais como os incisivos laterais exibiram maiores áreas compressivas no lado labial quando comparado ao lado palatal, especialmente na margem labial dos incisivos laterais.

A Figura 4 (p.43) ilustra a distribuição da TPMin para o LOAD 3. Similar aos LOADs 1 e 2, os valores mais baixos foram observados na região apical. Entretanto, no LOAD 3, áreas de alta compressão foram detectadas nos ápices dos incisivos laterais. Áreas de compressão na região labial média e na margem labial do LPD também estavam presentes nestes dentes. Para os incisivos centrais, o lado palatal do ápice exibiu altas tensões compressivas e quase a totalidade do lado labial do LPD apresentou valores mais baixos que o lado palatal.

A Figura 5 (p.44) ilustra a distribuição da TPMin para os quatro incisivos como resultado da aplicação do LOAD 4 de forças ortodônticas intrusivas. Assim como no LOAD 3, os menores valores da TPMin foram observados nos ápices dos incisivos laterais. Na região média labial do LPD e na margem labial e mesial do LPD na crista óssea dos incisivos laterais, valores baixos da TPMin também estavam presentes. Adicionalmente, tensões compressivas foram verificadas no lado palatal dos ápices dos incisivos centrais. Porém, com valores mais altos em relação aos incisivos laterais. Comparativamente ao LOAD 3, o lado labial do LPD teve uma área menor de baixos valores de TPMin, ou seja, menos compressiva.

Visualização das tensões em escala de cores - TPMax

As Figuras 6, 7, 8 e 9 (p.45, 46, 47 e 48) ilustram a distribuição da TPMax para os LOADs 1, 2, 3 e 4, respectivamente. Em relação à escala de cores, as cores quentes referem-se a locais de altos valores de TPMax, conseqüentemente, estão associadas à áreas com maior tensão de tração e, cores frias definem áreas onde a TPMax apresenta os menores valores, ou seja, menor tensão de tração. A distribuição da tensão de tração foi similar à tensão de compressão para os 4 carregamentos. Os valores máximos e mínimos (mPa) para os 4 modelos de

carregamento para o incisivo central e lateral direitos são demonstrados na Tabela 2 e 3, respectivamente (p.37). Com o objetivo de facilitar a compreensão dos valores obtidos das tensões em pascal (Pa), estes foram multiplicados por 1000 (milipascal – mPa), uma vez que as magnitudes das tensões observadas em cada nó mostraram valores numericamente baixos.

Gráficos de dispersão (XY) da magnitude das tensões principais

Os resultados também consideraram os gráficos de dispersão (XY) e os diagramas das direções dos vetores das tensões principais em um plano representativo labial-ápice-palatal (LAP), uma vez que este plano representa o principal plano para visualizar o movimento de intrusão dos incisivos superiores.^{27,31,33} O plano representativo LAP foi definido por uma linha de referência que inicia no LPD da crista óssea no lado labial, sobe até o ápice e, termina no LPD da crista óssea no lado palatal. Os nós nesta linha foram marcados: 79 para o incisivo central (numerados de 1 a 79) e, 88 para o incisivo lateral (numerados de 1 a 88). Uma vez que a anatomia do modelo da maxila e dos dentes foram praticamente simétricos, apenas os dentes do lado direito foram considerados.

A Figura 10 (p.49) ilustra apenas os nós ímpares para os incisivos central e lateral direitos. Tanto para o incisivo central como para o lateral, o nó número 41 foi localizado no topo do ápice do LPD. Assim, este nó foi empregado como o ponto referencial para a determinação dos lados labial e palatal. Deste modo, os pontos à frente do nó 41 foram considerados como pertencentes ao lado labial do LPD e, conseqüentemente, os nós posteriores a este nó foram considerados como pertencentes ao lado palatal do LPD.

Em cada gráfico de dispersão, os nós foram plotados em função da posição na linha de referência LAP (eixo X) e da magnitude da tensão (eixo Y). As T_{PMIn} são representadas pelas linhas azuis e as T_{PMMax} pelas linha vermelhas. Os incisivos central e lateral direitos foram considerados individualmente, pois a visualização das tensões em escala de cores demonstrou padrões de distribuição de tensões distintos.

Gráficos de dispersão (XY) da magnitude das tensões principais – incisivo central direito

A Figura 11 (p.49) ilustra a T_{PMIn} e a T_{PMMax} para os 4 modelos de carregamento de acordo com a posição do nó na linha LAP para o incisivo central superior direito. Em todos os modelos de carregamento, o nó 45 mostrou os menores valores de T_{PMIn} e os maiores valores de T_{PMMax}, isto é, a maior compressão e tração. No LOAD 1 no lado labial alta compressão (baixos valores de T_{PMIn}) na margem do terço cervical do LPD no nó 1. A partir deste nó, ocorreu um leve decréscimo da compressão e, a partir do nó 25 (terço apical labial) ao nó 35 ocorreu um aumento significativo da compressão. No nó 41 (topo do ápice do LPD), a compressão diminuiu e, novamente um aumento abrupto da compressão até o nó 45, localizado no lado palatal do ápice do LPD. Este nó apresentou a menor T_{PMIn} (-40.14 mPa), isto é, a maior compressão. A partir do nó 45, a compressão diminuiu abruptamente até o nó 54. A partir deste nó, houve um decréscimo suave da compressão. A linha entre os nós 55 e 79 refere-se aproximadamente ao terço cervical e médio do lado palatal do LPD. Para a T_{PMMax}, também a partir do nó 25 houve um aumento significativo da tração, mostrando dois picos distintos nos nós 35 (22.64 mPa) e 45 (22.77 mPa). A partir do nó 45 foi observado um decréscimo

evidente até ao nó 55, e um suave aumento da tensão de tração até o nó 79 (8.73 mPa) na margem palatal do LPD.

No LOAD 2, a TPMin e a TPMax mostraram um comportamento similar ao LOAD 1, entretanto, em todos os nós o valor numérico foi mais alto (menor compressão e tração), por exemplo, no nó 45 a TPMin foi de -15.30 mPa e a TPMax de 8.74 mPa (2.62 vezes menos compressão e 2.60 vezes menos tração que o LOAD 1). Além disso, a partir do nó 1 ao 25 no LPD do lado labial, a compressão foi relativamente constante.

Os LOAD 3 e 4 revelaram os menores valores e variações de tensões ao longo da linha LAP de referência, mostrando as menores diferenças entre os valores máximos e mínimos para as TPMin e TPMax. Portanto, demonstraram uma distribuição mais equilibrada de tensões.

Gráficos de dispersão (XY) da magnitude das tensões principais – incisivo lateral direito

A Figura 12 (p.50) apresenta as TPMin e TPMax para os 4 modelos de carregamento de acordo com a posição do nó na linha LAP de referência para o incisivo lateral superior direito. Comparativamente ao incisivo central, a distribuição das tensões sobre a linha de referência foi mais irregular para o incisivo lateral, com mais variações de altos e baixos. Para o LOAD 1, apesar das pequenas variações, houve uma tendência a partir do nó 1 ao 44 para um moderado decréscimo nos valores de TPMin (maior compressão) e acréscimo nos de TPMax (maior tensão de tração). O nó 44 (lado palatal apical) teve o menor valor de TPMin (-5.30 mPa). A partir deste nó ao nó 56, foi observada uma diminuição da compressão seguida por

uma tendência à estabilização da compressão e um leve aumento da tração. Para os LOAD 2, 3 e 4 o comportamento da linha gráfica foi semelhante. O lado labial do LPD demonstrou grandes variações nas tensões nodais ao longo da linha LAP de referência. Alguma compressão foi observada na margem do LPD labial e o menor valor da TPMin foi observado no LOAD 4 (-7.11 mPa), seguido pelo LOAD 3 (-6.08 mPa) e 2 (-5.29 mPa), nesta sequência.

No ápice do LPD, a maior compressão foi observada no lado labial apical no nó 35 para o LOAD 4 (-9.57 mPa) e para o LOAD 3 (-9.89 mPa), e no nó 36 para o LOAD 2 (-8.33 mPa). Um segundo pico negativo estava presente no nó 48 no lado palatal apical, mas os valores não foram tão baixos quanto o primeiro pico negativo no lado labial apical. O LOAD 4 foi o modelo de carregamento que exibiu os valores mais próximos entre os dois picos negativos (nó 35: -9.57 mPa; e nó 48: -9.34 mPa). Para os LOAD 2, 3 e 4 os valores mais altos da TPMax foram detectados entre os nós 31 e 49, e a maior TPMax foi observada no lado labial apical no nó 31 para o LOAD 2 (5.59 mPa) e LOAD 3 (6.34 mPa), e no nó 37 para o LOAD 4 (6.89 mPa). Alguma tensão de tração foi observada na margem palatal do LPD e o valor mais alto da TPMax foi detectada no LOAD 4 (5.42 mPa), seguido pelo LOAD 3 (4.32 mPa) e 2 (3.20 mPa).

Diagramas das direções dos vetores das tensões principais

Apesar da visualização das tensões em escala de cores e dos gráficos de dispersão (XY) para ilustrar a distribuição e a magnitude das tensões, apenas estes dados não são suficientes para estabelecer o provável deslocamento dentário. Fisicamente, também é necessário conhecer as direções das tensões principais. As Figuras 13 e 14 (p.50 e 51) demonstram os diagramas das direções dos vetores das

tensões principais do LOAD 1 ao 4 para cada nó ao longo da linha LAP de referência no formato de visão sagital direta do LPD dos incisivos central e lateral superiores direitos, respectivamente. As setas azuis representam as TPMin. As TPMax são representadas pelas setas vermelhas. As TPMed (setas verdes) não são aparentes nesta visão. Mesmo havendo concentração de tensões na região apical do LPD, as direções destas tensões se diferem nos lados labial e palatal.

Para mensurar e comparar o ângulo direcional do vetor das tensões principais dos 4 modelos de carregamento, foram desenhadas linhas retas adaptadas ao contorno anatômico do LPD visto lateralmente e foram definidas linhas apicais de referência denominadas linha apical labial (LinAL) e linha apical palatal (LinAP). O ângulo direcional do vetor do nó com a menor magnitude da TPMin e maior magnitude de TPMax foram mensurados em relação à estas linhas de referência. As Figuras 15 e 16 (p.51 e 52), e a Tabela 4 (p.38) ilustram, representativamente, a diferença aparente dos ângulos direcionais dos vetores das tensões principais dos 4 modelos de carregamento para os incisivos central e lateral superiores direitos, respectivamente. Nota-se que o vetor da TPMax no lado palatal apical é aproximadamente colinear com a LinAP, e portanto, o valor angular foi considerado próximo a 180°.

Os dados obtidos a partir da visualização das tensões em escala de cores, gráficos de dispersão (XY) e diagramas das direções dos vetores das tensões principais sugerem que no LOAD 1 os incisivos centrais seriam intruídos, mas também apresentariam grande tendência à vestibulo-versão. No LOAD 2 o padrão de distribuição das tensões implica na intrusão dos incisivos e comparativamente ao LOAD 1, leve vestibulo-versão. O movimento ortodôntico provável de ocorrer no

LOAD 3 seria a intrusão com pouca ou nenhuma vestibulo-versão. No LOAD 4 o movimento ortodôntico sugerido seria uma intrusão com pouca ou nenhuma vestibulo-versão e disto-versão dos incisivos laterais.

DISCUSSÃO

Este estudo avalia a distribuição, magnitude e a direção dos vetores das tensões principais nos LPD induzido por uma carga ortodôntica, aplicada com o propósito de intruir os incisivos superiores. Os resultados forneceram informações que contribuem na compreensão de algumas reações biológicas complexas advindas de um sistema de forças de intrusão ortodôntica em uma condição de osso periodontal reduzido.

Ao se considerar a biomecânica ortodôntica, modelos animais são limitados devido a problemas de transferência dos resultados para humanos e estudos prospectivos em humanos são dificultados devido a questões éticas e de privacidade. O desenvolvimento na engenharia computacional tem permitido aos pesquisadores da área biológica empregar métodos que não envolvem organismos vivos. Estes métodos podem ser aplicados para a solução de problemas biomecânicos. A AEF é um destes métodos que tem sido utilizado na Odontologia.

O primeiro estudo descritivo em AEF do movimento dental ortodôntico e da magnitude das tensões foi publicado por Tanne et al.⁴⁸ Desde então, os estudos em modelo de EF tem abordado parâmetros biológicos, magnitudes e padrões das tensões em diversos movimentos ortodônticos.

Para obter os modelos em EF, estudos anteriores utilizaram-se de técnicas computacionais para edição adicional e construção artificial da anatomia interna³⁶, construção do modelo de todos os dentes e estruturas ósseas baseados em geometria fundamentada em parábolas elípticas regulares³⁴ ou, para produzir o processo alveolar adaptando raízes dentárias de dentes previamente modelados na superfície do osso maxilar.⁴⁹

O modelo tridimensional da maxila e dos dentes obtido a partir de uma peça anatômica real e a discretização dos componentes individuais do osso (osso trabecular e cortical) e dos dentes (esmalte, dentina e polpa) provavelmente faz com que os resultados se aproximem mais de uma situação real. Uma análise tridimensional das tensões do LPD poderia fornecer dados mais confiáveis que aqueles obtidos a partir de fontes bidimensionais, por exemplo, radiografias periapicais, panorâmicas ou cefalométricas. Entretanto, é necessária a condução de pesquisas delineadas para comparar, na mesma simulação da mecânica ortodôntica, a existência de diferenças entre a modelagem completa de todas as estruturas ósseas e dentárias e a consideração dos dentes e do osso consistido de um único material homogêneo. O modelo 3D obtido pode ser utilizado ainda como fonte material para o desenvolvimento de pesquisas abordando outros movimentos ortodônticos.

Com relação aos parâmetros dos materiais, deve-se ressaltar que os valores relatados na literatura diferem entre si significativamente, especialmente para o LPD. Estas diferenças ocorrem devido ao desenho experimental, grande variação na complexidade e geometria dos modelos numéricos,³⁹ e a pressupostos diferentes sobre a modelagem mecânica do LPD em investigações teóricas.⁴⁹ Infelizmente, dados quantitativos experimentais para descrever todo o comportamento do LPD não estão disponíveis. Embora o LPD real não seja homogêneo ou isotrópico, as propriedades dos materiais utilizadas nesta investigação foram baseadas em estudos experimentais que estabeleceram os parâmetros de resposta hiperelástica instantânea do LPD.³⁸ Evidentemente, os parâmetros aplicados não reproduzem perfeitamente a complexa estrutura e comportamento dental, ósseo e do LPD. De qualquer modo, assumiu-se que esta idealização comportamental foi adequada para

a descrição teórica da distribuição das tensões na intrusão ortodôntica dos incisivos superiores e os resultados poderiam ser considerados no planejamento de tratamentos clínicos. Porém, alguma cautela é recomendada para não haver aplicação clínica direta destes resultados. O critério de tensões de von Mises é baseado nos princípios de energia envolvendo o campo dos materiais dúcteis, tais como os metais. Assim, torna-se questionável a aplicação do critério de von Mises em estudos biológicos, por exemplo, pesquisas que abordam o LPD, ossos e dentes. Tem sido sugerido que a localização da reabsorção óssea pode estar relacionada com a densidade e dureza do cemento e da dentina. Uma investigação das propriedades físicas do cemento revelaram que o apical foi consideravelmente menos duro que o da região média e cervical.⁵⁰ Também seria sensato Imaginar a existência de diferenças nas respostas em modelos ósseos de indivíduos idosos e jovens, visto a evidente diferença de densidades ósseas.⁵¹ Então, é necessário o desenvolvimento de parâmetros mais detalhados, não apenas para o LPD, mas também para os tecidos dentais e ósseos, para que equações matemáticas e modelos computacionais possam simular uma situação biológica real mais fidedignamente possível.

Clinicamente, as forças intrusivas têm sido tradicionalmente suspeitas nos casos de reabsorções radiculares severas^{18,27,28}, embora exista alguma discordância na literatura.^{26,29-33,52-54} O presente modelo de estudo em EF mostrou que houve uma concentração de tensões no ápice radicular, como demonstrado por Shaw, Sameshima e Vu.³⁶ Parker e Harris²⁷ relataram que os movimentos intrusivos e o aumento na inclinação vestibular foram os preditores mais potentes para a RRAE. Mas, nenhum modelo de regressão mostrou que a intrusão isoladamente possa ser a causa da RRAE. Em vez disso, uma combinação de movimentos explicou melhor a

variação na RRAE entre os pacientes. Ortodonticamente, isto significou que a intrusão do incisivo no plano vertical e o torque lingual radicular no plano sagital causaram as maiores reabsorções apicais.

Comparativamente, os LOADs 1 e 2 foram as configurações mecânicas com as maiores compressões na região apical do LPD, e ainda com maior tendência para a inclinação vestibular dos incisivos centrais. Então, do ponto de vista biológico e mecânico estes pontos de aplicação de força seriam os menos desejáveis para a intrusão dos incisivos. Contudo, por meio desta simples observação não se pode concluir que existe necessariamente uma correlação entre o movimento de intrusão dos incisivos e a RRAE. Mesmo que este estudo tenha demonstrado concentrações de tensões na região apical do LPD, estudos clínicos citados não demonstraram diferenças na quantidade de reabsorção radicular entre o movimento de intrusão e outros movimentos ortodônticos, demonstrando que ainda existem outros fatores ou variáveis a serem desvendados.

Um problema para se estabelecer esta correlação é a falta de um critério para se previrem quais pacientes irão apresentar uma reabsorção evidente e quais exibirão pouca reabsorção quando sujeitos aos mesmos procedimentos durante o tratamento, uma vez que as respostas às mecânicas ortodônticas e magnitudes de forças similares podem ser bastante variáveis.⁵⁵ Diferenças no delineamento das pesquisas, ainda podem explicar porque a relação entre os movimentos dos incisivos superiores e a RRAE permanecem controversa. De qualquer modo, seria recomendável planejar movimentos para evitar a aproximação à cortical óssea lingual. Para dentes com vestibulo-versão e extruídos, particularmente para os incisivos superiores periodontalmente comprometidos, a intrusão para trazer os

ápices radiculares para uma área mais ampla de osso trabecular, seguido da retração e torque seria sensato.²²

Kalkwaf, Krejci e Pao⁵⁶ relataram que para o suporte dentário, 3 mm de perda radicular apical é equivalente a 1 mm de perda de crista óssea, o qual implica que a porção apical da raiz tem um papel menor no suporte periodontal total. Mesmo assim, a prevenção à reabsorções severas deve ser o objetivo de qualquer tratamento ortodôntico. Após a aplicação das forças de translação de um canino em um modelo sem perdas ósseas, uma distribuição relativamente uniforme da tensão é observada. Quando a perda óssea atinge 2 mm, um aumento no nível de tensão próximo a crista alveolar é aparente. Assim, após a redução do suporte ósseo, ocorre um incremento na magnitude das tensões.⁵⁷ Para se comparar as diferenças de magnitude e distribuição das tensões no movimento de intrusão dos incisivos superiores seria necessário a construção de um modelo 3D anatomicamente idêntico ao do presente estudo, porém sem perdas ósseas e aplicação dos mesmos modelos de carregamento. Apesar da concentração apical das tensões observada no presente estudo, não se sabe, contudo, se as regiões ósseas da crista são mais sensíveis à reabsorção óssea mecanicamente induzida, ou seja, se uma mesma magnitude de tensão compressiva induziria à reações similares na crista óssea ou no osso apical. A região cervical está sujeita também aos efeitos da placa bacteriana que pode potencializar possíveis efeitos deletérios da força ortodôntica. As maiores tensões compressivas na margem labial do LPD foram observadas para o incisivo central no LOAD 1 e para o incisivo lateral nos LOADs 2, 3 e 4.

Embora exista a tendência para vestibulo-versão dos incisivos nos LOAD 1 e 2 para os incisivos centrais, não foi verificada grande compressão na margem labial do LPD como percebido na região apical. A grande compressão observada na

região apical é esperada nos movimentos intrusivos, pois a forma cônica radicular concentra compressão no ápice.⁵⁸

A vestibulo-versão dos incisivos poderia ser considerada um movimento de inclinação não-controlado. Nesta situação, seria esperada uma grande compressão na margem labial do LPD. Porém, para os LOADs 1 e 2 foram observados valores discrepantes entre as regiões apical e cervical. Isto poderia ser explicado devido à forma cônica da raiz do incisivo distribuindo a tensão de compressão em uma área de superfície mais ampla na margem cervical labial, quando comparada a forma cônica do ápice radicular. A Figura 17 (p.52) é um esquema do movimento de inclinação vestibular não-controlado. As linhas vermelhas mostram a diferença na área da superfície entre as regiões apical e cervical.

Como estipulado por Matsui et al⁴³ quando se pretende movimentar os 4 incisivos, frequentemente é desejável o movimento de translação. Para se alcançar este movimento é necessário utilizar um arco o mais rígido possível e com preenchimento total do *slot* dos *brackets*. Se o fio selecionado não for suficientemente rígido, o CRes do segmento dental não será definido, pois cada dente irá se movimentar separadamente. Quando esta situação ocorre, o controle do segmento anterior é perdido. Mas, a medida que a rigidez do fio aumenta, a posição do CRes dos 4 dentes torna-se estável e o controle deste segmento será obtido.

Embora o objetivo do presente estudo não fosse determinar o CRes dos incisivos superiores, foi planejado de forma que um arco ortodôntico rígido, como usado em situações clínicas, poderia reduzir os movimentos dentais independentes. Entretanto, apesar do uso do arco segmentado .021 x .025 de polegadas em aço inox, um movimento completamente comum dos 4 incisivos não pode ser previsto

por meio da distribuição inicial das tensões principais, e os incisivos central e lateral aparentemente poderiam se movimentar quase que independentemente. Isto também foi verificado por Reimann et al⁴⁹ ao determinar o CRes dos dentes anteriores com aplicação de um sistema de forças no eixo vestibulolingual via *brackets* dos incisivos laterais. Para todo o segmento dentário anterior, deve existir provavelmente vários e isolados CRes ao invés de um único CRes comum. Entretanto, a aplicação de forças individuais de intrusão para intruir individualmente cada dente parece ser impraticável do ponto de vista clínico. Um fator complementar que faz a compreensão mecânica ainda mais complexa é que em uma análise 3D, os centros de resistência e rotação devem ser avaliados na forma de eixos ao invés de pontos em 2 dimensões.

Adicionalmente, fatores que alteram a posição do CRes dos incisivos superiores são a forma do osso circundante, morfologia radicular, posicionamento de cada dente e, a estrutura do suporte periodontal. Desde que estes fatores geralmente são diferentes em cada paciente, a localização do CRes do segmento dentário nestes pacientes também será diferente.^{49,59} Os pacientes periodontalmente comprometidos apresentam osso circundante reduzido, dentes com vestibulo-versão e suporte periodontal debilitado. Então, parece claro que existe uma mudança na posição do CRes nestes pacientes.

Estudos *in vitro* utilizando diferentes métodos^{41,43,49,60} demonstraram que o CRes dos 4 incisivos superiores localiza-se a 8 – 10 mm apicalmente e a 5 – 7 mm distalmente ao incisivo lateral. Uma localização mais anterior do ponto de aplicação da força causa a vestibulo-versão destes dentes. Assim, a aplicação de forças intrusivas mesial ao incisivo lateral resultaria em vestibulo-versão dos dentes anteriores. Teoricamente, se um arco de intrusão fosse atado com a linha de ação

da força passando pelo CRes, os incisivos tenderiam a um movimento de corpo em direção apical. Quando as inclinações axiais dos incisivos estão diferentes, da mesma forma estarão a localização do CRes em relação à posição das coroas dos incisivos. Incisivos com maior vestibulo-versão devem ter um ponto de aplicação de forças mais distal que incisivos retroinclinados.⁴⁴ É importante relatar que o modelo 3D produzido neste estudo possuía uma leve vestibulo-versão dos incisivos superiores e este fato deve ter influenciado nos resultados quanto a distribuição das tensões. Mesmo não existindo um centro ou eixo de resistência comum aos 4 incisivos, é necessária a determinação de uma linha de ação de força que promova a distribuição de tensões mais equilibrada.

As configurações mecânicas dos LOADs 1 e 2, especialmente o LOAD 1, mostraram uma forte tendência para a vestibulo-versão dos incisivos centrais e, para os LOADs 3 e 4 à medida que o ponto de aplicação de força segue para distal, o movimento ortodôntico provável seria a intrusão com pouca ou nenhuma vestibulo-versão. Em um estudo clínico a intrusão verdadeira dos incisivos superiores foi obtida com o uso de mini-implantes como meio de ancoragem. Houve mínima alteração da inclinação axial dos incisivos superiores quando a força foi aplicada distalmente ao bracket do incisivo lateral.⁵⁴

Embora os LOADs 3 e 4 tenham apresentado uma distribuição de tensões mais equilibrada, em concordância com Reimann et al⁴⁹, é importante notar que os incisivos centrais apresentam tensões oriundas de sistema de forças mais leves. Por sua vez, isto significa que os incisivos laterais apresentam tensões originadas de um sistema de forças mais pesadas, o que poderia comprometer o periodonto de sustentação, uma vez que normalmente os incisivos laterais apresentam área de superfície radicular menor que os incisivos centrais.⁵⁴

O lado labial do LPD do incisivo lateral demonstrou grande variação nas tensões nodais ao longo da linha LAP de referência. A fidelidade na modelagem de uma peça anatômica real capturou em detalhes as irregularidades radiculares da superfície radicular, a qual foi a causa das variações de tensões e pode ter influência crucial na reação dental a aplicação de um sistema de forças. Estas variações nas tensões explicaria o fato no qual mesmo quando são utilizadas forças leves, não exista maneira de mover um dente entre dois pontos por meio de aparelhos fixos, sem causar a hialinização.⁶¹

As magnitudes e as direções das tensões principais obtidas (TPMin, TPMed e TPMax) conferem um modo ideal para apresentar os resultados na distribuição das tensões iniciais. As direções são perpendiculares entre si e, estas são as direções críticas que são geralmente negligenciadas em outras análises de tensões ortodônticas.³⁴

Para a TPMax dos incisivos centrais, a partir do nó 25 houve um aumento significativo na tração, mostrando 2 picos distintos nos nós 35 (22.64 mPa) no lado labial e 45 (22.77 mPa) no lado palatal. Embora as magnitudes sejam parecidas, estas tensões apresentam direções distintas. Devido às mudanças de direções entre as tensões principais, estudos previamente publicados que abordam apenas a magnitude das tensões podem ser confusos e provavelmente impossíveis de compreender e correlacionar com as respostas biológicas. Com intuito de prevenir ambiguidades, uma referência a uma tensão principal deve incluir não apenas a estrutura e a magnitude da tensão, mas também sua direção predominante.³⁴

Uma importante questão que surge seria de como um nó poderia estar sujeito tanto a tensões compressivas quanto a tração. As tensões no osso, LPD e raiz não

seguem um padrão simples como assumido na clássica teoria da tensão-compressão do movimento dental ortodôntico. A Figura 18 (p.53) ilustra como um dado ponto em um corpo poderia estar sujeito à tração e compressão coexistentes com várias combinações de magnitudes e direções nas estruturas dento-alveolares. Se um corpo é esticado (Figura 18, A), um dado ponto no corpo está sujeito a uma tensão de tração na direção X, mas na direção Y é uma tensão compressiva e, em Z pode ser tanto tensões compressivas como de tração (Figura 18, B).

Para Vanden Bulcke et al⁴¹ a importância de delineamento de uma pesquisa *in vitro* está no fato desta prover informações para o estabelecimento da natureza da resposta da dentição à forças aplicadas quando condições de carregamento e anatômicas são controladas.

Uma vez que as tomografias computadorizadas e as reconstruções 3D têm se tornado disponíveis no diagnóstico ortodôntico, o tratamento de pacientes com suporte periodontal reduzido, nos quais os riscos são maiores, a modelagem computacional e as simulações numéricas, tal como a AEF e, a determinação individualizada dos vetores das tensões e do centro/eixo de resistência para a aplicação de forças mais adequadas poderia auxiliar na implementação de uma mecânica ortodôntica mais eficaz com objetivo de se obter com maior previsibilidade o movimento ortodôntico com o mínimo de efeitos colaterais. A aplicação de um “sistema de força-ótima” na Ortodontia poderia então, tornar-se uma realidade se os resultados das pesquisas *in vitro* forem cientificamente comprovados com estudos clínicos.

CONCLUSÕES

Este estudo reconstruiu um modelo 3D anatômico baseado em um crânio real adulto com osso periodontal de suporte reduzido e forneceu as descrições por meio da AEF das tensões principais desenvolvidas durante o estágio inicial do movimento de intrusão dos incisivos superiores. Ao modelo 3D também foi incorporado aparelhos ortodônticos, fornecendo, portanto, um ambiente ortodôntico mais representativo do sistema de forças. Dentro da metodologia empregada concluiu-se que:

1. As tensões estão concentradas na região apical do LPD, independente do ponto de aplicação da força ortodôntica para o movimento de intrusão dos incisivos superiores;
2. Em um mesmo ponto no LPD é possível haver tensões compressivas e de tração coexistentes em diferentes direções;
3. Apesar do arco segmentado retangular de secção transversal .021 x .025 de polegadas em aço inoxidável, um movimento totalmente comum dos 4 incisivos superiores não pôde ser previsto por meio da distribuição inicial das tensões principais;
4. O LOAD 3 (ponto bilateral de aplicação da força ortodôntica, distalmente aos *brackets* dos incisivos laterais) resultou na distribuição de tensões mais equilibrada;

REFERÊNCIAS

1. Miller BH. Orthodontics for the adult patient. Part 1.--Introduction. Br Dent J 1980;148:97-100.
2. Miller BH. Orthodontics for the adult patient. Part 2.--The orthodontic role in periodontal, occlusal and restorative problems. Br Dent J 1980;148:128-132.
3. Brunsvold MA. Pathologic tooth migration. J Periodontol 2005;76:859-866.
4. Lindhe J, Svanberg G. Influence of trauma from occlusion on progression of experimental periodontitis in the beagle dog. J Clin Periodontol 1974;1:3-14.
5. Ericsson I, Lindhe J. Effect of longstanding jiggling on experimental marginal periodontitis in the beagle dog. J Clin Periodontol 1982;9:497-503.
6. Artun J, Urbye KS. The effect of orthodontic treatment on periodontal bone support in patients with advanced loss of marginal periodontium. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988;93:143-148.
7. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:66-71.
8. Brown IS. The effect of orthodontic therapy on certain types of periodontal defects. I. Clinical findings. J Periodontol 1973;44:742-756.
9. Geraci TF, Nevins M, Crossetti HW, Drizen K, Ruben MP. Reattachment of the periodontium after tooth movement into an osseous defect in a monkey. 1. Int J Periodontics Restorative Dent 1990;10:184-197.
10. Ericsson I, Thilander B, Lindhe J, Okamoto H. The effect of orthodontic tilting movements on the periodontal tissues of infected and non-infected dentitions in dogs. J Clin Periodontol 1977;4:278-293.
11. Wennstrom JL, Stokland BL, Nyman S, Thilander B. Periodontal tissue response to orthodontic movement of teeth with infrabony pockets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993;103:313-319.
12. Polson A, Caton J, Polson AP, Nyman S, Novak J, Reed B. Periodontal response after tooth movement into intrabony defects. J Periodontol 1984;55:197-202.
13. Boyd RL, Leggott PJ, Quinn RS, Eakle WS, Chambers D. Periodontal implications of orthodontic treatment in adults with reduced or normal periodontal tissues versus those of adolescents. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:191-198.
14. Nevins M, Wise RJ. Use of orthodontic therapy to alter infrabony pockets. 2. Int J Periodontics Restorative Dent 1990;10:198-207.
15. Thilander B. Infrabony pockets and reduced alveolar bone height in relation to orthodontic therapy. Semin Orthod 1996;2:55-61.
16. Melsen B. Tissue reaction following application of extrusive and intrusive forces to teeth in adult monkeys. Am J Orthod 1986;89:469-475.

17. Melsen B, Agerbaek N, Eriksen J, Terp S. New attachment through periodontal treatment and orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:104-116.
18. Harris DA, Jones AS, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:639-647.
19. Brezniak N, Wasserstein A. Root resorption after orthodontic treatment: Part 1. Literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:62-66.
20. Brezniak N, Wasserstein A. Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:138-146.
21. Vlaskalic V, Boyd RL, Baumrind S. Etiology and sequelae of root resorption. *Semin Orthod* 1998;4:124-131.
22. Kaley J, Phillips C. Factors related to root resorption in edgewise practice. *Angle Orthod* 1991;61:125-132.
23. Linge L, Linge BO. Patient characteristics and treatment variables associated with apical root resorption during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:35-43.
24. Sameshima GT, Sinclair PM. Predicting and preventing root resorption: Part I. Diagnostic factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:505-510.
25. Kennedy DB, Joondeph DR, Osterberg SK, Little RM. The effect of extraction and orthodontic treatment on dentoalveolar support. *Am J Orthod* 1983;84:183-190.
26. Baumrind S, Korn EL, Boyd RL. Apical root resorption in orthodontically treated adults. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;110:311-320.
27. Parker RJ, Harris EF. Directions of orthodontic tooth movements associated with external apical root resorption of the maxillary central incisor. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:677-683.
28. Han G, Huang S, Von den Hoff JW, Zeng X, Kuijpers-Jagtman AM. Root resorption after orthodontic intrusion and extrusion: an intraindividual study. *Angle Orthod* 2005;75:912-918.
29. Dermaut LR, De Munck A. Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: a radiographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:321-326.
30. McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:390-396.
31. Bellamy LJ, Kokich VG, Weissman JA. Using orthodontic intrusion of abraded incisors to facilitate restoration: the technique's effects on alveolar bone level and root length. *J Am Dent Assoc* 2008;139:725-733.
32. Mirabella AD, Artun J. Risk factors for apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:48-55.
33. Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:543-548.

34. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK, Jr., Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:791 e711-726.
35. Sung SJ, Jang GW, Chun YS, Moon YS. Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:648-657.
36. Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res* 2004;7:98-107.
37. Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 2001;71:127-131.
38. Natali A, Pavan P, Carniel E, Dorow C. Viscoelastic response of the periodontal ligament: an experimental-numerical analysis. *Connect Tissue Res* 2004;45:222-230.
39. Poppe M, Bourauel C, Jager A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. *J Orofac Orthop* 2002;63:358-370.
40. Kawarizadeh A, Bourauel C, Zhang D, Gotz W, Jager A. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *Eur J Oral Sci* 2004;112:140-147.
41. Vanden Bulcke MM, Dermaut LR, Sachdeva RC, Burstone CJ. The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:211-220.
42. Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K. Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. *Eur J Orthod* 1991;13:452-458.
43. Matsui S, Caputo AA, Chaconas SJ, Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:171-178.
44. van Steenberghe E, Burstone CJ, Pahl-Andersen B, Aartman IH. The relation between the point of force application and flaring of the anterior segment. *Angle Orthod* 2005;75:730-735.
45. Melsen B, Agerbaek N, Markenstam G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:232-241.
46. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Evaluation of continuous arch and segmented arch leveling techniques in adult patients--a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:647-652.
47. 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;135:174-181.
48. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ, Sakuda M. Effect of moment to force ratios on stress patterns and levels in the PDL. *J Osaka Univ Dent Sch* 1989;29:9-16.

49. Reimann S, Keilig L, Jager A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *Eur J Orthod* 2007;29:219-224.
50. Malek S, Darendeliler MA, Swain MV. Physical properties of root cementum: Part I. A new method for 3-dimensional evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:198-208.
51. Bridges T, King G, Mohammed A. The effect of age on tooth movement and mineral density in the alveolar tissues of the rat. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:245-250.
52. Sameshima GT, Sinclair PM. Predicting and preventing root resorption: Part II. Treatment factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:511-515.
53. Deguchi T, Murakami T, Kuroda S, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Comparison of the intrusion effects on the maxillary incisors between implant anchorage and J-hook headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:654-660.
54. Polat-Ozsoy O, Arman-Ozcirpici A, Veziroglu F. Miniscrews for upper incisor intrusion. *Eur J Orthod* 2009;31:412-416.
55. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D. Effects of a doubled orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An inter-individual study in adolescents. *Eur J Orthod* 1996;18:141-150.
56. Kalkwarf KL, Krejci RF, Pao YC. Effect of apical root resorption on periodontal support. *J Prosthet Dent* 1986;56:317-319.
57. Cobo J, Arguelles J, Puente M, Vijande M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:256-262.
58. Beck BW, Harris EF. Apical root resorption in orthodontically treated subjects: analysis of edgewise and light wire mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105:350-361.
59. Ng J, Major PW, Heo G, Flores-Mir C. True incisor intrusion attained during orthodontic treatment: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:212-219.
60. Sia S, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study. *Angle Orthod* 2007;77:999-1003.
61. Segal GR, Schiffman PH, Tuncay OC. Meta analysis of the treatment-related factors of external apical root resorption. *Orthod Craniofac Res* 2004;7:71-78.
62. 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;28:29-38.
63. Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M. Numerical simulation of tooth movement in a therapy period. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23 Suppl 1:S48-52.
64. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:452-459.

Referências formatadas automaticamente por meio do *software* Endnote X4 e estilo Amer J Orthodontics.ens (disponível em <http://www.endnote.com/support/enstyles.asp>)

TABELAS

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades dos dentes e dos ossos utilizados no modelo.

Tabela 2 – Valores máximos e mínimos da TPMin e TPMax para os 4 modelos de carregamento para o incisivo central superior direito (mPa).

Tabela 3 - Valores máximos e mínimos da TPMin e TPMax para os 4 modelos de carregamento para o incisivo lateral superior direito (mPa).

Tabela 4 – Ângulo dos vetores das tensões principais em relação à linha apical de referência.

Tabela 1 – Propriedades dos dentes e dos ossos utilizados no modelo.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte	84100 ^a	0,20 ^a
Dentina	18600 ^a	0,31 ^a
Ossos cortical	13800 ^a	0,26 ^a
Ossos trabecular	345 ^a	0,31 ^a
Polpa	2 ^b	0,45 ^b
Aço inoxidável	200000 ^c	0,30 ^c

^a: Jones et al⁶²; ^b: Qian et al⁶³; ^c: Kojima e Fukui⁶⁴.

Tabela 2 - Valores máximos e mínimos da TPMin e TPMax para os 4 modelos de carregamento para o incisivo central superior direito (mPa).

	LOAD 1		LOAD 2		LOAD 3		LOAD 4	
	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN
TPMin	-7,72	-40,14	-2,20	-15,30	-0,69	-3,8	-0,90	-5,06
TPMax	22,7	3,73	8,74	1,92	2,73	0,57	4,06	0,90

Legendas: MAX (valor máximo da tensão); MIN (valor mínimo da tensão); TPMin (tensão principal mínima); TPMax: (tensão principal máxima).

Table 3 - Valores máximos e mínimos da TPMin e TPMax para os 4 modelos de carregamento para o incisivo lateral superior direito (mPa).

	LOAD 1		LOAD 2		LOAD 3		LOAD 4	
	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN
TPMin	-0,94	-5,30	-0,99	-8,49	-1,29	-9,89	-1,74	-9,57
TPMax	3,28	0,74	5,59	1,11	6,34	1,34	6,89	1,72

Legendas: MAX (valor máximo da tensão); MIN (valor mínimo da tensão); TPMin (tensão principal mínima); TPMax: (tensão principal máxima).

Tabela 4 – Ângulo dos vetores das tensões principais em relação à linha apical de referência.

		Incisivo central	Incisivo lateral
	Vetor da tensão principal e linha apical de referência	Ângulo do vetor da tensão (graus)	Ângulo do vetor da tensão (graus)
LOAD 1	TPMin∠LinAL	145,2	145,7
	TPMax∠LinAP	58,5	55,3
	TPMin ∠LinAL	83,4	85,4
	TPMax ∠LinAP	≈ 180	≈ 180
LOAD 2	TPMin ∠LinAL	130,7	130,5
	TPMax ∠LinAP	49,0	32,7
	TPMin ∠LinAL	85,8	92,5
	TPMax ∠LinAP	≈ 180	≈ 180
LOAD 3	TPMin ∠LinAL	109,4	120,4
	TPMax ∠LnAP	23,6	31,2
	TPMin ∠LinAL	90,6	83,5
	TPMax ∠LinAP	≈ 180	≈ 180
LOAD 4	TPMin ∠LinAL	144,9	125,4
	TPMax ∠LinAP	66,7	55,0
	TPMin ∠LinAL	81,7	84,3
	TPMax ∠LinAP	≈ 180	≈ 180

Legendas: TPMin (tensão principal mínima); TPMaz: (tensão principal máxima); LinAL (linha apical lingual); LinAP (linha apical palatal).

FIGURAS

LEGENDAS

Figura 1. Pontos eleitos para a aplicação de forças. A - LOAD 1; B - LOAD 2; C - LOAD 3; D - LOAD 4.

Figura 2. Distribuição da TPMin para o LOAD 1. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

Figura 3. Distribuição da TPMin para o LOAD 2. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

Figura 4. Distribuição da TPMin para o LOAD 3. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

Figura 5. Distribuição da TPMin para o LOAD 4. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

Figura 6. Distribuição da TPMax para o LOAD 1. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

Figura 7. Distribuição da TPMax para o LOAD 2. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

Figura 8. Distribuição da TPMax para o LOAD 3. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

Figura 9. Distribuição da TPMax para o LOAD 4. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

Figura 10. Posição dos nós ímpares no plano de referência LAP para o incisivo central direito (A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal) e para o incisivo lateral direito (D- Visão labial; E- Visão apical; F- Visão palatal).

Figura 11. TPMin e a TPMax para os 4 modelos de LOAD de acordo com a posição do nó na linha LAP de referência para o incisivo central superior direito.

Figura 12. TPMin e a TPMax para os 4 modelos de LOAD de acordo com a posição do nó na linha LAP de referência para o incisivo lateral superior direito.

Figura 13. Diagramas das direções dos vetores das tensões principais dos LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) para cada nó ao longo da linha LAP de referência no formato de visão sagital direta do LPD do incisivo central superior direito.

Figura 14. Diagramas das direções dos vetores das tensões principais dos LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) para cada nó ao longo da linha LAP de referência no formato de visão sagital direta do LPD do incisivo lateral superior direito.

Figura 15. Ângulos direcionais dos vetores das tensões principais em relação à linha apical de referência do nó com a menor magnitude da TPMin e maior magnitude de TPMax dos LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) para os incisivo central superior direito.

Figura 16. Ângulos direcionais dos vetores das tensões principais em relação à linha apical de referência do nó com a menor magnitude da TPMin e maior magnitude de TPMax dos LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) para os incisivo lateral superior direito.

Figura 17. Esquema do movimento de inclinação vestibular não-controlado. As linhas vermelhas mostram a diferença na área da superfície entre as regiões apical e cervical.

Figura 18. Um dado ponto em um corpo sujeito às tensões de tração e compressão coexistentes quando é esticado (A); e (B) tensão de tração na direção X, tensão compressiva na direção Y e em Z pode ser tanto tensão compressiva como de tração.

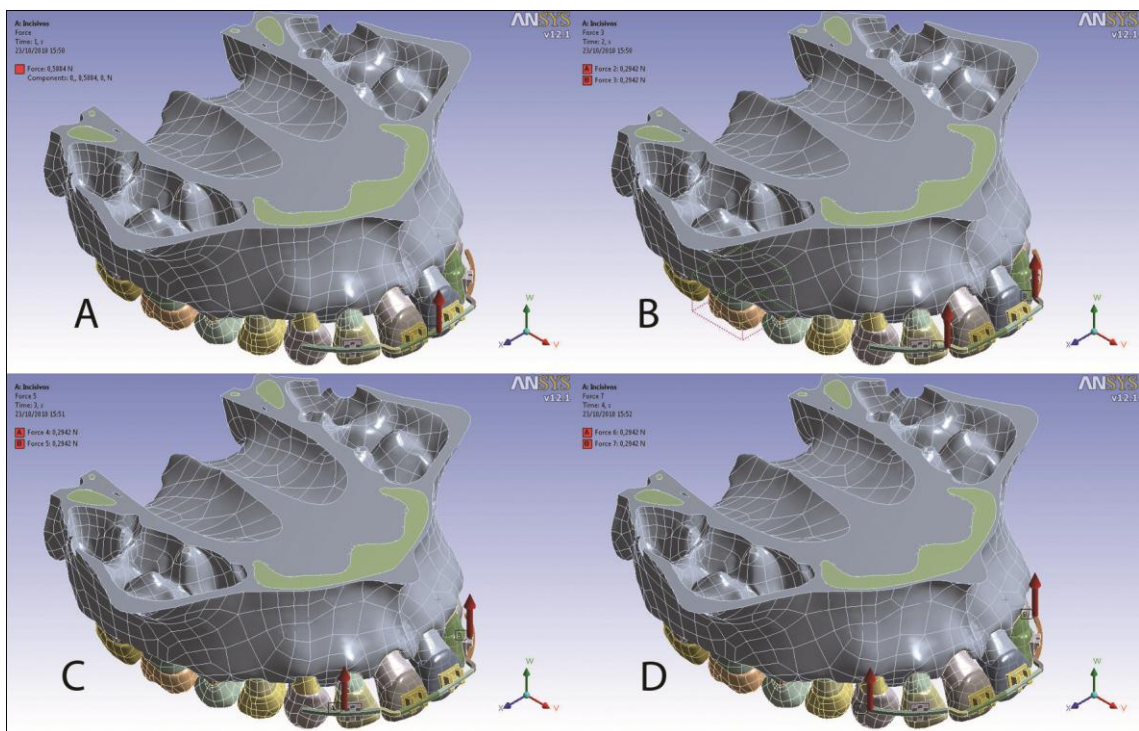


Figura 1. Pontos eleitos para a aplicação de forças. A - LOAD 1; B - LOAD 2; C - LOAD 3; D - LOAD 4.

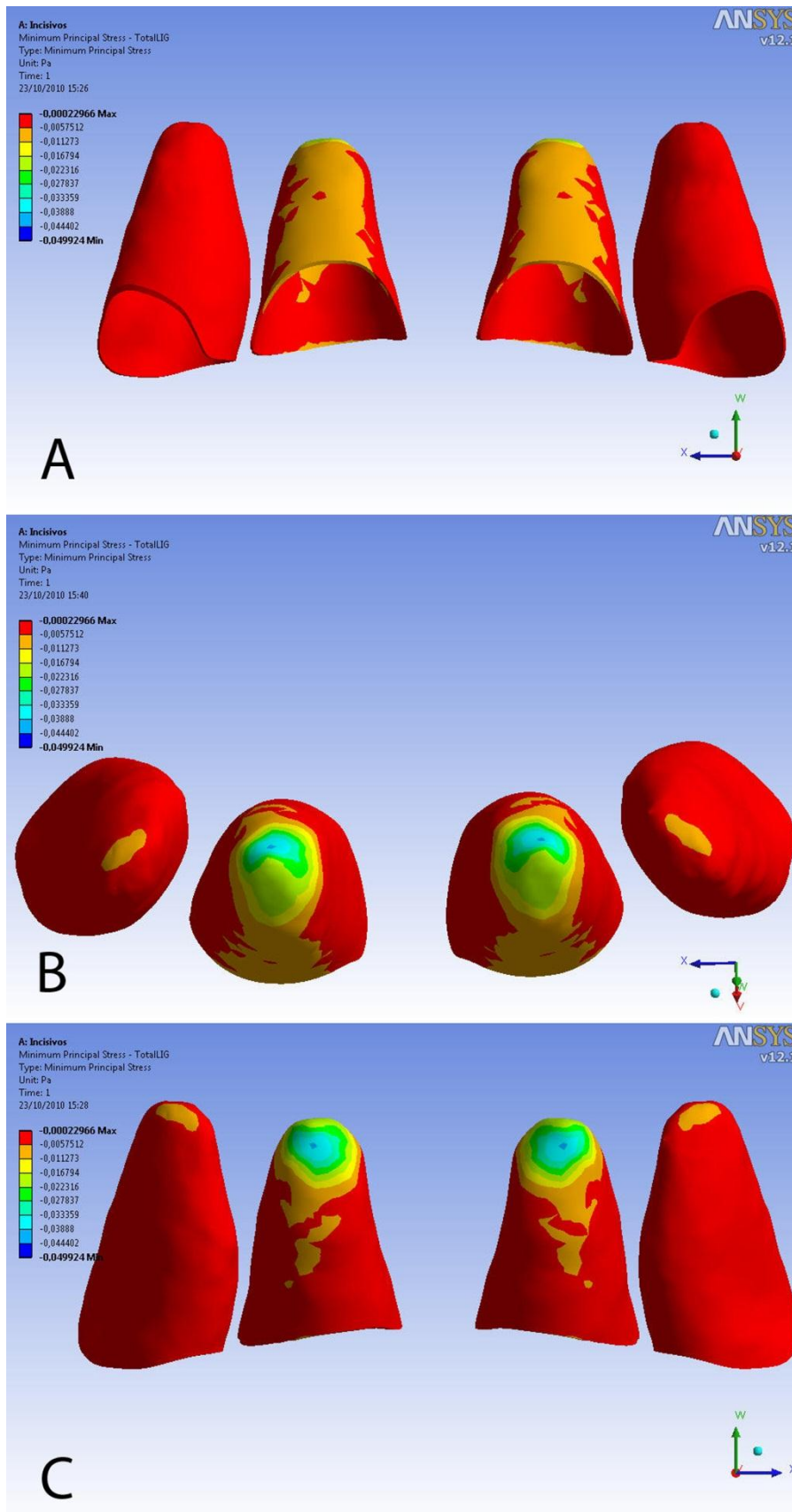


Figura 2. Distribuição da TPMin para o LOAD 1. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

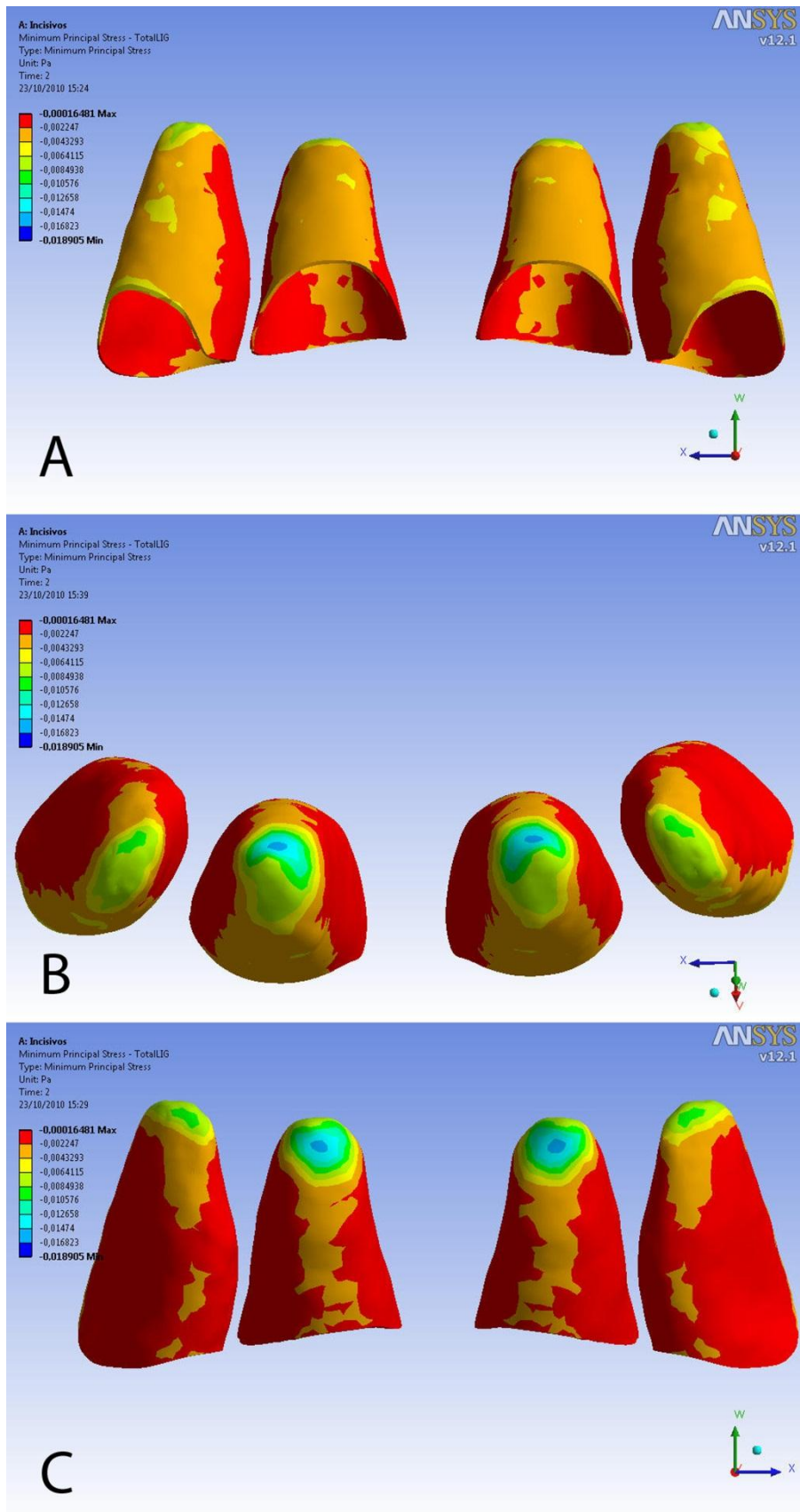


Figura 3. Distribuição da TPMin para o LOAD 2. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

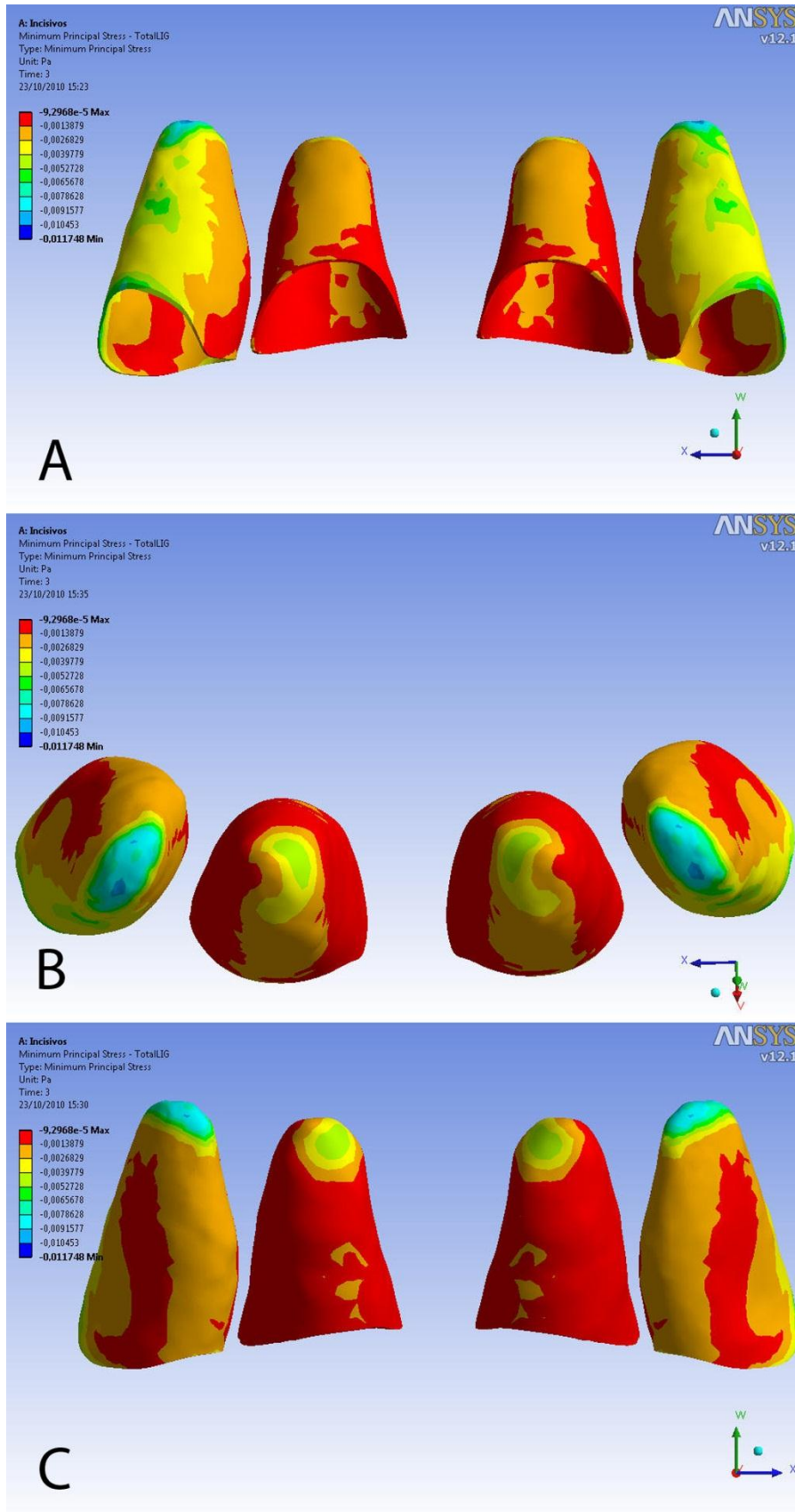


Figura 4. Distribuição da TPMin para o LOAD 3. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

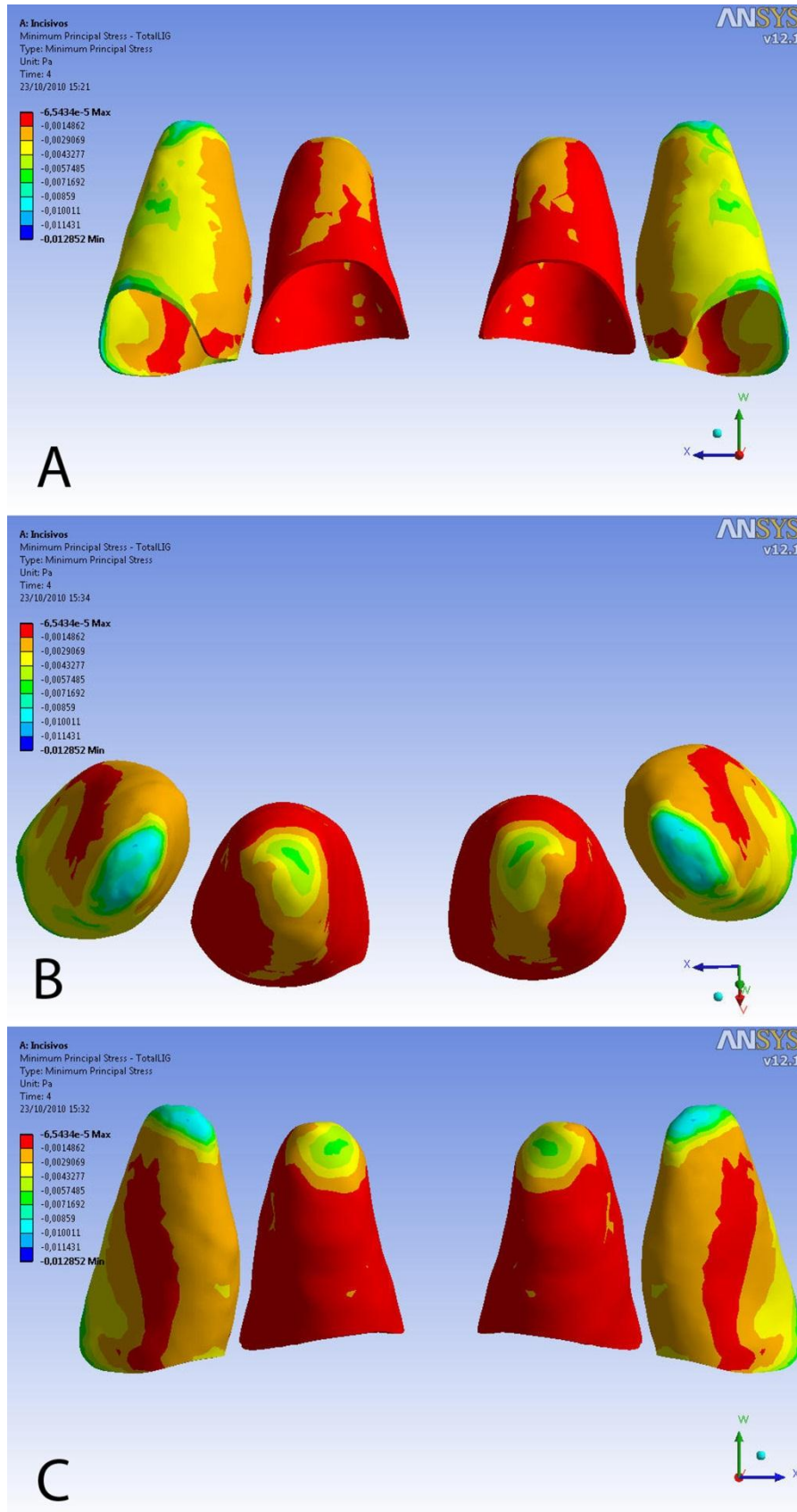


Figura 5. Distribuição da TPMin para o LOAD 4. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

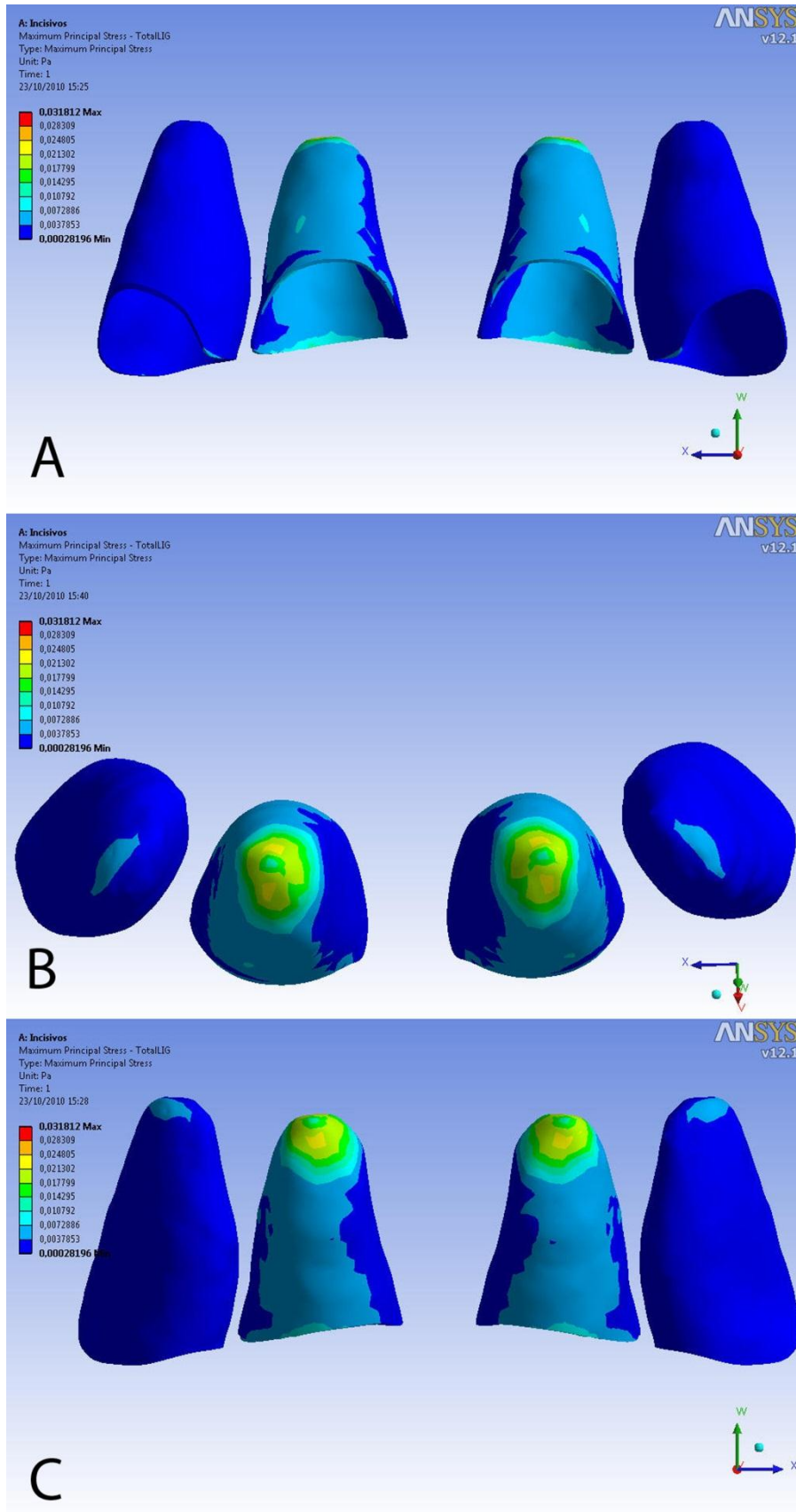


Figura 6. Distribuição da TPMax para o LOAD 1. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

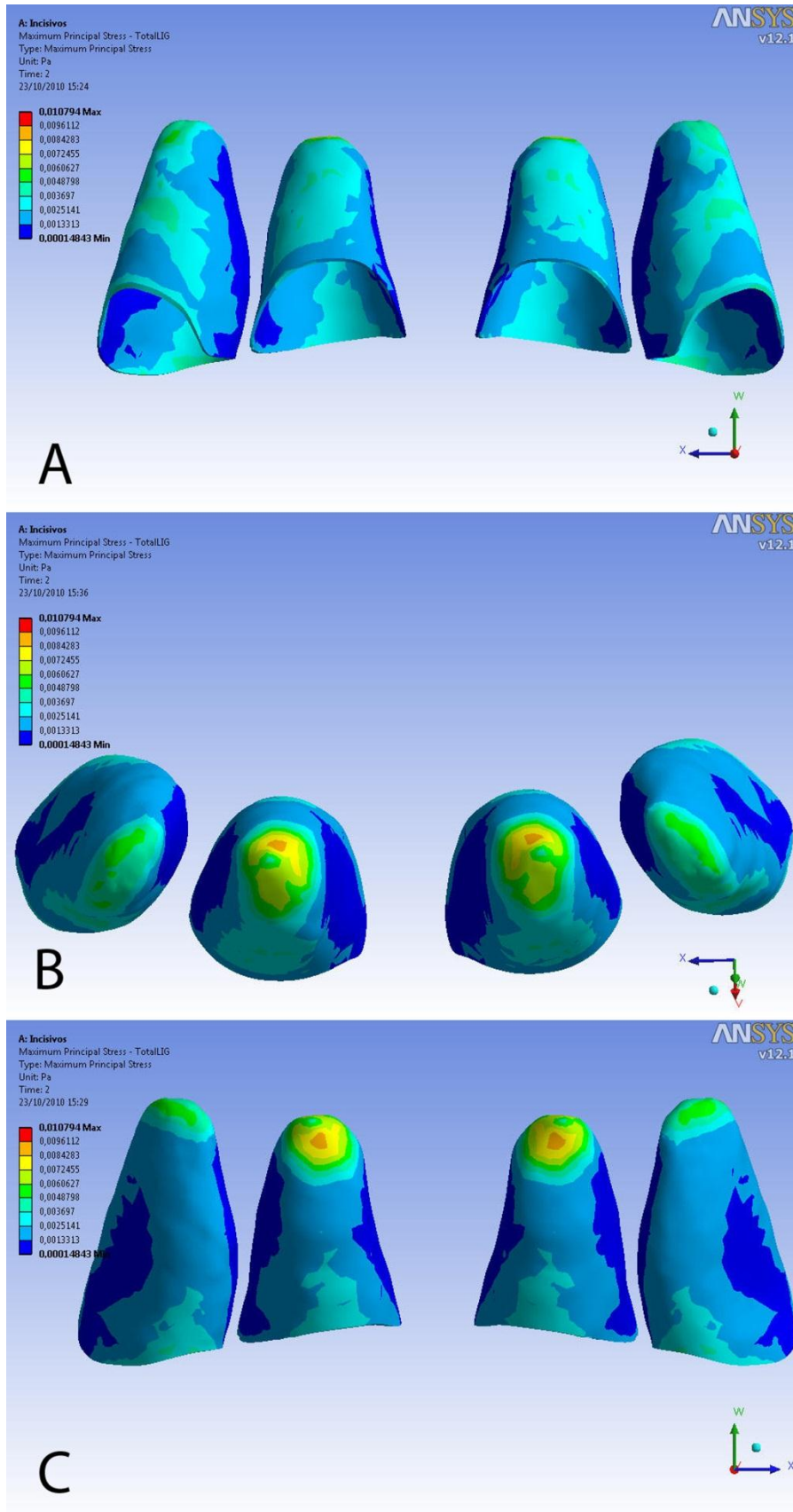


Figura 7. Distribuição da TPMax para o LOAD 2. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

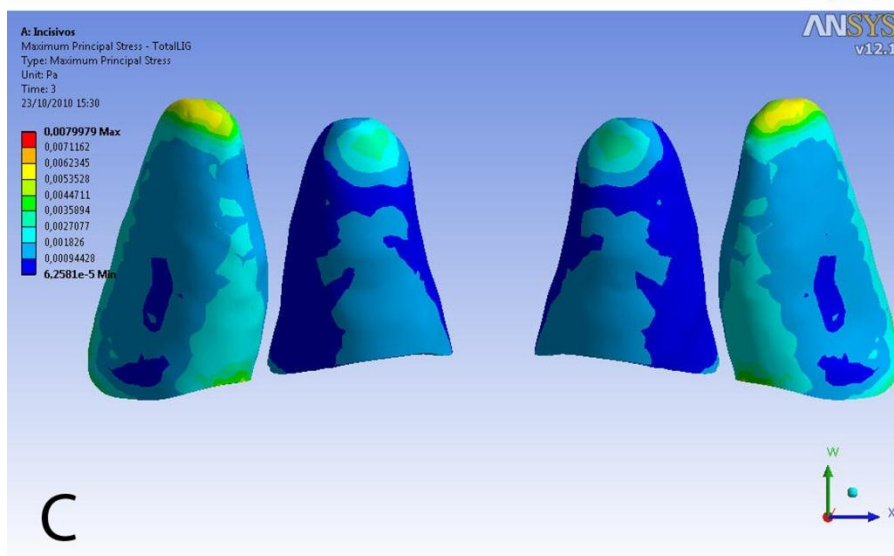
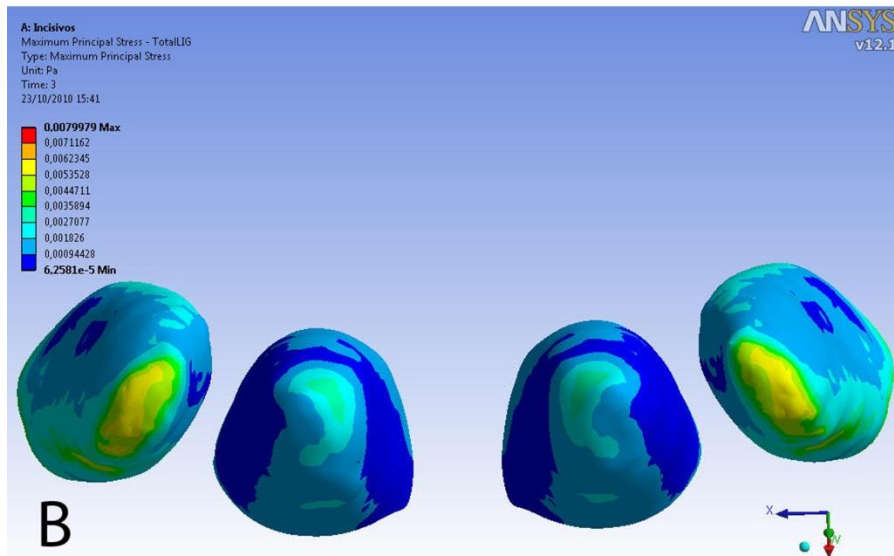
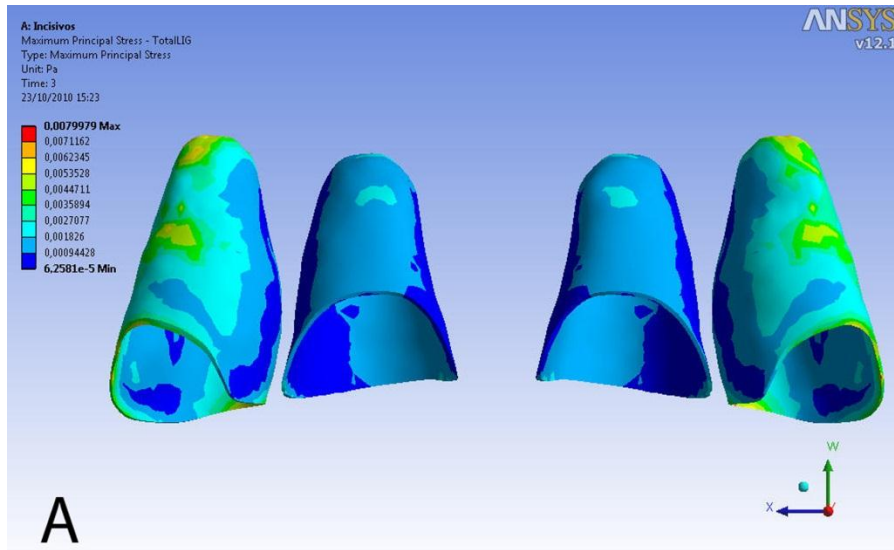


Figura 8. Distribuição da TPMax para o LOAD 3. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

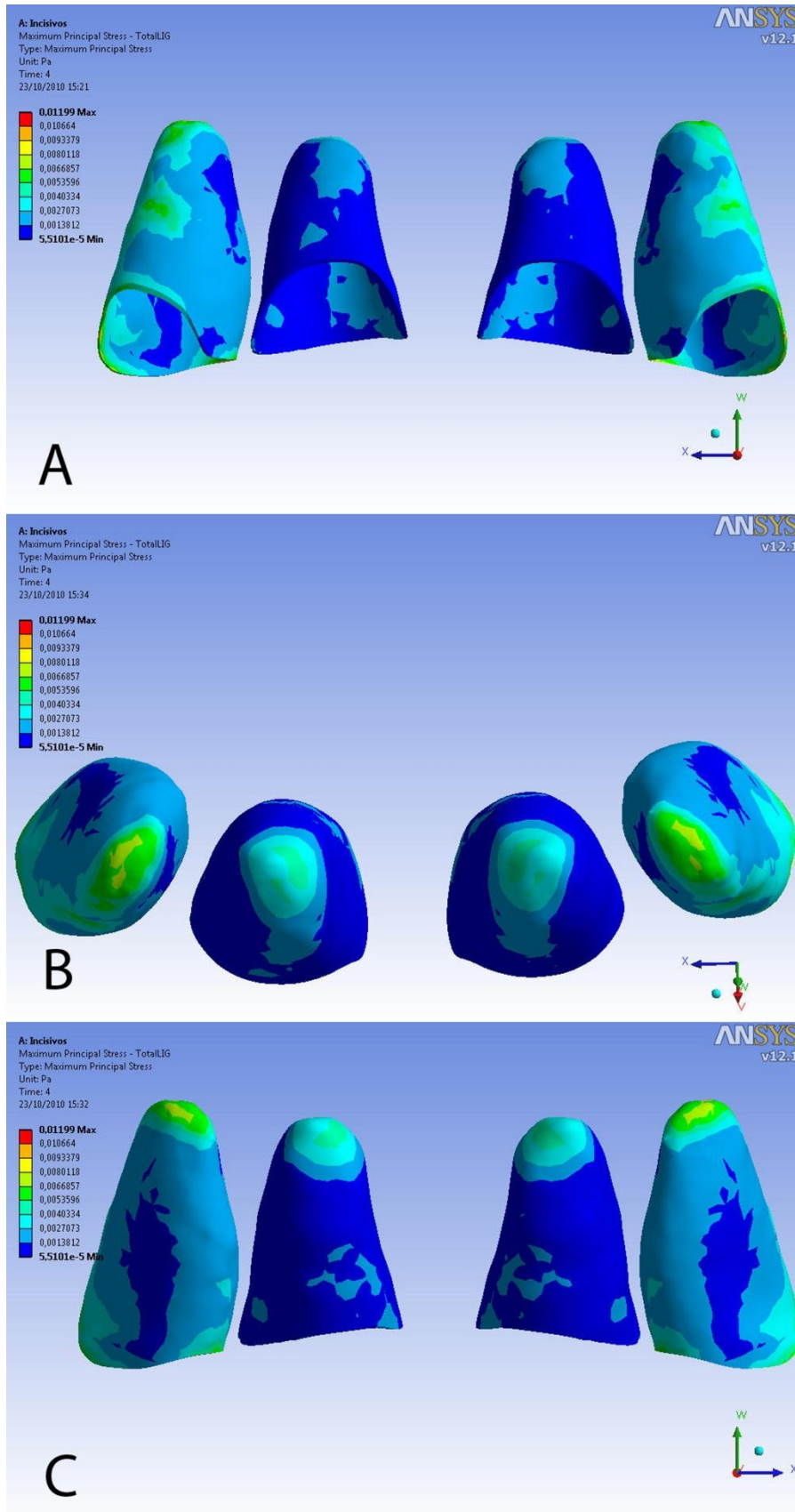


Figura 9. Distribuição da TPMax para o LOAD 4. A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal.

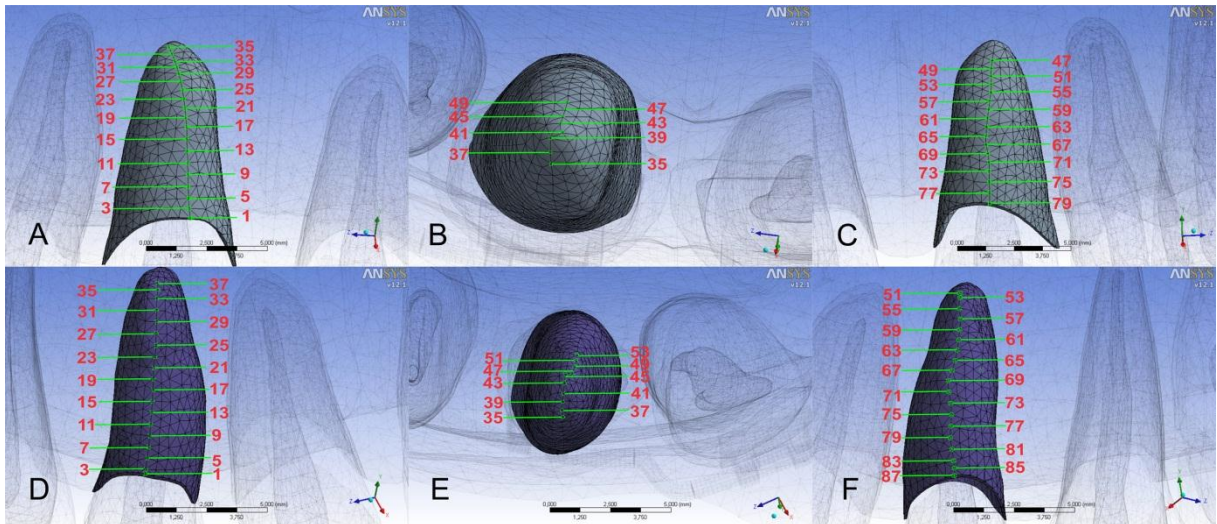


Figura 10. Posição dos nós ímpares no plano de referência LAP para o incisivo central direito (A- Visão labial; B- Visão apical; C- Visão palatal) e para o incisivo lateral direito (D- Visão labial; E- Visão apical; F- Visão palatal).

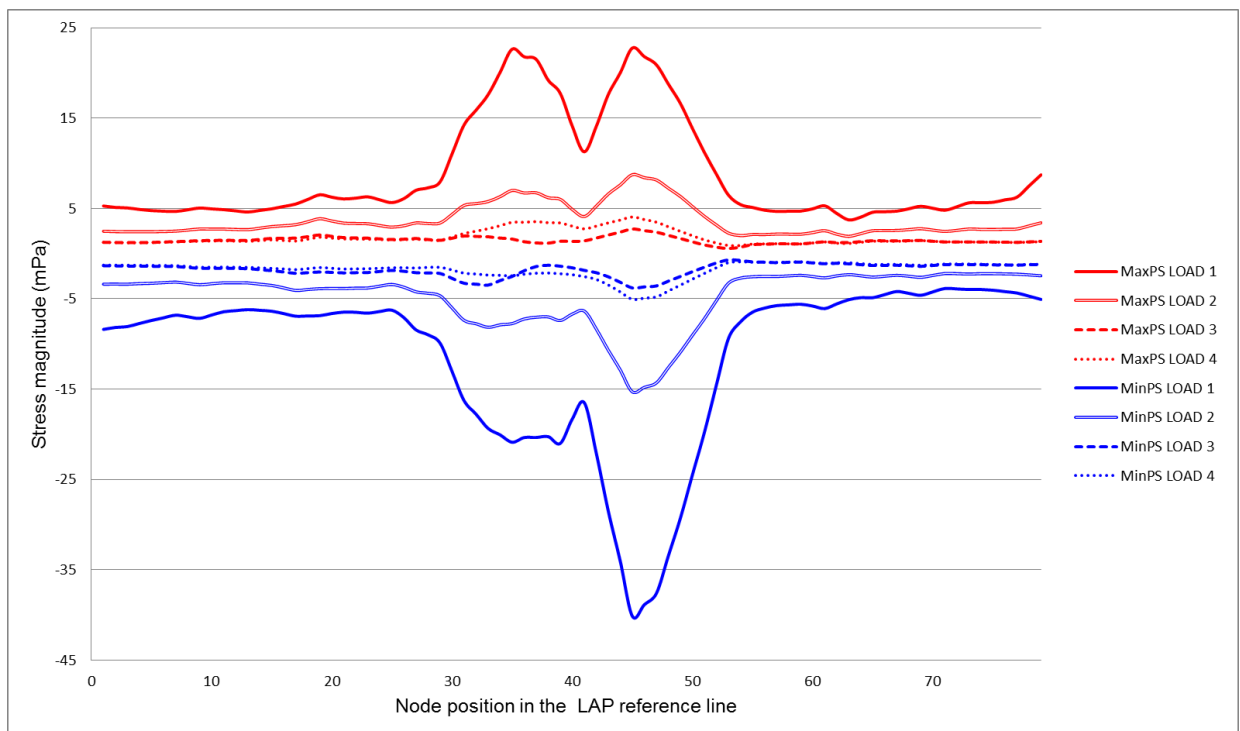


Figura 11. TMin e a TMax para os 4 modelos de carregamento de acordo com a posição do nó na linha LAP de referência para o incisivo central superior direito.

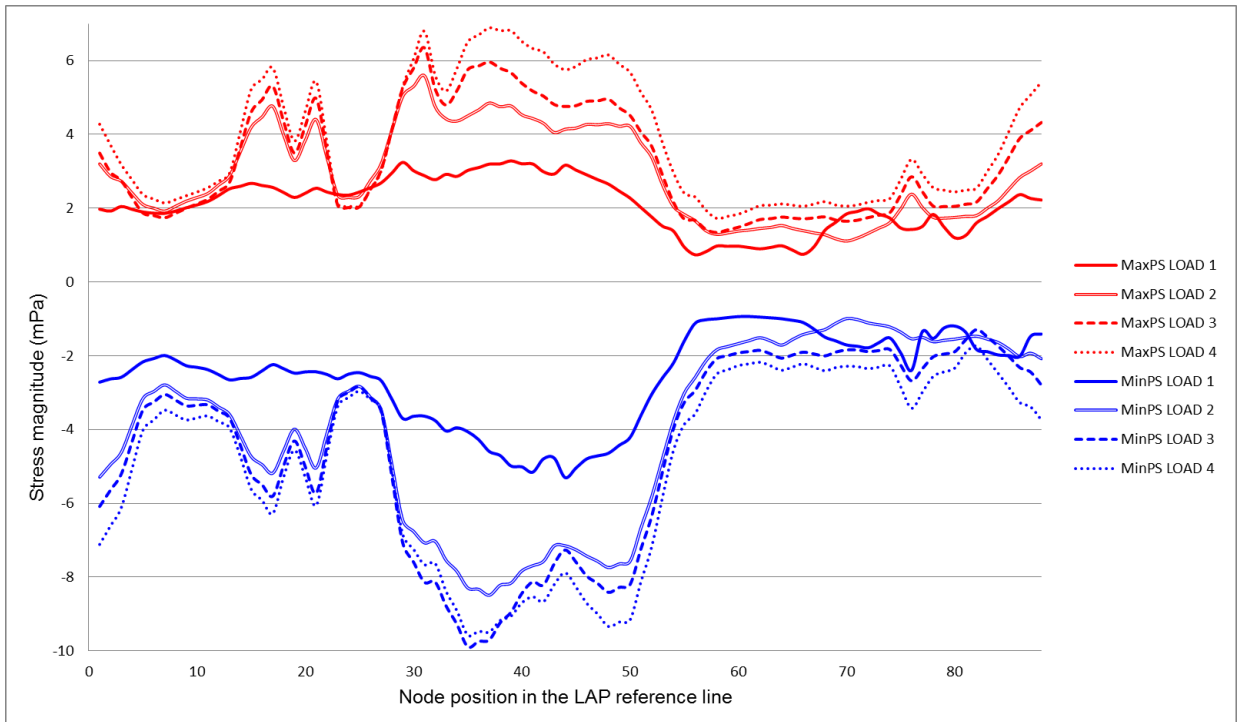


Figura 12. TMin e a TMax para os 4 modelos de carregamento de acordo com a posição do nó na linha LAP de referência para o incisivo lateral superior direito.

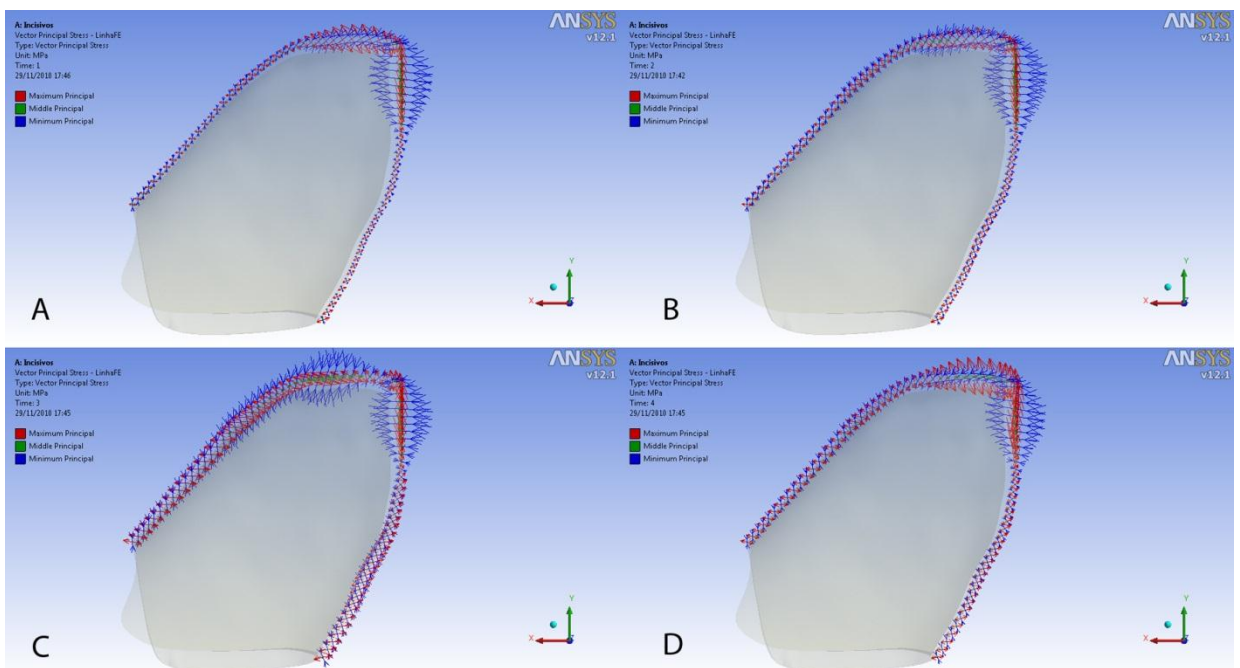


Figura 13. Diagramas das direções dos vetores das tensões principais dos LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) para cada nó ao longo da linha LAP de referência no formato de visão sagital direta do LPD do incisivo central superior direito.

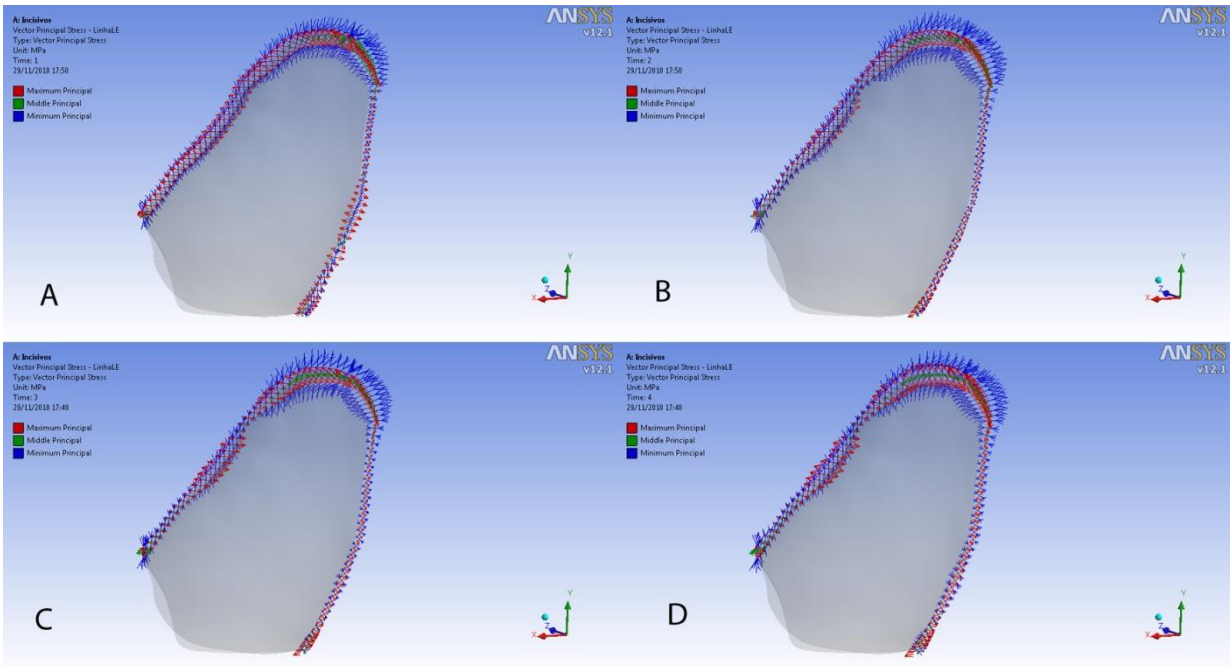


Figura 14. Diagramas das direções dos vetores das tensões principais dos LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) para cada nó ao longo da linha LAP de referência no formato de visão sagital direta do LPD do incisivo lateral superior direito.

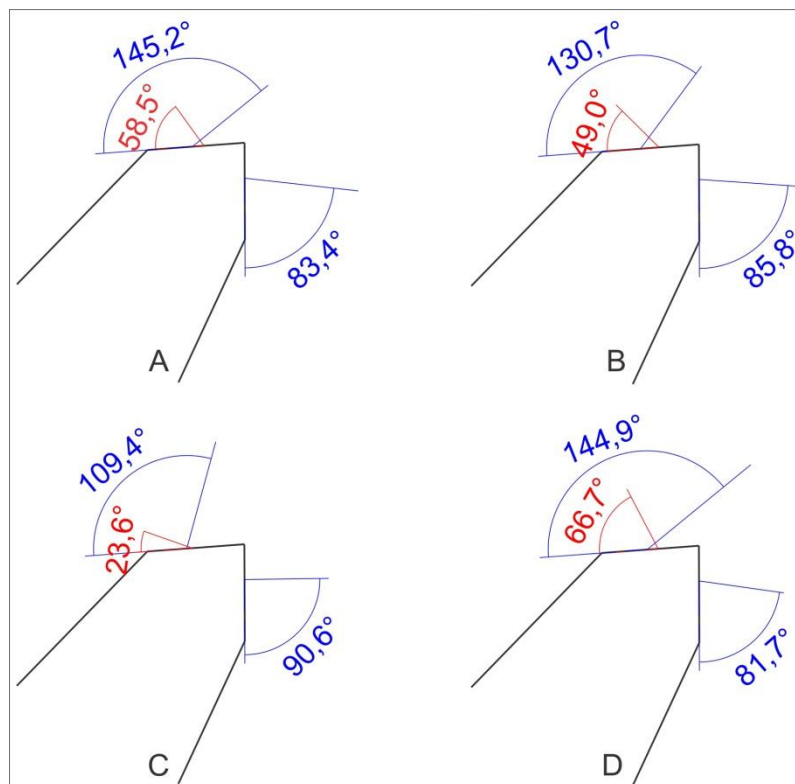


Figura 15. Ângulos direcionais dos vetores das tensões principais em relação à linha apical de referência do nó com a menor magnitude da TPMin e maior magnitude de TPMax dos LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) para os incisivo central superior direito.

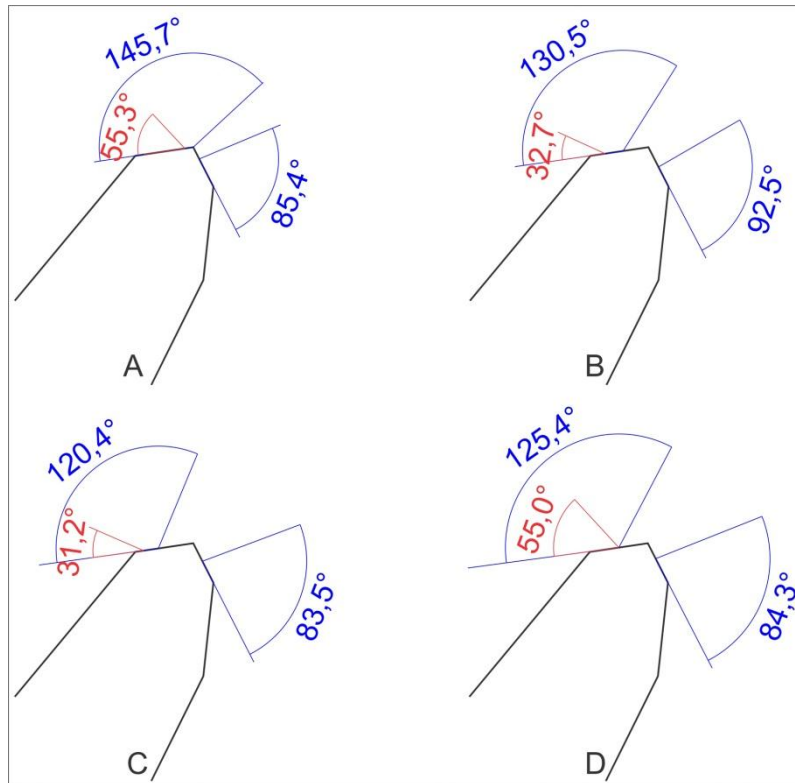


Figura 16. Ângulos direcionais dos vetores das tensões principais em relação à linha apical de referência do nó com a menor magnitude da TMin e maior magnitude de TPMMax dos LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) para os incisivo lateral superior direito.

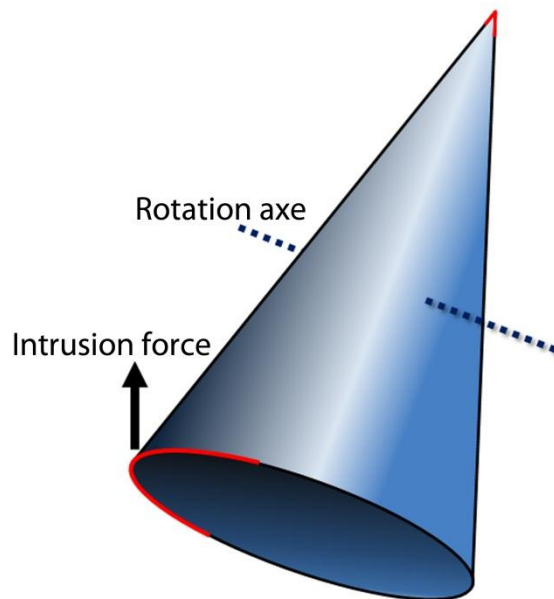


Figura 17. Esquema do movimento de inclinação vestibular não-controlado. As linhas vermelhas mostram a diferença na área da superfície entre as regiões apical e cervical.

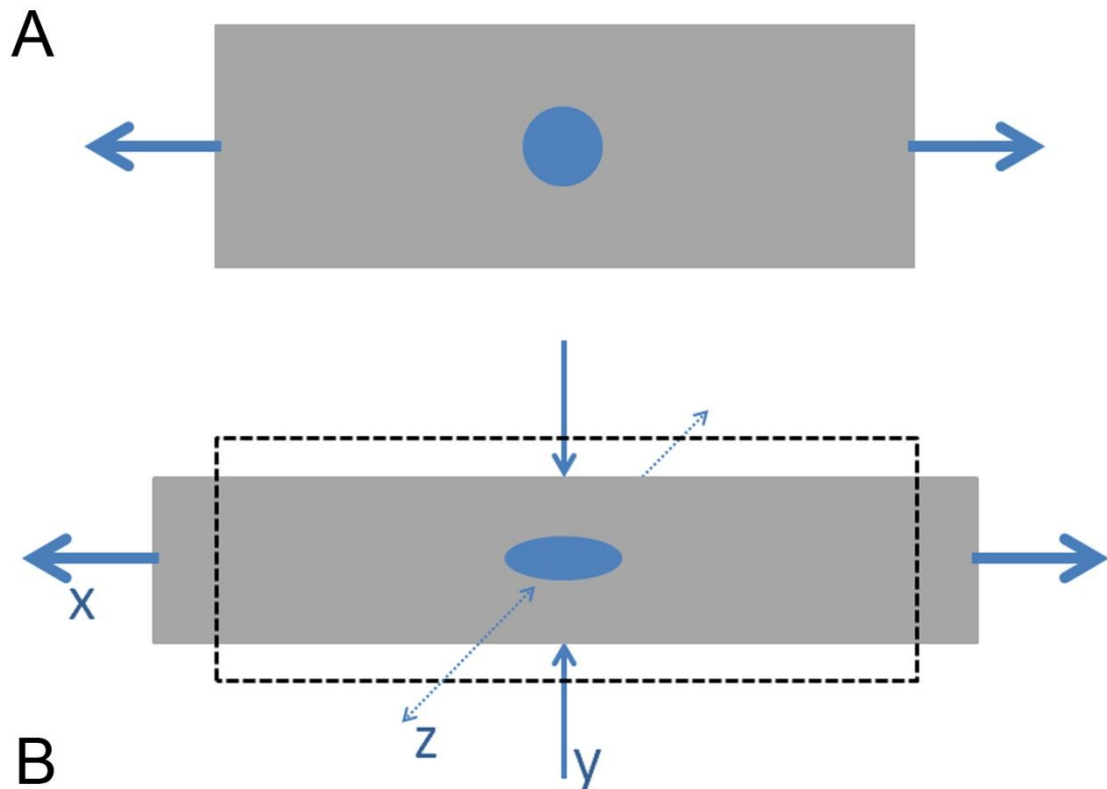


Figura 18. Um dado ponto em um corpo sujeito à tensões de tração e compressão coexistentes quando é esticado (A); e (B) tensão de tração na direção X, tensão compressiva na direção Y e em Z pode ser tanto tensão compressivas como de tração.

2. ARTIGO EM INGLÊS

TITLE PAGE

SIMULATION OF THE ORTHODONTIC MAXILLARY INCISORS INTRUSION MOVEMENT IN REDUCED PERIODONTAL BONE SUPPORT - A finite element analysis study.

ARMANDO YUKIO SAGA, DDS, MSc

Postgraduate Dentistry Program, Orthodontics

PhD Student

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil

HIROSHI MARUO, DDS, MSD, PhD

Senior Professor, Postgraduate Dentistry Program, Orthodontics

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil

Corresponding author

Hiroshi Maruo

PONTIFICAL CATHOLIC UNIVERSITY OF PARANÁ

Orthodontic Graduate Program

Rua Imaculada Conceição, 1155

80215-901 – Curitiba-Paraná-Brazil

Phone: 55 41 3271-1637 / Fax: 55 41 3271-1405

e-mail: h.maruo@pucpr.br

ABSTRACT

Introduction: frequently in a reduced periodontal tissue support orthodontic patient with pathologic migration, the movement of an entire segment consisting of the four maxillary incisors is necessary. Therefore, the objective of the present investigation is to evaluate the initial alterations in the distribution patterns, magnitude and direction of the tensile and compressive stress in the periodontal ligament (PDL) in orthodontic intrusion movement of the maxillary incisors with reduced periodontal bone support, according to the variations of the point of force application. **Methods:** Anatomically tridimensional model reconstructed from cone-beam computed tomography scans were used to simulate the maxillary intrusion movement. The points of force application selected were: centered between central incisors brackets (LOAD 1); bilaterally between the brackets of central and lateral incisors (LOAD 2); bilaterally distal to the brackets of lateral incisors (LOAD 3); bilaterally 7 mm distal to the center of the brackets of lateral incisors (LOAD 4). **Results and conclusions:** the stresses are concentrated at the PDL apex region, irrespective of the point of orthodontic force application to the maxillary incisors intrusion movement; in the same point of the PDL it is possible to have coexisting compression and tensile stress in different directions; despite the sermented .021x.025 inch rectangular cross-section wire, an entirely common movement of the 4 maxillary incisors could not be predicted by initial principal stress field distribution; LOAD 3 resulted in more balanced principal stress distribution.

INTRODUCTION

Periodontal equilibrium breakdown between the available periodontal support and the forces acting on the teeth may result in positional changes. It is a common problem in adult patients suffering from chronic periodontal disease the occurrence of pathologic migrations like extrusion and spacing of incisors.¹⁻³ This frequently leads to trauma from occlusion, a situation that might enhance destruction of the periodontium if plaque-associated inflammatory lesions are present.^{4,5} Anterior teeth are especially susceptible to extrusion, since they are not protected by occlusal forces and have no anteroposterior contacts inhibiting migration.³

The increasing number of orthodontic adult patients having alveolar bone loss induced by periodontal diseases motivates researches designed to establish specific principles for orthodontic diagnosis and treatment in these patients, whose the intensity and components of the forces applied are different than those used in patients without bone loss.^{6,7}

Considering functional, esthetic and causal questions, an orthodontic mechanic planned to intrusion, retraction and uprighting of incisors could be the reasonable solution to the orthodontic problem of these patients. Furthermore, orthodontic correction of flared, spaced and misaligned teeth with horizontal and vertical bone losses might also be related to improvement of bone support quality.^{8,9}

Forces acting on teeth may enhance the rate of destruction of the connective tissue attachment when inflammation, subgingival calculus and plaque are present and produce a more rapid tissue breakdown than would otherwise occur.^{4,10,11} However, with proper periodontal treatment and regular maintenance therapy, teeth with advanced periodontitis and migration may not experience additional loss of bone support or attachment with orthodontic treatment.^{6,11-15} Furthermore, histologic

studies suggest that orthodontic intrusion may lead to the formation of new attachment.^{16,17}

External apical root resorption (EARR) is a multifactorial problem encountered in all disciplines of dentistry, but it has received considerable attention as an orthodontic iatrogenic problem. It is recognized like a consequence of mechanically induced tooth movement; nevertheless the causes are still not completely understood.¹⁸⁻²¹

Vlaskalic, Boyd e Baumrind²¹ categorized these risk factors as patient-related and treatment related factors. A consensus on treatment-related causes of apical root resorption, however, cannot be found in the scientific literature. Treatment-related factors can be frequency of force application, magnitude of the applied forces, duration of treatment, types of teeth, direction of tooth movement, and character of the supporting bone.²²⁻²⁴

Regardless of genetic or treatment-related factors, the maxillary incisor consistently averages more apical root resorption than any other tooth.^{22,23,25} With respect to the type of movement, an intrusion movement appeared to be the most predictive for EARR.^{18,26-28}

On the other hand, studies failed to establish a positive association between EARR and the directional intrusion movement in growing patient and in adults^{22,24,26,29-33}, or when it exists, there is a weak correlation.³³ The lack of significant association between intrusion and resorption does go against the conventional preconceived assumptions of clinical orthodontics. Bellamy, Kokich and Weissman³¹ focused specifically on adults and they observed that absolute intrusion was achieved entirely through vertical movement of the teeth within the alveolus.

They verified no relationship between the magnitude of intrusion and the amount of root resorption and supported that intrusion was not a significant predictor of apical resorption.

There is no consensus on the underlying mechanisms that link the orthodontic mechanical environment (stresses and strains) to biologic responses. Before such a relationship can be established, it is essential to understand and control the mechanical environment, like stresses distribution and force magnitude, associated with orthodontic responses. To do so, even qualitatively, the applied orthodontic loads must as realistic as possible be delineated, and the mechanical behavior of the involved materials must be reasonably approximated.³⁴

With 3-dimensional (3D) mathematic computer models, like finite element (FE) method analysis, much valuable information can be gained, since various conditions can be simulated by varying the simulation parameters and the calibrated material properties (PDL, bone and teeth). The initial reactions and the mechanical fields in individual constituents of the periodontium can be evaluated qualitatively and quantitatively.^{35,36}

Studies relating the distribution of tensions and compressions of the PDL ligament on the intrusion of maxillary incisors are scarce. The study of Rudolph, Wiles and Sameshima³⁷ approached the intrusion movement, but it was planned in a not clinical situation, since an intrusive force coincident with the long axes of 4 maxillary incisors is impossible to obtain clinically. However, frequently in a reduced periodontal tissue support orthodontic patient, the movement of an entire segment consisting of the four maxillary incisors is necessary. A thorough knowledge of these issues could minimize undesirable effects like additive bone loss or EARR.

There are no reports concerning stresses fields distribution in the intrusion movement of maxillary incisors in the patients with reduced periodontal tissue support. Therefore, the objective of the present investigation is to evaluate the initial alterations in the distribution patterns, magnitude and direction of the tensile and compressive stress in the PDL in orthodontic intrusion movement of the maxillary incisors with reduced periodontal bone support, according to the variations of the point of force application.

MATERIAL AND METHODS

A macerated dry adult human skull with all intact teeth, horizontally reduced periodontal bone support, slight labial inclined and reasonably aligned maxillary incisors was obtained at the Anatomy Department of the Pontifical Catholic University of Paraná. The distance in the labial face between cemento-enamel junction and the alveolar crest bone margin was 2.63 mm for central incisors and 2.74 mm for lateral incisors. To acquire the geometry, its maxilla was precisely reconstructed based on tomography imaging by using a cone beam computed tomography (Classic i-CAT[®], Imaging Sciences, Hatfield, Pa), operated at 120 kVp, 0.5 mm nominal focal spot size, 14-bit grayscale dynamic range, 0.4 mm voxel size, yielding a stack of 256 slices with 0.25 mm thickness, converted into exportable DICOM files.

The slices were processed by using digital edge detection technology for the compact and cancellous layers of the bone, enamel, dentin and dental pulp. The edges were then used for generating the 3-dimensional (3D) geometry with commercial computer-aided design software (Simpleware[®], Innovation Centre, Exeter, United Kingdom). The generated solid, composed of tetrahedral geometric mesh, was exported as STL (Stereolithography CAD) file extension to Solidworks[®] (Dessault Systèmes Solidworks Corp., Concord, Ma) in order to convert the tetrahedral geometric mesh into bilinear non-uniform rational B-spline (NURBS). This conversion allowed greater manipulation and control of the generated curve or surface, and consequently, greater versatility in the representation of complex meshes.

This file was exported to ANSYS[®] v12.1 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA), the finite element analysis (FEA) solver software, for numeric

analysis. A particular aspect in modeling biologic structures such as dental and bone material is a proper approximation of the complex geometry involved to capture stress gradients. In this study, the model was meshed by using tetrahedral elements, whose quadratic shape allowed capturing the complex, curved surfaces in the model and provided better theoretically and practically modeling accuracy.

A mesh convergence test was used to estimate the effect of various mesh densities on discretization approximation, with the aim to obtain improved results. After this trial, the final model consisted of 322450 elements and 603380 nodes.

Each tooth was divided into dental pulp, dentine and enamel; and the surrounding alveolar bone into cortical and cancellous layers. A 0.25 mm gap between roots and alveolar bone sockets surfaces was considered as the space of the periodontal ligament (PDL). Dental and bone materials were assumed to be homogeneous, isotropic, and linearly elastic with specific Young's modulus and Poisson's ratios (Table 1). A constitutive model developed by Natali et al³⁸ was used to represent the typical nonlinear and time-dependent anisotropic mechanical behavior that characterizes biological soft connective tissues and, in particular, the PDL. Surely it does not reflect perfectly the complex structure and behaviour of the PDL. However, in combined experimental and numerical studies, this assumption proved to be valid for orthodontic loading.^{39,40}

The .022-in standard nontorqued, nonangulated edgewise stainless steel orthodontic brackets and a cross section of .021 x .025-in SS-archwire was also tridimensionally modeled.

Because of the scarce studies about the maxillary incisor's intrusion in patients with reduced bone support, the points of forces application was selected based on

clinical situations that are cited on literature, according to the center of the resistance (CRes) of maxillary incisors localization. However, there is no consensus in the exact localization of the CRes of 4 maxillary incisors. It could lie apical of a point between the distal root side of the lateral incisor and the distal root side of the canine.⁴¹⁻⁴⁴

Therefore, the points of force application selected were:

- LOAD 1: centered between central incisors brackets (Fig 1,A);
- LOAD 2: bilaterally between the brackets of central and lateral incisors (Fig 1,B);
- LOAD 3: bilaterally distal to the brackets of lateral incisors (Fig 1,C);
- LOAD 4: bilaterally 7 mm distal to the center of the brackets of lateral incisors (Fig 1,D).

An intrusive force magnitude of 15 gf per tooth was applied, since the studies recommended force magnitude varying from 10 to 20 gf per tooth, depending on the amount of periodontal support.^{45,46}

Finally, the principal stress distributions patterns, magnitude and vectors direction in the PDL model were examined in details.

The results are graphically demonstrated in three ways: color range stress visualization, XY scatter charts and principal stresses vector direction diagrams, and they were focused on the nodal stresses data in the PDL side of the PDL-socket bone interface, since the hydrostatic stresses in the PDL can be used as markers for predicting the potential sites of bone remodeling and root resorption⁴⁷.

After processing of finite element analysis, numerical data produced color coding graphic maps for better comparison of the principal stress distribution between the 4 load models. The obtained records were evaluated according to

minimum, middle and maximum principal stresses (MinPS, MidPS and MaxPS, respectively). By convention, algebraically the MinPS is the smallest principal stress and generally represents a compressive stress and the MaxPS has the largest absolute magnitude and usually represents a tensile stress. Hence, the MinPS and MaxPS will be emphasized.

RESULTS

Color range stress visualization - T_PMin

The PDL with initial MinPS distribution of LOAD 1 illustrated in Fig 2. Cold colors show areas where the MinPS presents the smallest values. Warm colors refer to higher local values of MinPS. Therefore, the higher compression occurred mainly at the apex palatal side of the central incisors. Overall, the labial side of the PDL received more compression than the palatal side. This study effort on establishing the initial distribution of principal stresses and does not address the time of force application and subsequent orthodontic tooth movement. Given the used scale of stress magnitude standardization, in the initial of the intrusive force application with respect to LOAD 1, there were no areas of extremely low values of MinPS for lateral incisors, comparatively to central incisors. However, this fact does not mean they necessarily occur when the orthodontic intrusive force application period or the bone remodeling rates are taken into account.

The LOAD 2 (bilaterally between the brackets of central and lateral incisors) MinPS distribution is displayed in Fig 3. Again, the smallest values were observed at the apex palatal side of the central incisors, but this area shifted somewhat to mesial. Relatively to LOAD 1, significant changes in stress patterns occurred, e.g., the lateral incisors' apex received higher compressive loads. Both the central and lateral incisors exhibited larger compressive area in the labial side than the palatal side, especially at PDL labial margin of the lateral incisors.

Fig 4 indicates the MinPS distribution for LOAD 3 (bilaterally distal to the brackets of lateral incisors). Similar to LOAD 1 and 2, MinPS lowest values were observed in the apical region. However, in LOAD 3, areas of higher compression

were detected at the lateral incisors' apex. Compression areas in the PDL labial middle region and at the PDL labial margin were also present in these teeth. For the central incisors, the palatal side of the apex exhibited higher compressive stress and almost the entire labial side of the PDL presented lower MinPS values than the palatal side.

Fig 5 illustrates the MinPS distributions of the four incisors as a result of the applied LOAD 4 (bilaterally 7 mm distal to the center of the brackets of lateral incisors) orthodontic intrusive forces. As the LOAD 3, lowest values of MinPS were observed at the lateral incisor apex too. In the labial middle region of the root PDL and at the labial margin and mesial bone crest PDL of lateral incisors low values of MinPS were also present. Compressive stress was also detected at the central incisors' palatal apex side, nevertheless, with higher values in relation to the lateral incisors. Comparatively, to the LOAD 3, central incisors' PDL labial side had a smaller area of low values of MinPS, i.e., less compressive.

Color range stress visualization - TPMax

Figures 6 to 9 display the MaxPS distribution for LOAD 1 to LOAD 4, respectively. In relation to color scale, warm colors refer to higher local values of MaxPS, consequently, it is associated to areas of higher tensile stress, and cold colors define areas where the MaxPS presents the smallest values, i.e., less tensile stress. The tensile stress distribution was similar to compressive stress distribution for 4 LOADS. MinPS and MaxPS maximum and minimum values (mPa) of the 4 loading models to the right central and lateral incisor are given in the Table 2 and 3, respectively. In order to facilitate the understanding of the obtained stress values in

pascal (Pa), they were multiplied by 1000 (millipascal – mPa), since the observed stress magnitudes in each node showed small numerical values.

Principal stress magnitude XY scatter charts

Results also considered the XY scatter charts and principal stresses vector direction diagrams in a representative labial-apex-palatal (LAP) plane, since it is the main plane to visualize the maxillary incisors' intrusion movement^{27,31,33}. The LAP representative plane was defined by a reference line that starts at the labial side of the alveolar crest PDL, ups to the apex, and finishes at the palatal side of the alveolar crest. Nodes in this line were marked: 79 for central incisor (numbered from 1 to 79) and, 88 for lateral incisor (numbered from 1 to 88). Once the anatomy of maxilla and teeth of the model was practically symmetric, just the right teeth were considered.

Fig 10 illustrates only the odd numbered nodes for right central and lateral incisors. For both central and lateral incisor, the node 41 was located on the top of the PDL apex. So, this node was employed as a referential point for determination of the labial and palatal sides. Thus, the points ahead of the node 41 were considered to belong to PDL labial side, and consequentially, the nodes behind to this node were considered as belonging to PDL palatal side.

Principal stress magnitude XY scatter charts - right maxillary central incisor

Fig 11 displays the MinPS and MaxPS scatter chart to the 4 loading models according to the node position in the LAP line for the right maxillary central incisor. In every loading model, the node 45 showed the lowest MinPs and highest MaxPS values, i.e., the higher compression and traction. In the LOAD 1 the labial side higher

compression (MinPS lowest values) in the PDL cervical third occurred at the margin in node 1. From this node, there was a mild compression decrease and, from the node 25 (labial apical third) to node 35 a sharper compression increase occurred. In node 41 (top of the apex PDL), compression decreased and, again, a sharp compression increase to the node 45, located on the palatal side of the PDL apex. This node presented the lowest MinPs (-40.14 mPa), i.e., the higher compression. From node 45, compression descended steeply to the node 54. From this node, there was a mild compression decrease. The line between nodes 55 and 79 referred approximately to the cervical and middle thirds of the PDL palatal side. For MaxPS also from the node 25 there was an sharp traction increase, showing two distinct peaks in the nodes 35 (22.64 mPa) and 45 (22.77 mPa). From 45 node a marked decrease to the node 55 was observed, and a slight increase of tensile stress to node 79 (8.73 mPa) in the palatal PDL margin.

In the LOAD 2, both MinPS and MaxPS showed a similar behavior to LOAD 1, however, in all nodes the numerical values were higher (less compression and traction), e.g., in the node 45 MinPS was -15.30 mPa and MaxPS was 8.74 mPa (2.62 and 2.60 time less compression and traction than in LOAD 1, respectively). Moreover, from node 1 to 25 in the PDL labial side, the compression was relatively constant.

LOAD 3 and 4 revealed the lowest values and variations of stresses along the LAP reference line, showing the smallest differences between maximum and minimum values for MinPS and MaxPS. Thus, they demonstrated a more balanced distribution of stresses.

Principal stress magnitude XY scatter charts - right maxillary lateral incisor

Fig 11 presents the MinPS and MaxPS scatter chart to the 4 loading models according to the node position in the LAP line for the right maxillary lateral incisor. Comparatively to central incisor, the stress distribution over the reference line was more irregular for lateral incisor, with more up and down variations. For Load 1, there was a tendency from node 1 to 44 to a moderate decrease of the MinPS values (more compression) and increase of the MaxPS (more traction stress), although the slight variations. The node 44 (apical palatal side) had the smallest value of MinPS (-5.30 mPa). From this node to node 56 decrease in compression stress followed by a tendency to stabilization of compression and a slight traction stress increase was observed. For LOAD 2, 3 e 4 the graphic line behavior was similar. The PDL labial side demonstrated great nodal stress variations along the LAP reference line. Some compression was observed in the PDL labial margin and smallest MinPS value was detected in the LOAD 4 (-7.11 mPa), followed by LOAD 3 (-6.08 mPa) and 2 (-5.29 mPa).

In the PDL apex, the higher compression was observed in the apical labial side at node 35 to the LOAD 4 (-9.57 mPa) and LOAD 3 (-9.89 mPa), and at node 36 to the LOAD 2 (-8.33 mPa). A second negative peak was presented at node 48 in the apical palatal side, but the values were not as small as the first negative peak in the apical labial side. The LOAD 4 was the load model that exhibited the closest values between the two negative peaks (node 35: -9.57 mPa; and node 48: -9.34 mPa). To LOAD 2, 3 and 4 highest MaxPS values were detected between the nodes 31 and 49, and the highest MaxPS was observed in the apical labial side at the node 31 to the LOAD 2 (5.59 mPa) and LOAD 3 (6.34 mPa), and at the node 37 to the LOAD 4

(6.89 mPa). Some traction stress in the PDL palatal margin was observed and the highest MaxPS was detected in the LOAD 4 (5.42 mPa), followed by the LOAD 3 (4.32 mPa) and 2 (3.20 mPa).

Principal stresses vector direction diagrams

Although the stress range color visualization and the XY scatter chart could illustrate the PDL stresses distribution and their magnitudes, only these data are not sufficient to establish the probable tooth displacement. Physically, it is also necessary to know the directions of principal stresses. Fig 13 and 14 demonstrate the principal stress vector diagram of LOAD 1 to 4 for each node along the LAP reference line in a format of direct sagittal view of the right maxillary central and lateral incisors' PDL, respectively. Blue arrows represent the MinPS. The MaxPS are represented by red ones. MidPS (green arrows) is not apparent in that view. Even though stresses are concentrated in the apical region of the LDP, the directions of these stresses differ for labial and palatal sides.

To measure and compare the directional angle of the principal stress vectors of the 4 loading models, straight lines were drawn adapted to the laterally seen anatomical contour of the PDL, and apical reference lines named apical labial line (ALL) and apical palatal line (APL) were defined. The vector's directional angle of the node with the lowest MinPS and higher MaxPS magnitude were measured in relation to these reference lines. Fig 15 and 16, and Table 4 display representatively, the apparent the difference of principal stress vector directional angle of the 4 loading models for right maxillary central and lateral incisors, respectively. It must be noted that the MaxPS vector in the apical palatal side is nearly collinear with the APL, and therefore, the angular value was considered close to 180°.

The data obtained from color range stress visualization, XY scatter charts and principal stresses vector direction diagrams suggest that in LOAD 1 central incisors would be intruded but, also sharply protruded. In LOAD 2 the stress pattern distribution implies that the incisors would be intruded and comparatively to LOAD 1, slightly protruded. The orthodontic movement likely to occur in the LOAD 3 would be the intrusion with little or no protrusion. In LOAD 4 the suggested orthodontic movement would be an intrusion with little or no protrusion and a distal inclination of lateral incisors.

DISCUSSION

The present study analyzes the principal stresses distribution, magnitude and directional vector in the PDL induced by orthodontic loading, carried out with the purpose of intruding upper incisors. The results provide information to contribute in understanding some complex biologic reactions from an orthodontic intrusion force systems in a reduced periodontal bone condition.

When considering the orthodontic biomechanics, animal models are limited due to the problems in translating results to humans, and prospective human studies are hampered by intervention in ethical and privacy issues. Developments in computer engineering have allowed biological researches to employ methods that do not involve live organisms. These methods can be applied to the solution of biomechanical problems. The FEA is one of these methods that have been used in dentistry.

The first descriptive FEA study of orthodontic tooth displacement and stress magnitudes was published by Tanne et al.⁴⁸ Ever since then, finite element model studies have been approached biological parameters, stress magnitudes and patterns in various orthodontic movements.

To obtain the FE models, previous studies utilized computing techniques for additional editing and artificially construction of the internal anatomy³⁶, model construction of all teeth and bone structures based on regular elliptical paraboloid geometries³⁴ or generate the alveolar process fitting the given pre-modeled tooth roots into the surface model of the maxillary bone⁴⁹. The 3D model of the maxilla and teeth obtained from a real anatomic piece and the discretization of individual components of bone (trabecular and cortical bone), tooth (enamel, dentin and pulp)

probably makes the results closer to a real situation. A 3D PDL stress analysis could provide more reliable data than those obtained from bidimensional image sources, e.g., periapical, panoramic and cephalometric radiographs. However, it is necessary to conduct researches to compare, in a same orthodontic mechanic simulation, the actual dissimilarities between a complete modeling of all bone and teeth structures and considering of teeth or bone consisted of a single homogeneous material. The obtained 3D model can be used still as a material source for development of researches addressing other orthodontic movements.

Regarding the material parameters, it must be stated that values reported in the literature differ significantly each other, especially to the PDL. These differences are due to the experimental designs, large variation in the complexity and geometry of the numerical models³⁹, and different assumptions regarding the mechanical modeling of the PDL in theoretical investigations.⁴⁹ Unfortunately, quantitative experimental data describing the complete behavior of the PDL are unavailable. Although the real PDL is not homogeneous or isotropic, the material properties used in this investigation were based on experimental study that established parameters of the hyperelastic instantaneous response of the PDL.³⁸ Evidently, the applied parameters did not reproduce perfectly the complex structure and behavior of the dental, bone and PDL tissues. Nevertheless, it was assumed that this behavior idealization was suitable to describe theoretically the initial stress distribution of the maxillary incisors orthodontic intrusion and the results could be considered in clinical treatment planning. But, some caution is advised against direct clinical application of these results. The von Mises stress criterion is based on energy principles involving the yield of ductile materials such as metals. So, it could be questionable to apply von Mises criterion in biologic studies, e.g., researches including PDL, bone, and tooth. It

has been suggested that the location of root resorption may be related to the density and hardness of cementum and dentine. An investigation on the physical properties of root cementum revealed that apical cementum was considerably softer than middle or cervical cementum.⁵⁰ It would also be wise to imagine the existence of differences in bone responses in models of elderly and younger patients, given the obvious difference in bone density.⁵¹ Then, it would require developing more detailed parameters, not only for PDL, but also for the dental and bone tissues, so that mathematical equations and computational models could mimic a real biological situation as closely as possible.

Clinically, intrusive forces have been traditional suspects in severe cases of root resorption^{18,27,28}, although there is some disagreement in the literature.^{26,29-33,52-54} The present finite element model study showed that there was a stresses concentration at the root apex, as demonstrated by Shaw, Sameshima and Vu³⁶ Parker and Harris²⁷ reported that apical and incisal intrusive movements and increase in incisor proclination were the most powerful predictors of EARR. But, no regression model showed intrusion alone to be the cause of EARR. Instead, each clinically significant model showed that a combination of movements best explained the variation in EARR among patients. Orthodontically, this meant incisor tooth intrusion in the vertical plane and lingual root torque in the sagittal plane caused the most apical resorption. Comparatively, LOAD 1 and 2 were mechanical configurations with the highest compression in the apical region of the PDL, and also the greater tendency for buccal proclination of the central incisors. Thus, from biological and mechanical standpoint they could be the least desirable points of incisors intrusive force application. However, through this simple observed fact one cannot conclude that there exists necessarily a correlation between the movement of

incisor intrusion and EARR. Even though this study has demonstrated stress concentrations in the apical region of the PDL, cited clinical studies showed no differences in the amount of root resorption between the intrusion and other orthodontic movements, demonstrating that there are still other factors or variables to be explored. A problem to establish that correlation is the lack of an exact criterion to predict which patients will experience an explicit resorption and which will exhibit little under the same treatment procedures, since individual responses to similar orthodontic mechanic and force magnitude can be fairly variable.⁵⁵ Differences in research design, also may explain why the relationship between maxillary incisor movements and EARR remains controversial. Anyway, it is advisable to design tooth movements to avoid lingual plate approximation. For protruded and extruded teeth, particularly the periodontally compromised maxillary incisors, intrusion of the teeth to bring the root apices into a wider area of cancellous bone, followed by retraction and torque would be judicious.²²

Kalkwaf, Krejci and Pao⁵⁶ reported that for support of the tooth, 3 mm of apical root loss is equivalent to 1 mm of crestal bone loss, which implies that the apical portion of the root has a minor role in overall periodontal support. Nevertheless, avoiding severe resorption should be a goal of any orthodontic treatment. After the application of the translational forces in a canine in the model without bone loss, a relatively uniform distribution of stress is observed. When the bone loss is 2 mm, an increased stress in the levels next to the alveolar crest is already apparent. So, after bone support reduction, an increment of the magnitude of stress occurred.⁵⁷ To compare the differences in the stresses magnitude and distribution in the intrusion movement of maxillary incisors it would be necessary to construct an anatomically identical 3D model to the present study, but without bone loss and same models

loading application. Despite the apical stress concentration observed in this study, it is not known yet if the bony crest are more susceptible to mechanically induced bone resorption, i.e., if the same compressive stress magnitude would induce similar reactions in the crestal bone and in the apical bone. The cervical region is also subject to the bacterial plaque action that could potentiate possible deleterious effects of orthodontic force. The highest compressive stress in the PDL labial margin was observed in the LOAD 1 for central incisor and in the LOAD 2, 3 and 4 for lateral incisor.

Although there was a tendency in LOAD 1 and LOAD 2 to procline the central incisors, it was not verified high compression in labial PDL margin as noted in apical region. The high compression observed in apical region was expected in intrusive movements because root shape concentrates pressure at the conical apex.⁵⁸

The flaring of the incisors could be considered an uncontrolled labial tipping movement. It also would expect high compression in the labial margin of the PDL. However, for LOAD 1 and LOAD 2 discrepant values between apical and cervical regions were observed. This could be explained by the conical shape of the incisor root distributing the stress compression on a larger surface area at the labial cervical margin, when compared to the conical shaped root apex. Fig 17 is a schematic drawing of the uncontrolled labial tipping movement. Red lines show the difference in surface area between the apical and cervical region.

As stated by Matsui et al⁴³ when 4 anterior teeth are to be moved, it is most often desirable to move them bodily. To accomplish this bodily motion, it is necessary to use the stiffest wire possible and zero wire-slot clearance. If the wire selected is not sufficiently stiff, the CRes of the teeth segment will not be uniquely defined,

because each tooth is going to move separately. When this situation occurs, control of the anterior teeth segment is lost. But, as the stiffness of the wire increases, the position of the CRes of the 4 teeth becomes stable and control of the segment will be achievable.

Although the objective of this study was not to determine the CRes of the maxillary incisors, it was planned that a rigid archwire, as it is used in clinical situations, could reduce the independent tooth movement. However, despite the use of .021 x .025-in stainless steel archwire segmented wire, a completely common movement of the four incisors could not be predicted by initial principal stress field distribution, and the central and lateral incisors seem that they could move almost independently. This was also verified by Reimann et al⁴⁹ when determining the CRes of the anterior teeth loaded with force couples around the bucco-lingual axis via lateral incisor brackets. For the entire anterior segment, there were probably several isolated CRes instead of a single, common CRes. However, the application of individual force to intrude individually each anterior tooth seems to be impracticable from the clinical point of view. A complementary factor that makes mechanical understanding even more complex is that in 3D analysis, the centers of resistance and rotation must be thought of as axes rather than points as in 2 dimensions.

In addition, factors that alter the position of the CRes of 4 upper incisors are the shape of surrounding bone, root morphology, position of each tooth, and structure of the periodontal attachment. Since these factors generally will be different for each patient, the location of the CRes of anterior arch segments in these patients also will be different.^{49,59} The periodontally compromised patients normally presents reduced surrounding bone, proclined incisors and impaired periodontal attachment. So, it is clear that there is a shift in the position of CRes in these patients.

In vitro studies using different methods^{41 43,49,60} showed that the CRes of the four incisor teeth lies 8 – 10 mm apical and 5 – 7 mm distal to the lateral incisors. A more anterior location of the point of force application causes flaring, whereas a more posterior location will cause uprighting of the anterior teeth. Thus, application of intrusive forces mesial to the lateral incisors would result in incisors proclination. Theoretically, if an intrusion arch is attached through the CRes, the incisors will tend to move bodily in an apical direction. When the axial inclination of the incisors is different, so is the location of the axes of resistance in relation to the position of the incisor crowns. More flared incisors should have a more distal point of force application than retroclined incisors.⁴⁴ However, it is important to report that the 3D model produced had just a slight upper incisor protrusion and this fact might have influenced the results in relation to stress distribution. Even if there is not a common center or axis of resistance to the 4 incisors, it is necessary to determine an action force line that promotes the more balanced stress distribution.

LOAD 1 and LOAD 2 mechanical configurations, especially the LOAD 1, showed a strong tendency to procline maxillary incisors, and for LOAD 3 and LOAD 4 the orthodontic movement likely to occur would be the intrusion with little or no protrusion. In a clinical study true intrusion of upper incisors was achieved by using miniscrew anchorage. The axial inclination of the upper incisors showed minimal change when the force was applied distally to lateral incisor bracket.⁵⁴

Although LOAD 3 and LOAD 4 presented a more balanced stresses distribution, in agreement with Reimann et al⁴⁹, it is important to note that the central incisors are loaded with smaller force systems than the lateral incisors. This in turn means that the lateral incisors are loaded higher by the applied force system, which

could compromise the periodontal support, since the lateral incisors have usually root surface area smaller than the central incisors.

Lateral incisor PDL labial side demonstrated great variations on nodes stress along the LAP reference line. The modeling fidelity of a real anatomic piece captured in detail the irregularities on the root surface, which was the cause of the stress variation and could have a crucial influence on the teeth reaction to an applied force systems. That stress variations could be one of the reasons why even when light forces are used, there is no way to move a tooth between two points with fixed appliances, without causing hyalinization.⁶¹

The magnitudes and directions of the obtained principal stresses (MinPS, MidPS and MaxPS) are an ideal way to present initial stress field results. The directions of the principal stresses are perpendicular to each other and these are the critical directions that are generally overlooked in orthodontic stress analyses.³⁴

For MaxPS of the central incisors, from the node 25 there was a sharp traction increase, showing two distinct peaks in the nodes 35 (22.64 mPa) in the labial side and 45 (22.77 mPa) in the palatal side. Although the magnitude is similar, these strains have different directions. Because of direction switches between principal stresses, previously published data of only stress magnitude plots can be confusing and perhaps impossible to understand or correlate with biological responses. To prevent ambiguities, a reference to a principal stress should include not only the structure and stress magnitude, but also its predominant direction.³⁴

The important question that arises is how a node could be subject to both compressive and tensile stress. Stresses in bone, PDL, and root do not follow a simple pattern as assumed in the classic tension-compression theory of orthodontic

tooth movement. Figure 18 illustrate how a given point in a specimen could be subjected to coexisting traction and compression stresses with various combinations of magnitudes and directions in the dentoalveolar structures. If a specimen is stretched or pulled (Figure 18, A), a given point in the specimen is subjected to tensile stress in X direction, but it is a compressive stress in Y direction, and in Z direction it could be either compressive as tensile stress (Figure 18, B).

Vanden Bulcke et al⁴¹ stated that the importance of *in vitro* design research lies in the clues it may deliver in establishing the nature of the response of the dentition to applied forces when loading conditions and anatomy are controlled.

Since computed tomography scans and 3D reconstructions have become routine exams in orthodontic diagnostic, the treatment of patients with reduced periodontal support, whose risks are greater, computer modeling, numerical simulation, individual determination of stress vectors, e.g. FEA, and the most suitable points/axes of force application may assist in implementation of a more effective orthodontic mechanics in order to obtain greater predictability of orthodontic movement with minimal side effects. The application of the "optimal force system" in orthodontics may then become a reality if the results of *in vitro* studies are scientifically proven with clinical studies.

CONCLUSIONS

This study provided an anatomic 3D model based on a real dry adult human skull with reduced periodontal bone support and description by FEA of the principal stresses that develop during the initial stage of maxillary incisors intrusion movement. The 3D model also incorporated orthodontic appliances, hence, providing a more representative orthodontic environment of the force system. Within the study methodology and limitations, it was possible to conclude the following:

1. The stresses are concentrated at the PDL apex region, irrespective of the point of orthodontic force application to the maxillary incisors intrusion movement;
2. In the same point of the PDL it is possible to have coexisting compression and tensile stress in different directions;
3. Despite the .021x.025 inch rectangular cross-section wire, an entirely common movement of the 4 maxillary incisors could not be predicted by initial principal stress field distribution;
4. LOAD 3 (bilateral point of orthodontic force application distally to the lateral incisors' brackets) resulted in more balanced principal stress distribution;

REFERENCES

1. Miller BH. Orthodontics for the adult patient. Part 1.--Introduction. *Br Dent J* 1980;148:97-100.
2. Miller BH. Orthodontics for the adult patient. Part 2.--The orthodontic role in periodontal, occlusal and restorative problems. *Br Dent J* 1980;148:128-132.
3. Brunsvold MA. Pathologic tooth migration. *J Periodontol* 2005;76:859-866.
4. Lindhe J, Svanberg G. Influence of trauma from occlusion on progression of experimental periodontitis in the beagle dog. *J Clin Periodontol* 1974;1:3-14.
5. Ericsson I, Lindhe J. Effect of longstanding jiggling on experimental marginal periodontitis in the beagle dog. *J Clin Periodontol* 1982;9:497-503.
6. Artun J, Urbye KS. The effect of orthodontic treatment on periodontal bone support in patients with advanced loss of marginal periodontium. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:143-148.
7. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:66-71.
8. Brown IS. The effect of orthodontic therapy on certain types of periodontal defects. I. Clinical findings. *J Periodontol* 1973;44:742-756.
9. Geraci TF, Nevins M, Crossetti HW, Drizen K, Ruben MP. Reattachment of the periodontium after tooth movement into an osseous defect in a monkey. 1. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1990;10:184-197.
10. Ericsson I, Thilander B, Lindhe J, Okamoto H. The effect of orthodontic tilting movements on the periodontal tissues of infected and non-infected dentitions in dogs. *J Clin Periodontol* 1977;4:278-293.
11. Wennstrom JL, Stokland BL, Nyman S, Thilander B. Periodontal tissue response to orthodontic movement of teeth with infrabony pockets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:313-319.
12. Polson A, Caton J, Polson AP, Nyman S, Novak J, Reed B. Periodontal response after tooth movement into intrabony defects. *J Periodontol* 1984;55:197-202.
13. Boyd RL, Leggott PJ, Quinn RS, Eakle WS, Chambers D. Periodontal implications of orthodontic treatment in adults with reduced or normal periodontal tissues versus those of adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:191-198.
14. Nevins M, Wise RJ. Use of orthodontic therapy to alter infrabony pockets. 2. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1990;10:198-207.
15. Thilander B. Infrabony pockets and reduced alveolar bone height in relation to orthodontic therapy. *Semin Orthod* 1996;2:55-61.
16. Melsen B. Tissue reaction following application of extrusive and intrusive forces to teeth in adult monkeys. *Am J Orthod* 1986;89:469-475.

17. Melsen B, Agerbaek N, Eriksen J, Terp S. New attachment through periodontal treatment and orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:104-116.
18. Melsen B, Agerbaek N, Markenstam G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:232-241.
19. Harris DA, Jones AS, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:639-647.
20. Brezniak N, Wasserstein A. Root resorption after orthodontic treatment: Part 1. Literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:62-66.
21. Brezniak N, Wasserstein A. Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:138-146.
22. Vlaskalic V, Boyd RL, Baumrind S. Etiology and sequelae of root resorption. *Semin Orthod* 1998;4:124-131.
23. Kaley J, Phillips C. Factors related to root resorption in edgewise practice. *Angle Orthod* 1991;61:125-132.
24. Linge L, Linge BO. Patient characteristics and treatment variables associated with apical root resorption during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:35-43.
25. Sameshima GT, Sinclair PM. Predicting and preventing root resorption: Part I. Diagnostic factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:505-510.
26. Kennedy DB, Joondeph DR, Osterberg SK, Little RM. The effect of extraction and orthodontic treatment on dentoalveolar support. *Am J Orthod* 1983;84:183-190.
27. Linge BO, Linge L. Apical root resorption in upper anterior teeth. *Eur J Orthod* 1983;5:173-183.
28. Levander E, Malmgren O. Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: a study of upper incisors. *Eur J Orthod* 1988;10:30-38.
29. Baumrind S, Korn EL, Boyd RL. Apical root resorption in orthodontically treated adults. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;110:311-320.
30. Parker RJ, Harris EF. Directions of orthodontic tooth movements associated with external apical root resorption of the maxillary central incisor. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:677-683.
31. Han G, Huang S, Von den Hoff JW, Zeng X, Kuijpers-Jagtman AM. Root resorption after orthodontic intrusion and extrusion: an intraindividual study. *Angle Orthod* 2005;75:912-918.
32. Dermaut LR, De Munck A. Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: a radiographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:321-326.
33. McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:390-396.

34. Bellamy LJ, Kokich VG, Weissman JA. Using orthodontic intrusion of abraded incisors to facilitate restoration: the technique's effects on alveolar bone level and root length. *J Am Dent Assoc* 2008;139:725-733.
35. Mirabella AD, Artun J. Risk factors for apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:48-55.
36. Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:543-548.
37. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK, Jr., Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:791 e711-726.
38. Sung SJ, Jang GW, Chun YS, Moon YS. Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:648-657.
39. Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res* 2004;7:98-107.
40. Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 2001;71:127-131.
41. Natali A, Pavan P, Carniel E, Dorow C. Viscoelastic response of the periodontal ligament: an experimental-numerical analysis. *Connect Tissue Res* 2004;45:222-230.
42. Poppe M, Bourauel C, Jager A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. *J Orofac Orthop* 2002;63:358-370.
43. Kawarizadeh A, Bourauel C, Zhang D, Gotz W, Jager A. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *Eur J Oral Sci* 2004;112:140-147.
44. Vanden Bulcke MM, Dermaut LR, Sachdeva RC, Burstone CJ. The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:211-220.
45. Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K. Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. *Eur J Orthod* 1991;13:452-458.
46. Matsui S, Caputo AA, Chaconas SJ, Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:171-178.
47. van Steenberghe E, Burstone CJ, Prah-Andersen B, Aartman IH. The relation between the point of force application and flaring of the anterior segment. *Angle Orthod* 2005;75:730-735.
48. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Evaluation of continuous arch and segmented arch leveling techniques in adult patients--a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:647-652.

49. 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;135:174-181.
50. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ, Sakuda M. Effect of moment to force ratios on stress patterns and levels in the PDL. *J Osaka Univ Dent Sch* 1989;29:9-16.
51. Reimann S, Keilig L, Jager A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *Eur J Orthod* 2007;29:219-224.
52. Malek S, Darendeliler MA, Swain MV. Physical properties of root cementum: Part I. A new method for 3-dimensional evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:198-208.
53. Bridges T, King G, Mohammed A. The effect of age on tooth movement and mineral density in the alveolar tissues of the rat. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:245-250.
54. Sameshima GT, Sinclair PM. Predicting and preventing root resorption: Part II. Treatment factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:511-515.
55. Deguchi T, Murakami T, Kuroda S, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Comparison of the intrusion effects on the maxillary incisors between implant anchorage and J-hook headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:654-660.
56. Polat-Ozsoy O, Arman-Ozcirpici A, Veziroglu F. Miniscrews for upper incisor intrusion. *Eur J Orthod* 2009;31:412-416.
57. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D. Effects of a doubled orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An inter-individual study in adolescents. *Eur J Orthod* 1996;18:141-150.
58. Reitan K. Initial tissue behavior during apical root resorption. *Angle Orthod* 1974;44:68-82.
59. Schwartz AM. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod* 1932;18:331-352.
60. Kalkwarf KL, Krejci RF, Pao YC. Effect of apical root resorption on periodontal support. *J Prosthet Dent* 1986;56:317-319.
61. Cobo J, Arguelles J, Puente M, Vijande M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:256-262.
62. Cardaropoli D, Re S, Corrente G, Abundo R. Intrusion of migrated incisors with infrabony defects in adult periodontal patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:671-675; quiz 677.
63. Beck BW, Harris EF. Apical root resorption in orthodontically treated subjects: analysis of edgewise and light wire mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105:350-361.
64. Ng J, Major PW, Heo G, Flores-Mir C. True incisor intrusion attained during orthodontic treatment: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:212-219.

65. Sia S, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study. *Angle Orthod* 2007;77:999-1003.
66. Segal GR, Schiffman PH, Tuncay OC. Meta analysis of the treatment-related factors of external apical root resorption. *Orthod Craniofac Res* 2004;7:71-78.
67. Jones R, Faqir A, Millett D, Moos K, McHugh S. Bridging and dimensions of sella turcica in subjects treated by surgical-orthodontic means or orthodontics only. *Angle Orthodontist* 2005;75:714-718.
68. Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M. Numerical simulation of tooth movement in a therapy period. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23 Suppl 1:S48-52.
69. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:452-459.

TABLES

TABLES LIST

Table 1 - Basic material properties of teeth and bone employed in the model.

Table 2 – MinPS and MaxPS maximum and minimum values of the 4 loading models to the maxillary right central incisor (mPa).

Table 3 - MinPS and MaxPS maximum and minimum values of the 4 loading models to the maxillary right lateral incisor (mPa).

Table 4 – Principal stress vectorial angle in relation to the apical reference line.

Table 1 - Basic material properties of teeth and bone employed in the model.

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratios
Enamel	84100 ^a	0.20 ^a
Dentin	18600 ^a	0.31 ^a
Compact bone	13800 ^a	0.26 ^a
Cancellous bone	345 ^a	0.31 ^a
Pulp	2 ^b	0.45 ^b
Stainless steel	200000 ^c	0.30 ^c

^a: Jones et al⁶²; ^b: Qian et al⁶³; ^c: Kojima and Fukui⁶⁴.

Table 2 – MinPS and MaxPS maximum and minimum values of the 4 loading models to the maxillary right central incisor (mPa).

	LOAD 1		LOAD 2		LOAD 3		LOAD 4	
	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN
MinPS	-7,72	-40,14	-2,20	-15,30	-0,69	-3,8	-0,90	-5,06
MaxPS	22,7	3,73	8,74	1,92	2,73	0,57	4,06	0,90

Table 3 - MinPS and MaxPS maximum and minimum values of the 4 loading models to maxillary right lateral incisor (mPa).

	LOAD 1		LOAD 2		LOAD 3		LOAD 4	
	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN
MinPS	-0,94	-5,30	-0,99	-8,49	-1,29	-9,89	-1,74	-9,57
MaxPS	3,28	0,74	5,59	1,11	6,34	1,34	6,89	1,72

Table 4 – Principal stress vectorial angle in relation to the apical reference line.

	Principal stress vector and apical reference	Central incisor	Lateral incisor
		Stress vector angle (degrees)	Stress vector angle (degrees)
LOAD 1	MinPS \angle ALL	145,2	145,7
	MaxPS \angle APL	58,5	55,3
	MinPS \angle ALL	83,4	85,4
	MaxPS \angle APL	\approx 180	\approx 180
LOAD 2	MinPS \angle ALL	130,7	130,5
	MaxPS \angle APL	49,0	32,7
	MinPS \angle ALL	85,8	92,5
	MaxPS \angle APL	\approx 180	\approx 180
LOAD 3	MinPS \angle ALL	109,4	120,4
	MaxPS \angle APL	23,6	31,2
	MinPS \angle ALL	90,6	83,5
	MaxPS \angle APL	\approx 180	\approx 180
LOAD 4	MinPS \angle ALL	144,9	125,4
	MaxPS \angle APL	66,7	55,0
	MinPS \angle ALL	81,7	84,3
	MaxPS \angle APL	\approx 180	\approx 180

FIGURES

FIGURE CAPTIONS

Fig 1. Selected points of force application. A, LOAD 1; B, LOAD 2; C, LOAD 3; D, LOAD 4.

Fig 2. LOAD 1 MinPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

Fig 3. LOAD 2 MinPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

Fig 4. LOAD 3 MinPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

Fig 5. LOAD 4 MinPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

Fig 6. LOAD 1 MaxPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

Fig 7. LOAD 2 MaxPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

Fig 8. LOAD 3 MaxPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

Fig 9. LOAD 4 MaxPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

Fig 10. Position of the odd numbered nodes in the LAP referential plane to right central incisor (A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view) and to right lateral incisor (D- Labial view; E- Apical view; F- Palatal view).

Fig 11. MinPS and MaxPS scatter chart to the 4 loading models according to the node position in the LAP reference line for the right maxillary central incisor.

Fig 12. MinPS and MaxPS scatter chart to the 4 loading models according to the node position in the LAP reference line for the right maxillary lateral incisor.

Fig 13. Principal stress vector diagram of the LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) for each node along the LAP reference line in a format of direct sagittal view of the right maxillary central incisor's PDL.

Fig 14. Principal stress vector diagram of the LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) for each node along the LAP reference line in a format of direct sagittal view of the right maxillary lateral incisors' PDL.

Fig 15. Principal stress vector directional angle in relation to the apical reference line of the node with the lowest MinPS and higher MaxPS magnitude of the LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) for the right maxillary central incisor.

Fig 16. Principal stress vector directional angle in relation to the apical reference line of the node with the lowest MinPS and higher MaxPS magnitude of the LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) for the right maxillary lateral incisor.

Fig 17. Schematic drawing of the uncontrolled labial tipping movement. Red lines show the difference in surface area between the apical and cervical region.

Fig 18. A given point in a specimen subjected to coexisting traction and compression stresses when it is stretched or pulled (A); and (B) tensile stress in X direction, compressive stress in Y direction, and in Z direction it could be either compressive as tensile stress.

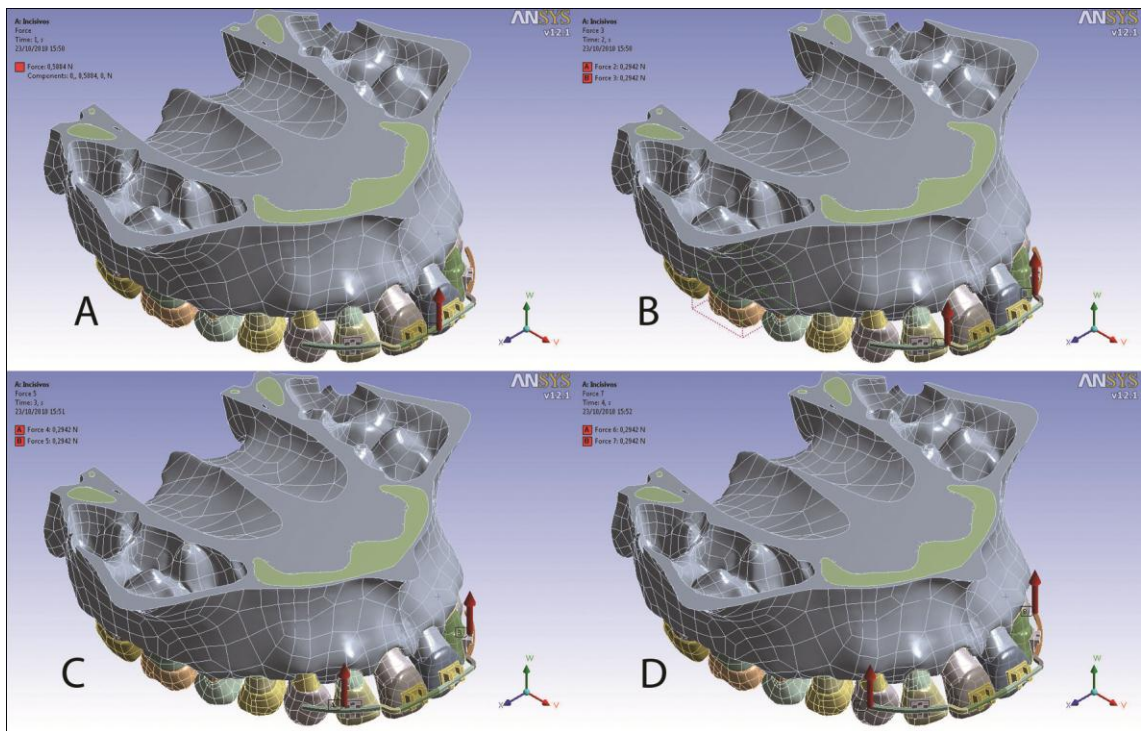


Fig 1. Selected points of force application. A, LOAD 1; B, LOAD 2; C, LOAD 3; D, LOAD 4.

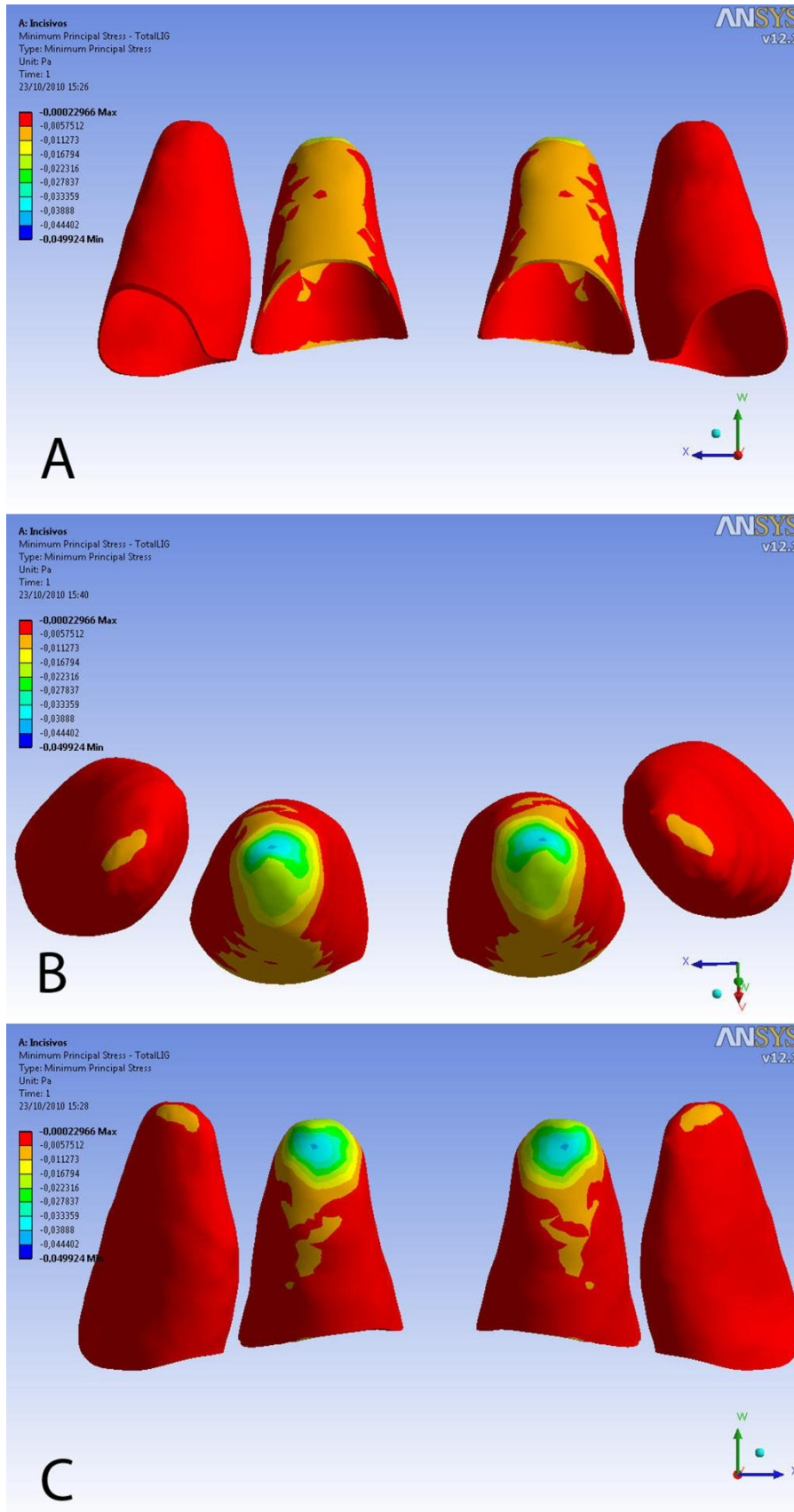


Fig 2. LOAD 1 MinPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

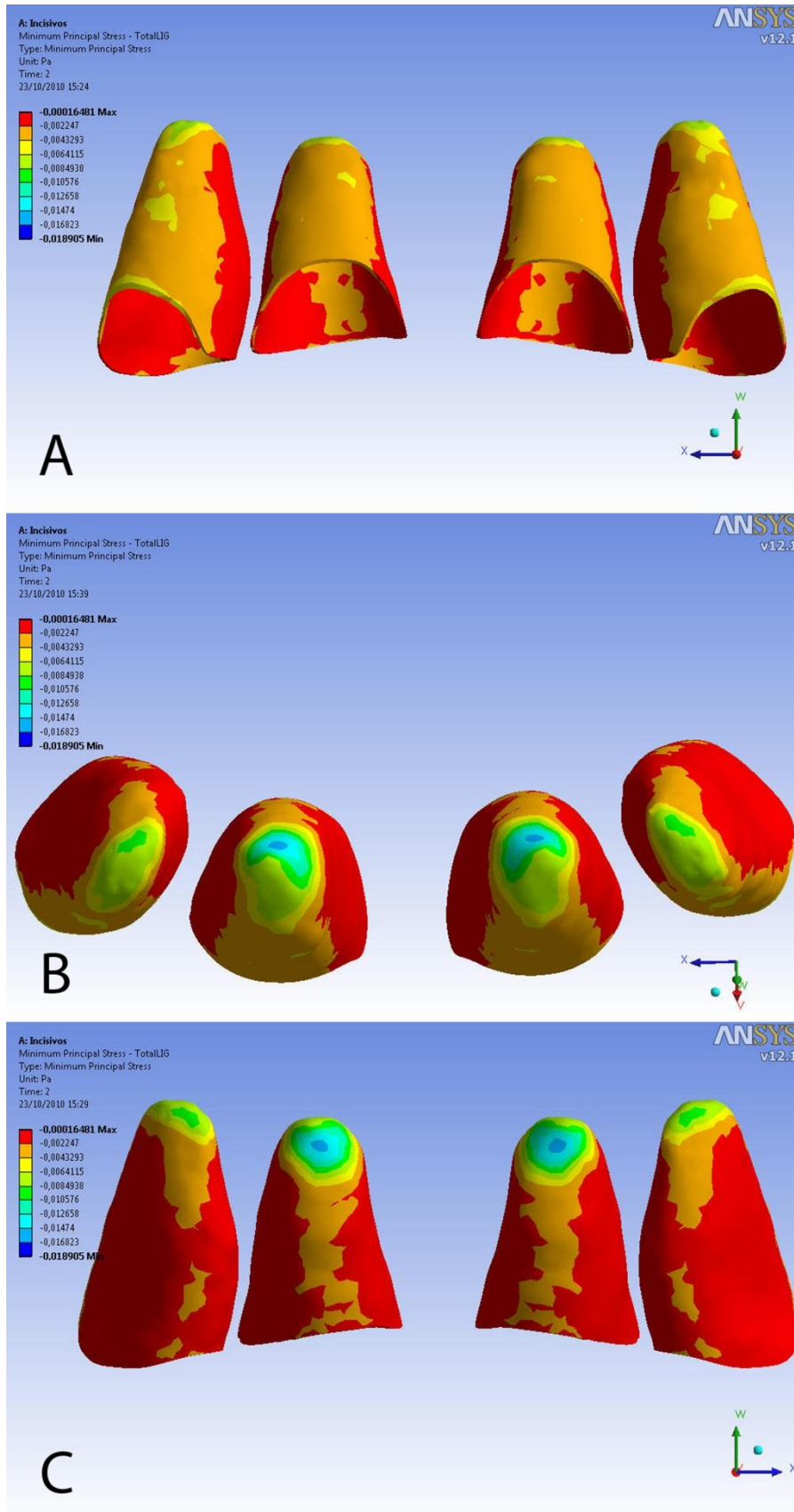


Fig 3. LOAD 2 MinPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

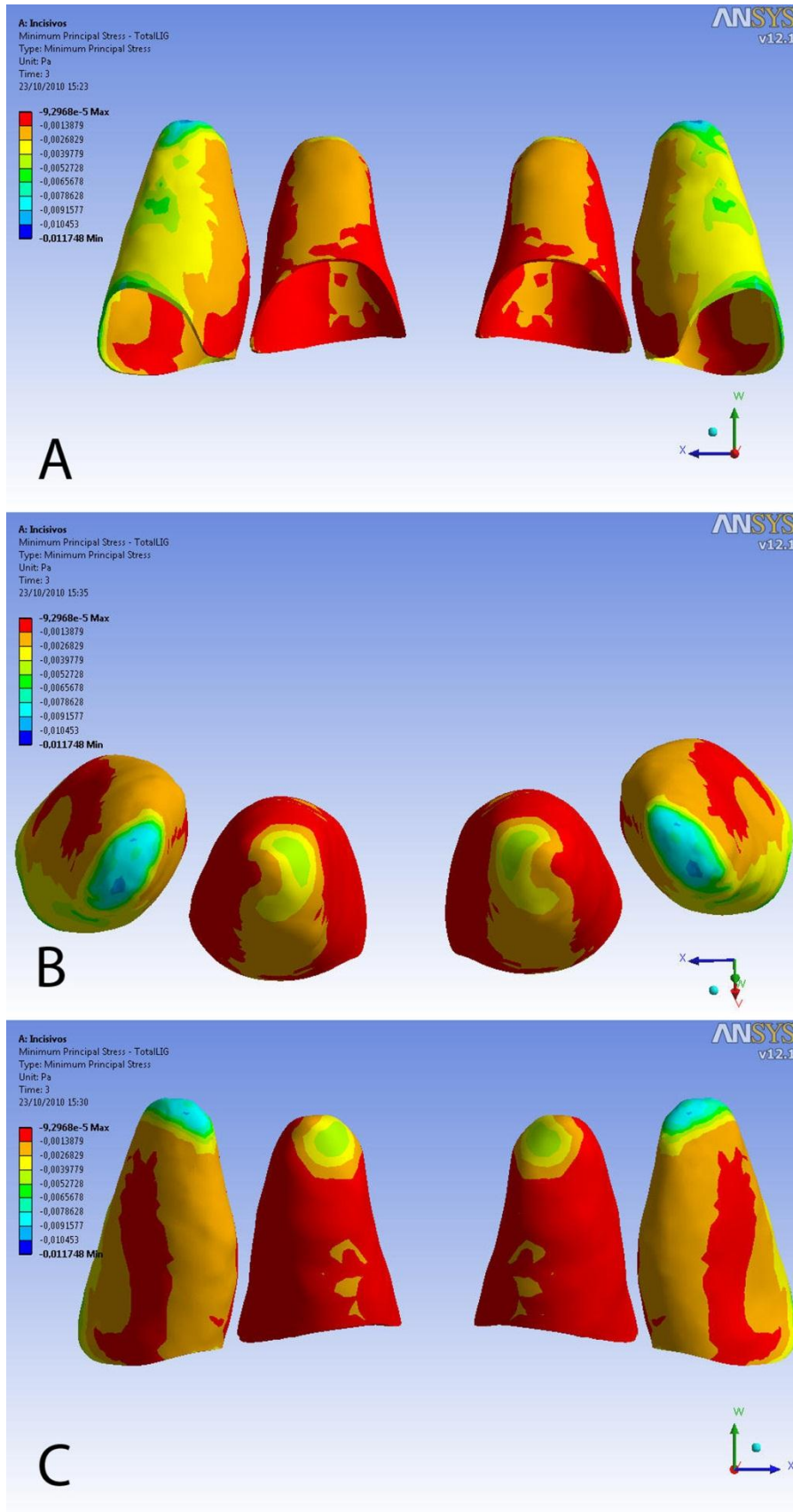


Fig 4. LOAD 3 MinPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

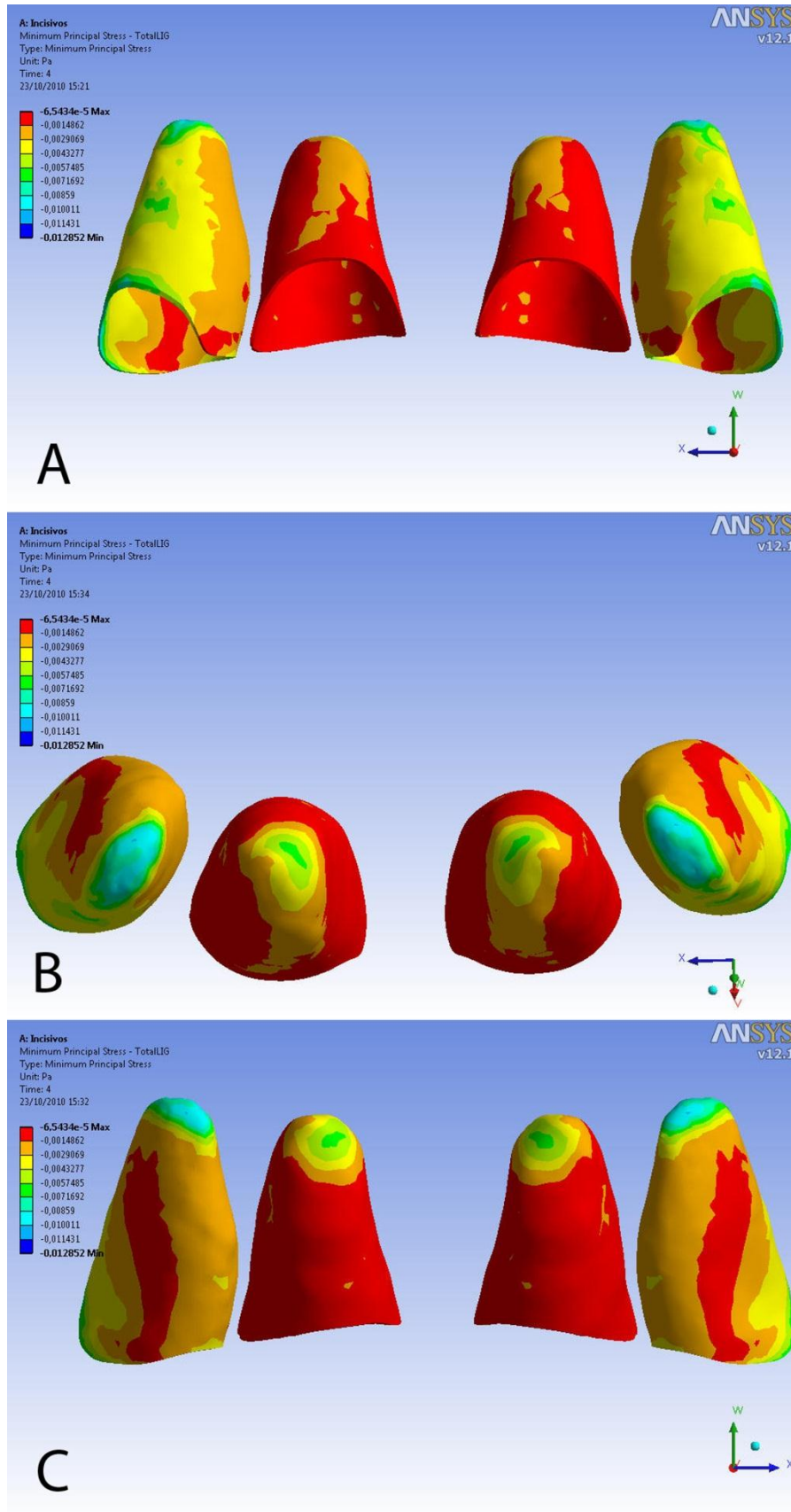


Fig 5. LOAD 4 MinPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

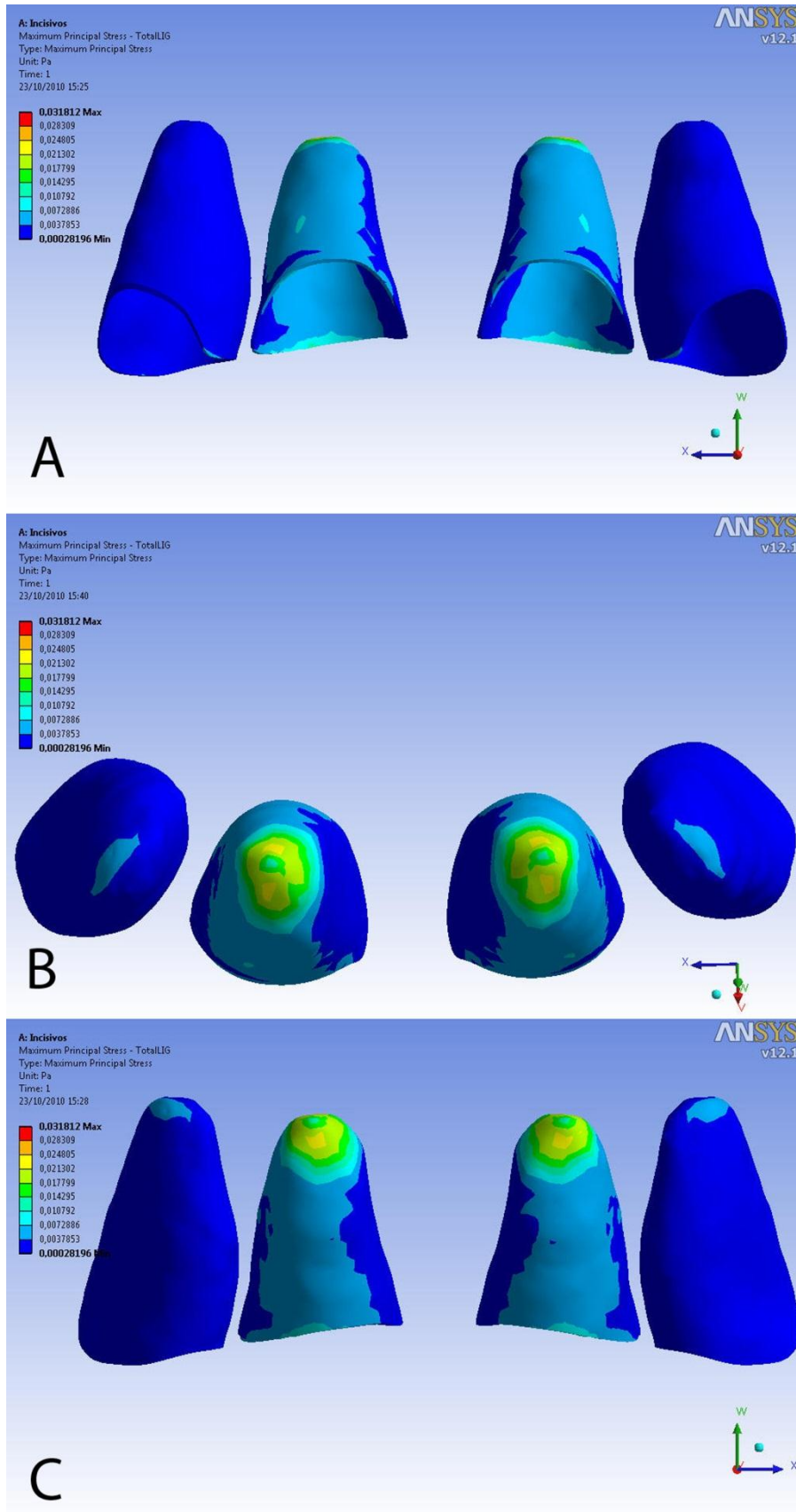


Fig 6. LOAD 1 MaxPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

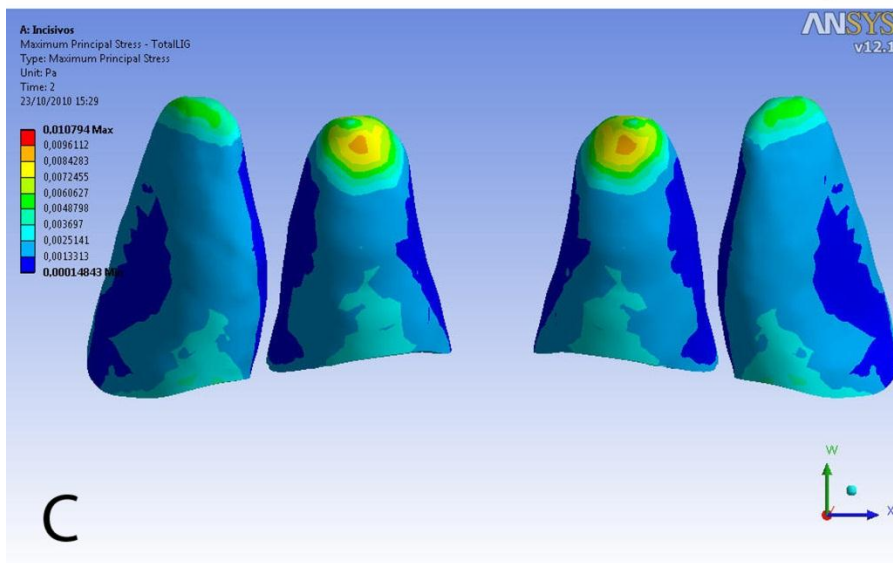
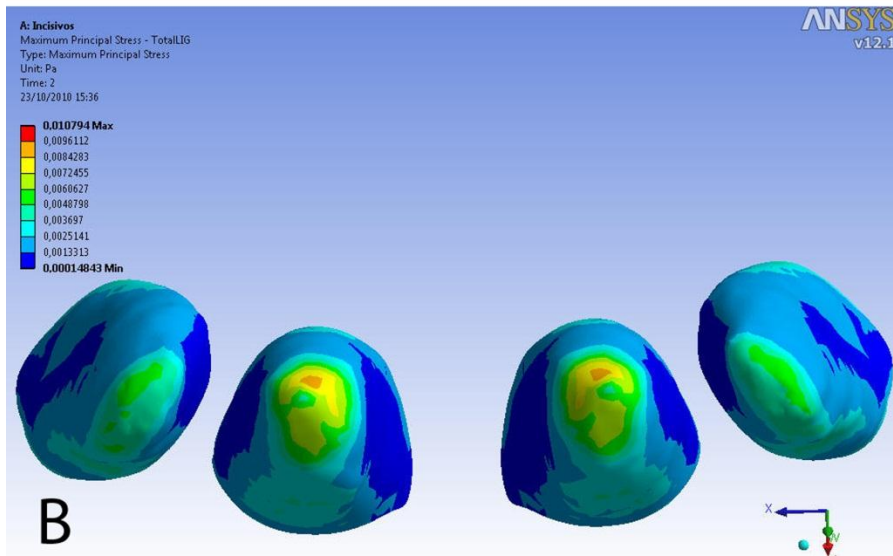
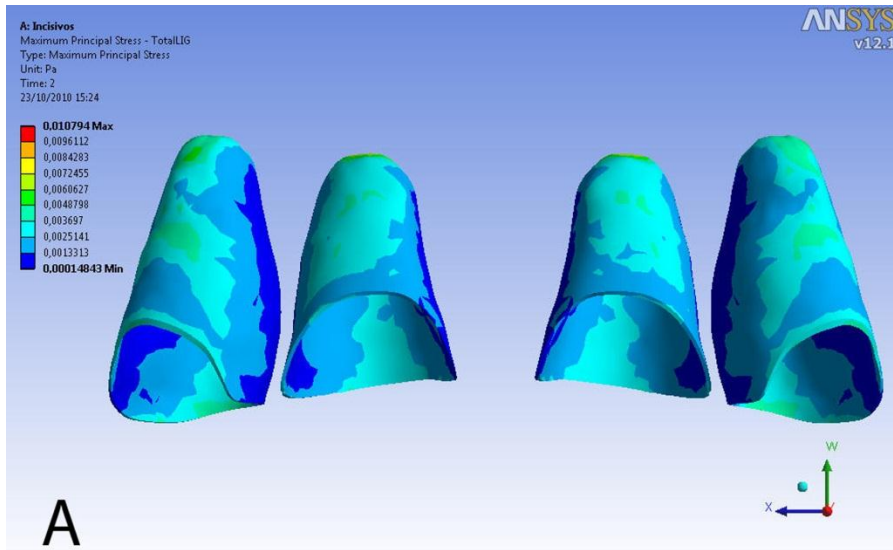


Fig 7. LOAD 2 MaxPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

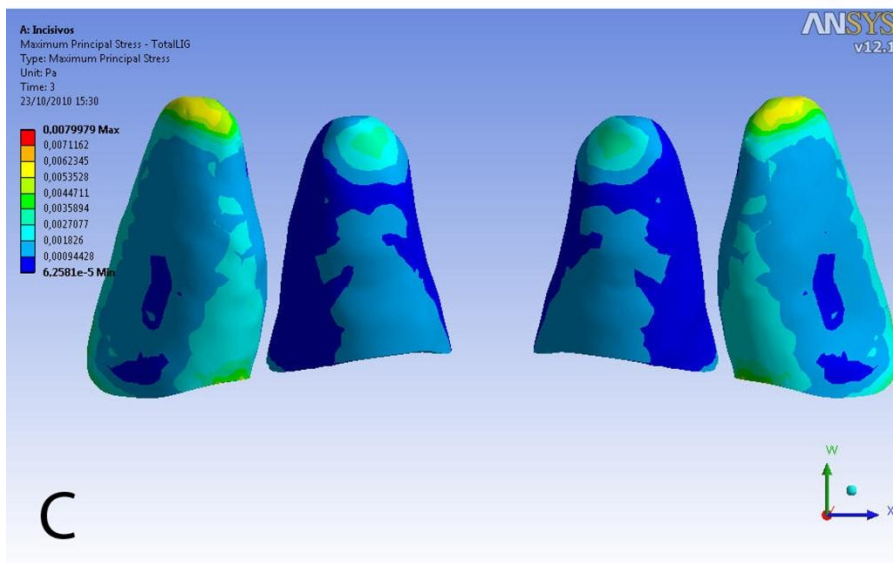
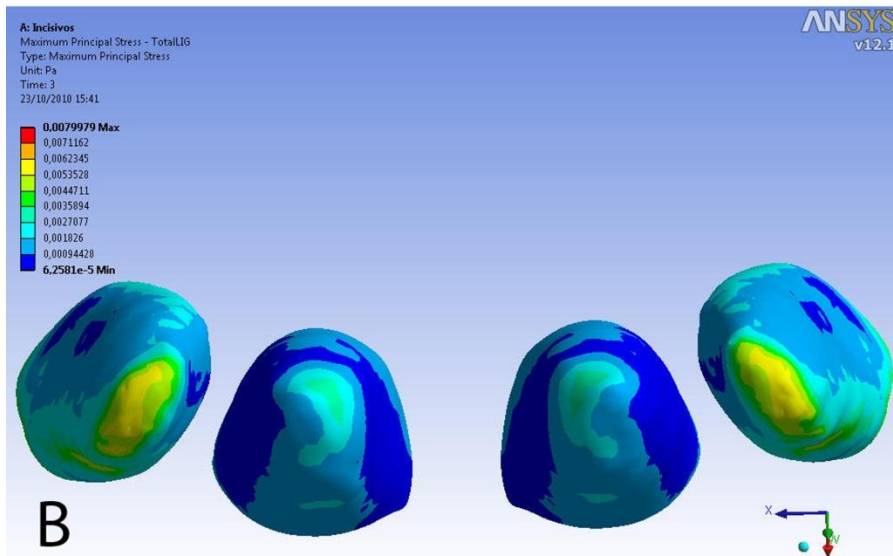
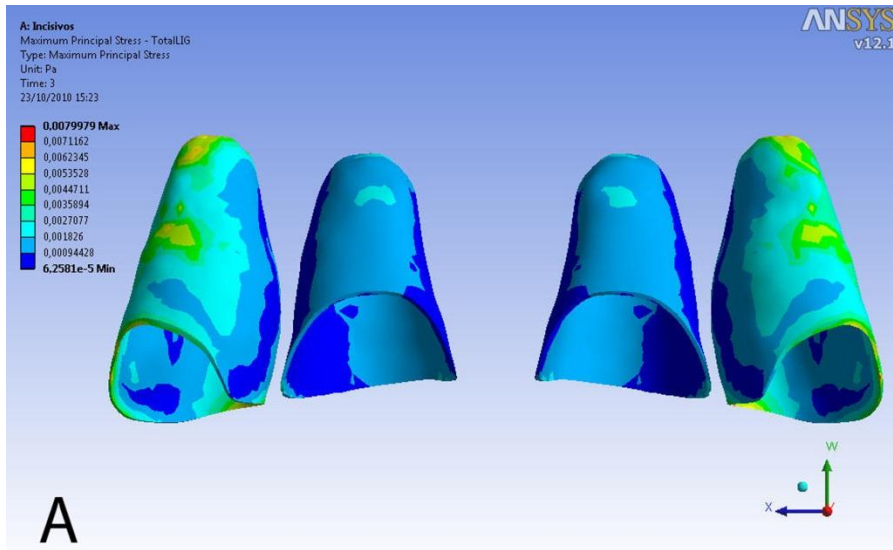


Fig 8. LOAD 3 MaxPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

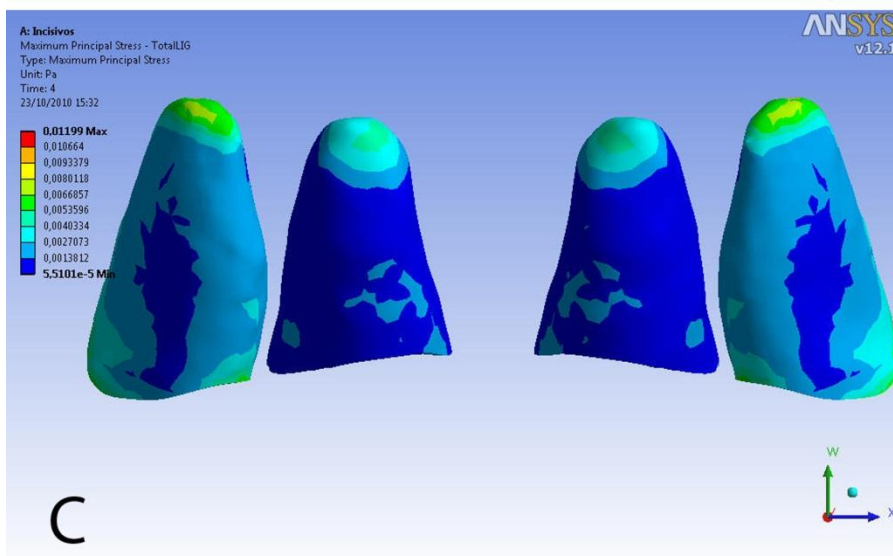
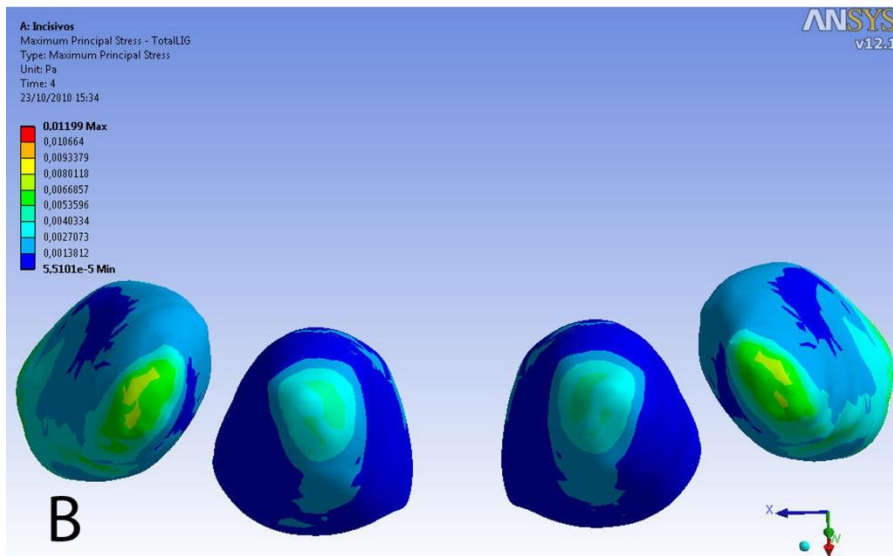
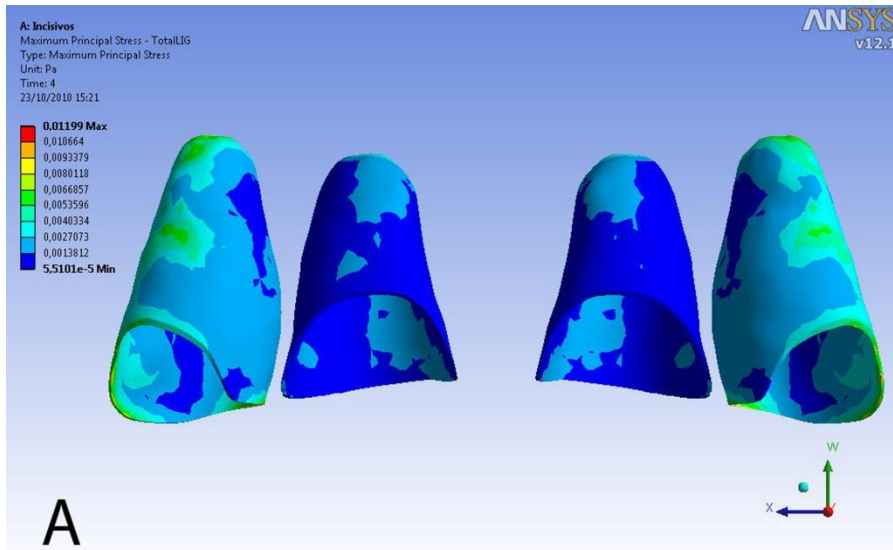


Fig 9. LOAD 4 MaxPS distribution. A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view.

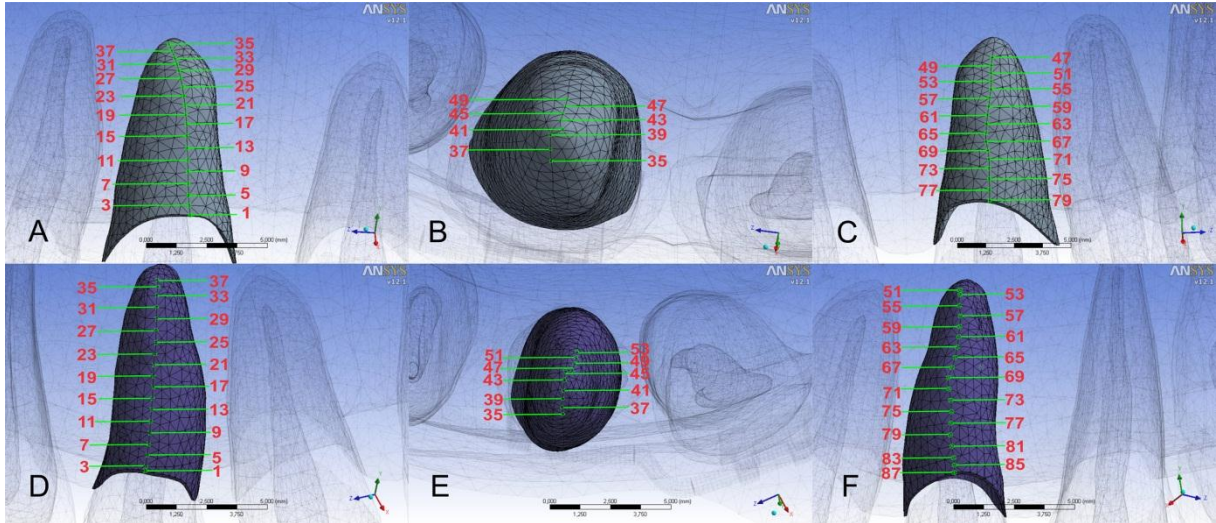


Fig 10. Position of the odd numbered nodes in the LAP referential plane to right central incisor (A- Labial view; B- Apical view; C- Palatal view) and to right lateral incisor (D- Labial view; E- Apical view; F- Palatal view).

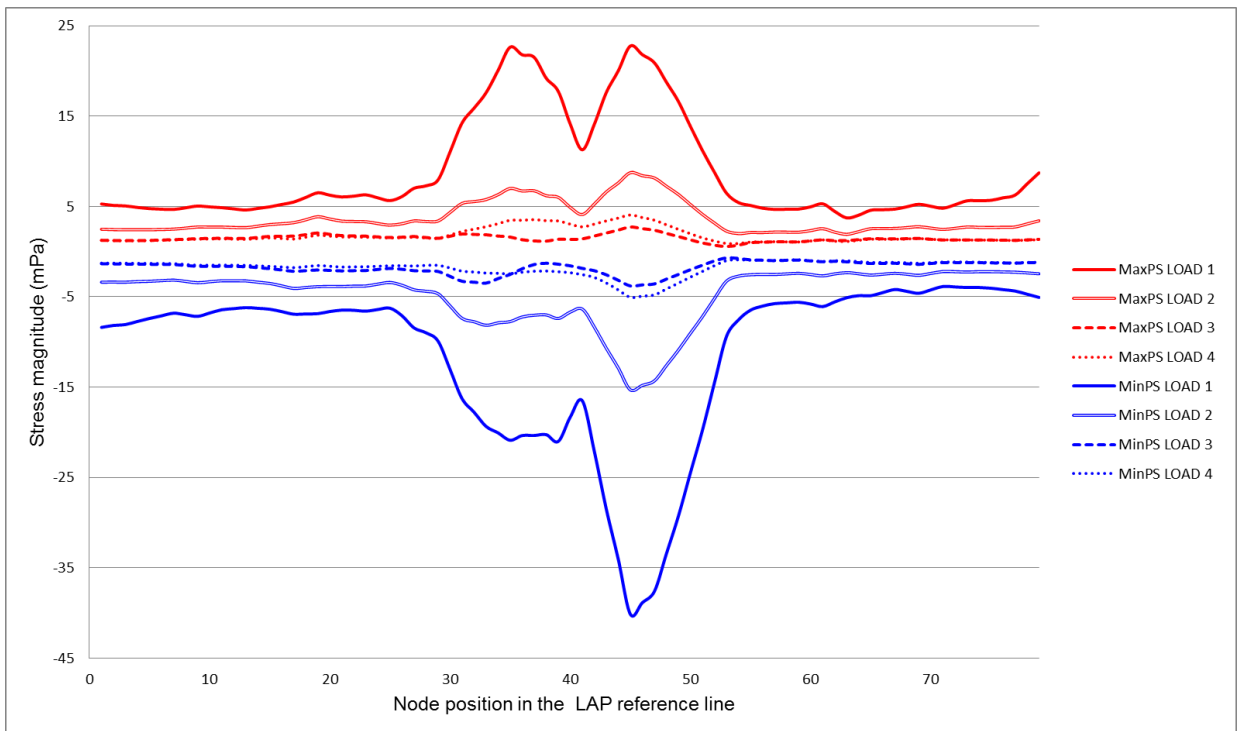


Fig 11. MinPS and MaxPS scatter chart to the 4 loading models according to the node position in the LAP reference line for the right maxillary central incisor.

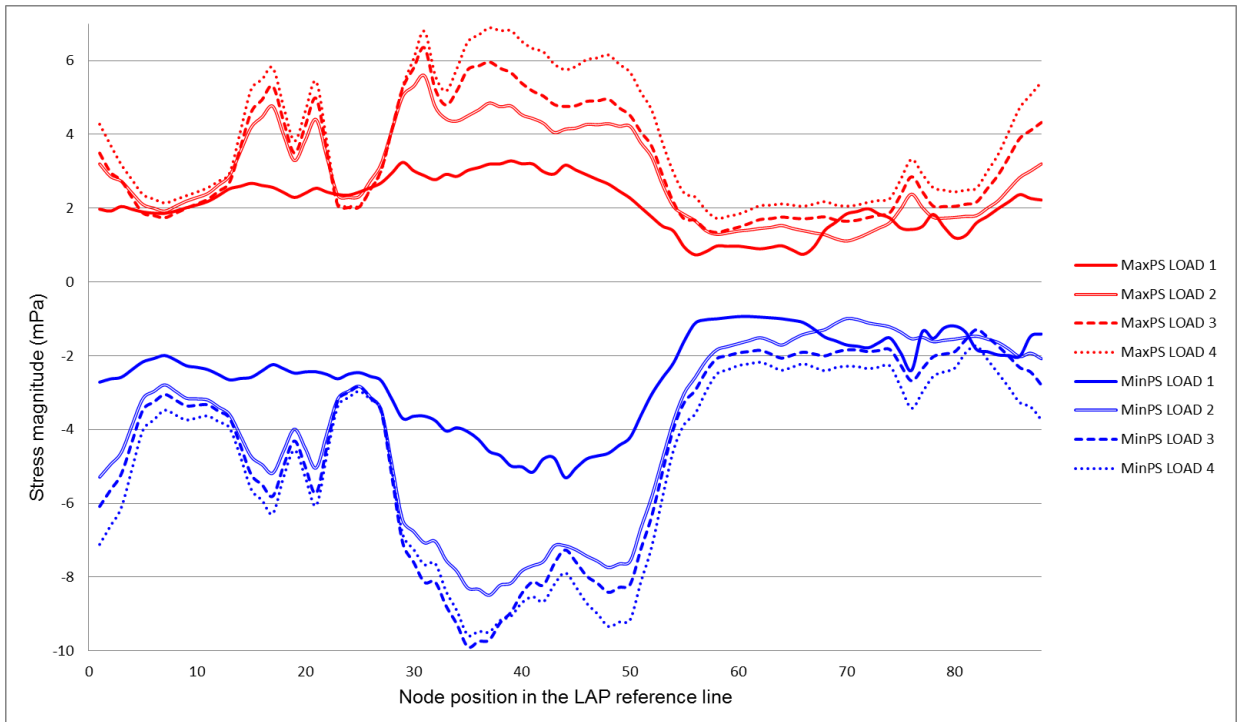


Figura 12. TMin e a TMax para os 4 modelos de carregamento de acordo com a posição do nó na linha LAP de referência para o incisivo lateral superior direito.

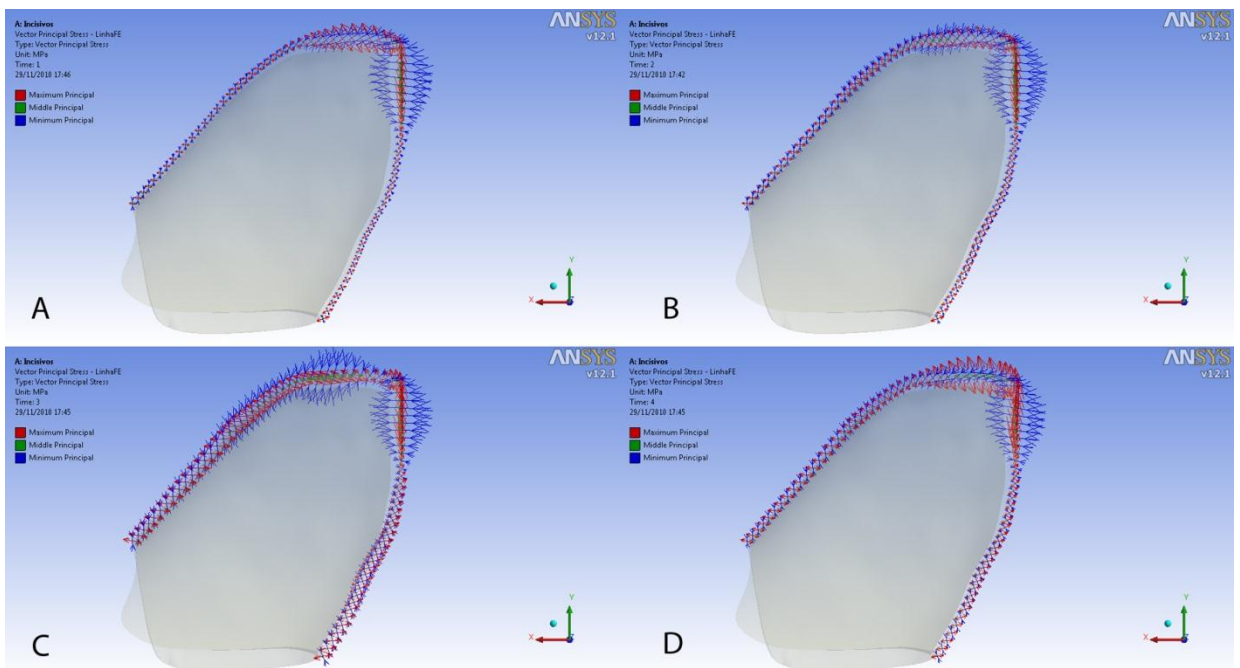


Fig 13. Principal stress vector diagram of the LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) for each node along the LAP reference line in a format of direct sagittal view of the right maxillary central incisor's PDL.

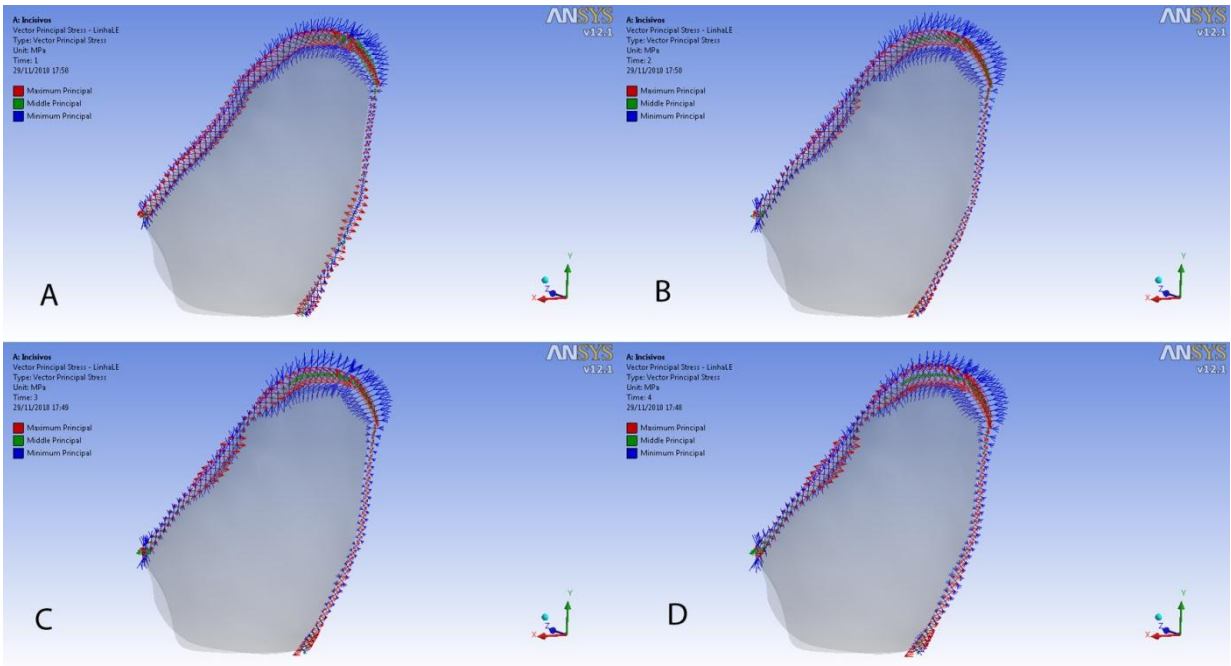


Fig 14. Principal stress vector diagram of the LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) for each node along the LAP reference line in a format of direct sagittal view of the right maxillary lateral incisors' PDL.

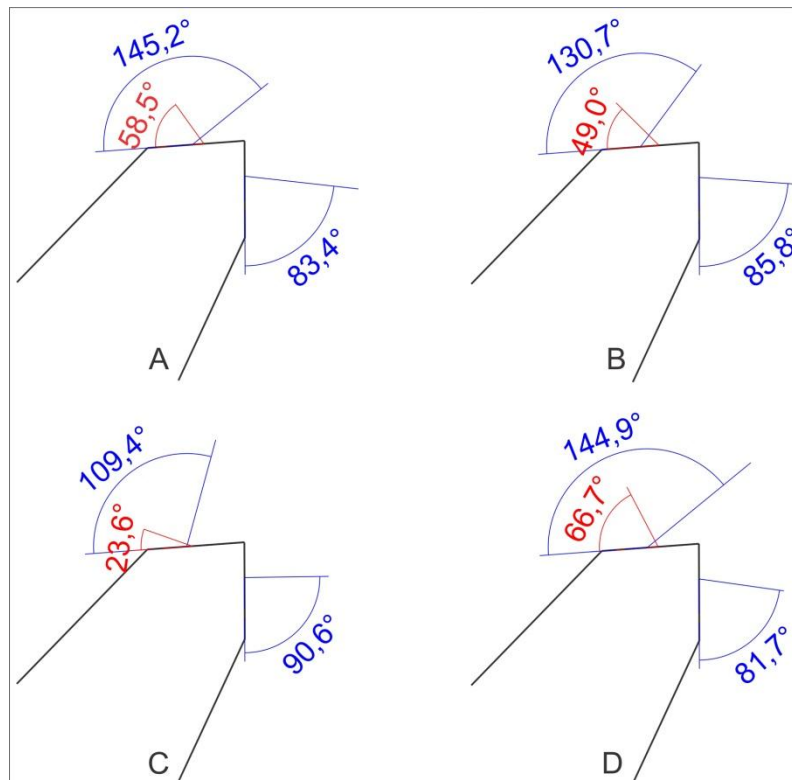


Fig 15. Principal stress vector directional angle in relation to the apical reference line of the node with the lowest MinPS and higher MaxPS magnitude of the LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) for the right maxillary central incisor.

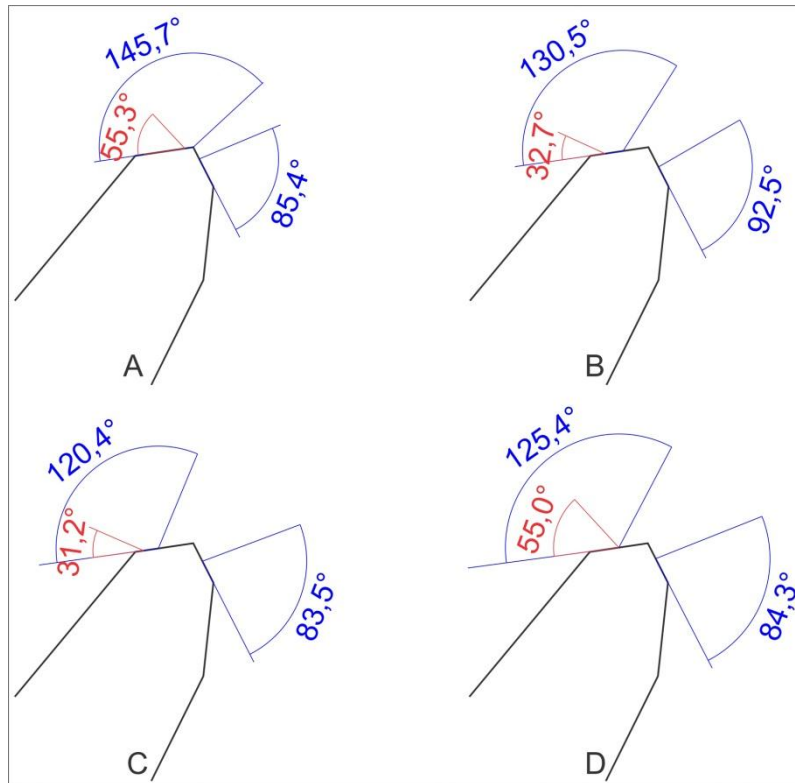


Fig 16. Principal stress vector directional angle in relation to the apical reference line of the node with the lowest MinPS and higher MaxPS magnitude of the LOAD 1 (A), 2 (B), 3 (C) e 4 (D) for the right maxillary lateral incisor.

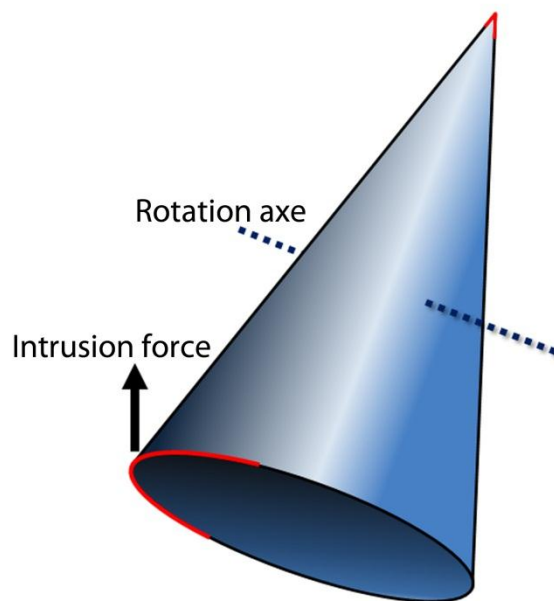


Fig 17. Schematic drawing of the uncontrolled labial tipping movement. Red lines show the difference in surface area between the apical and cervical region.

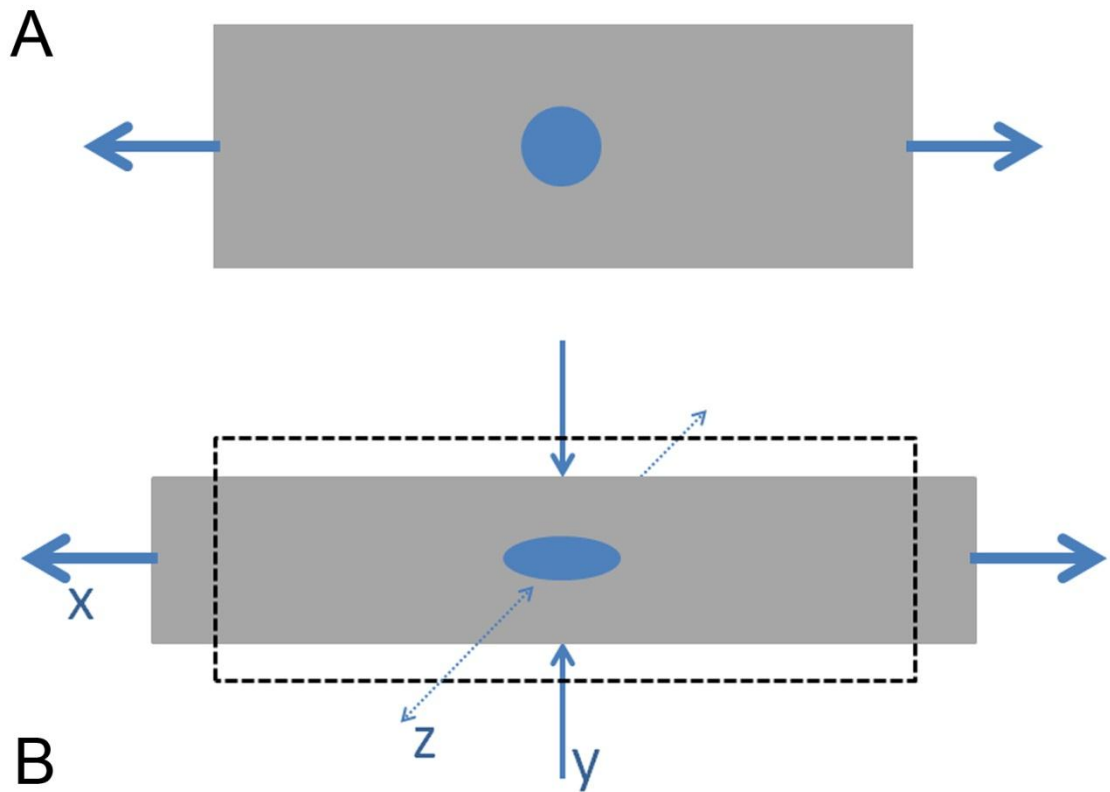


Fig 18. A given point in a specimen subjected to coexisting traction and compression stresses when it is stretched or pulled (A); and (B) tensile stress in X direction, compressive stress in Y direction, and in Z direction it could be either compressive as tensile stress.

3. ANEXOS

ANEXO 1 – LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

∠: ângulo

≈: aproximadamente

3D: tridimensional; tridimensionais

AEF: análise de elementos finitos

CAD: *computer-aided design*

CRes: centro de resistência

DICOM: *digital imaging communications in medicine* (comunicação de imagens digitais em medicina)

EF: elementos finitos

g/cm²: gramas por centímetro quadrado

gf: grama força

KVp: *kilovoltage peak*

LinAL: linha apical labial

LinAP: linha apical palatal

LPD: ligamento periodontal

mm: milímetros

mPa: miliPascal

NURBS: *non-uniform rational B-spline*

Pa: pascal

Plano LAP: plano representativo labial-ápice-palatal

RRAE: reabsorção radicular apical externa

STL: Stereolithography

Tensão principal máxima: TPMax

Tensão principal média: TPMed

Tensão principal mínima: TPMin

ANEXO 2 - AUTORIZAÇÃO DO USO DO CRÂNIO SECO



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Odontologia

DECLARAÇÃO

Autorizo os pesquisadores abaixo relacionados a utilização de 1(um) crânio seco do Departamento de Anatomia da PUCPR para a realização da pesquisa, cujo o projeto se intitula: TECIDO PERIODONTAL DE SUPORTE REDUZIDO E O MOVIMENTO DE INTRUSÃO DOS INCISIVOS SUPERIORES, sob Protocolo CONEP 0446.0.084.000-10 . O pesquisador responsável será o Prof. Dr. Hiroshi Maruo e o orientado será o doutorando Armando Yukio Saga. Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Curitiba, 03 de dezembro de 2010.

Atenciosamente,


Prof. Dr. Sergio Vieira
Coordenador do Programa de
Pós-Graduação em Odontologia da PUC-PR

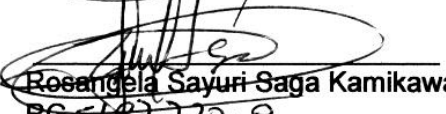
ANEXO 3 - TERMO DE COMPROMISSO DE UTILIZAÇÃO DE DADOS

TERMO DE COMPROMISSO DE UTILIZAÇÃO DE DADOS

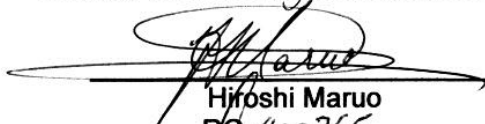
Nós, Armando Yukio Saga (Doutorando em Odontologia-Ortodontia-PUCPR), Hiroshi Maruo (Professor Titular de Ortodontia-PUCPR), Rosângela Sayuri Saga Kamikawa (Responsável Legal do Laboratório de Radiologia Odontológica) e Marco André Argenta (Engenheiro Responsável pela realização das Análises de Elementos Finitos do grupo de Bioengenharia da UFPR), abaixo assinados, pesquisadores envolvidos no projeto de título: "INTRUSÃO ORTODÔNTICA DOS INCISIVOS SUPERIORES EM PERIODONTO DE SUPORTE REDUZIDO – Um estudo por meio da análise de elementos finitos", nos comprometemos a manter a confidencialidade sobre os dados coletados nos arquivos do Departamento de Anatomia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), bem como a privacidade de seus conteúdos, como preconizam os Documentos Internacionais e a Res. 196/96 do Ministério da Saúde.


Informamos que os dados a serem coletados dizem respeito à busca de um crânio seco com presença dos incisivos superiores sem fraturas e restaurações, para a realização de uma Tomografia Computadorizada. Assim, por não se tratar de procedimento invasivo, o material será devolvido da mesma forma que foi coletado.


Armando Yukio Saga
RG 44.080/8-8


Rosângela Sayuri Saga Kamikawa
RG 5187720-9,

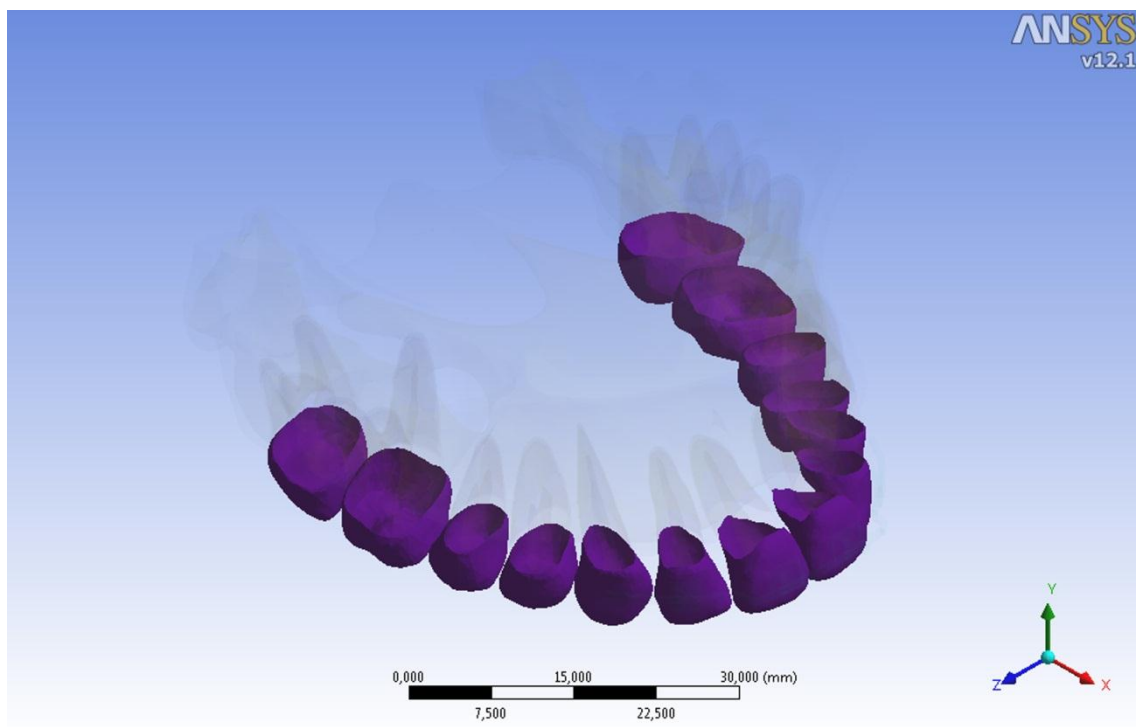
Curitiba, 23 de dezembro de 2010


Hiroshi Maruo
RG 400.365

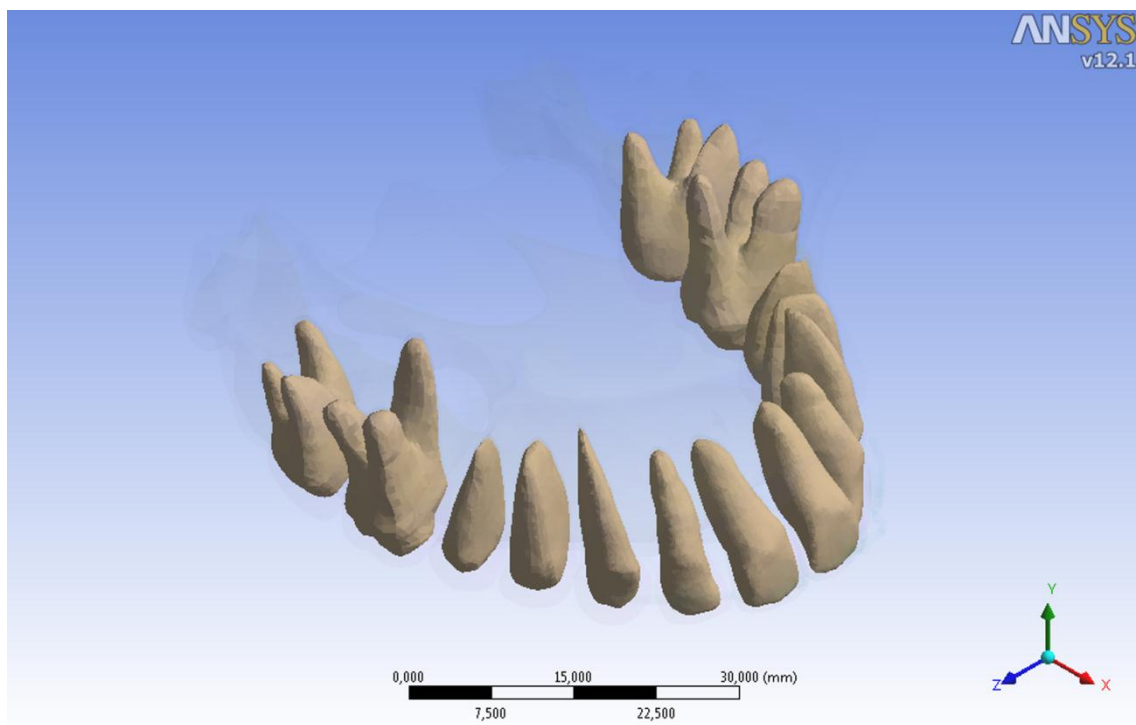

Marco André Argenta
RG 8.268.651-7

Observação: Todos os pesquisadores que terão acesso aos documentos do arquivo deverão ter o seu nome e RG informado e também deverão assinar este termo. Será vedado o acesso ao material a pessoas cujo nome e assinatura não constarem neste documento.

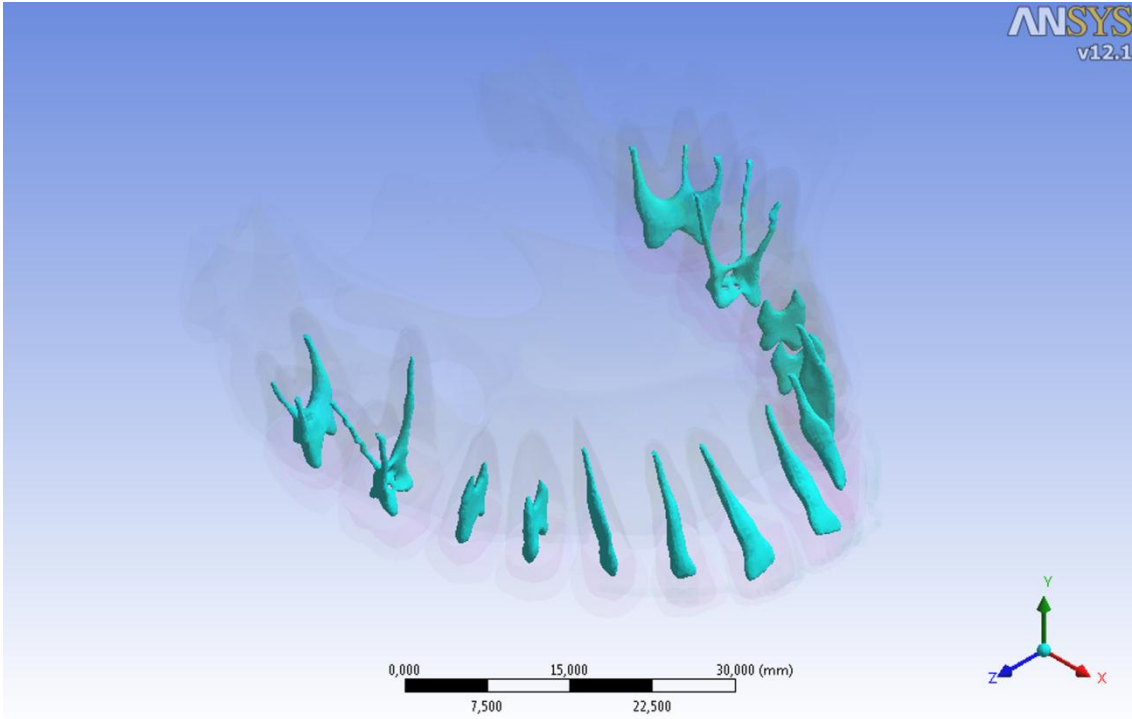
ANEXO 4 - FIGURAS ADICIONAIS



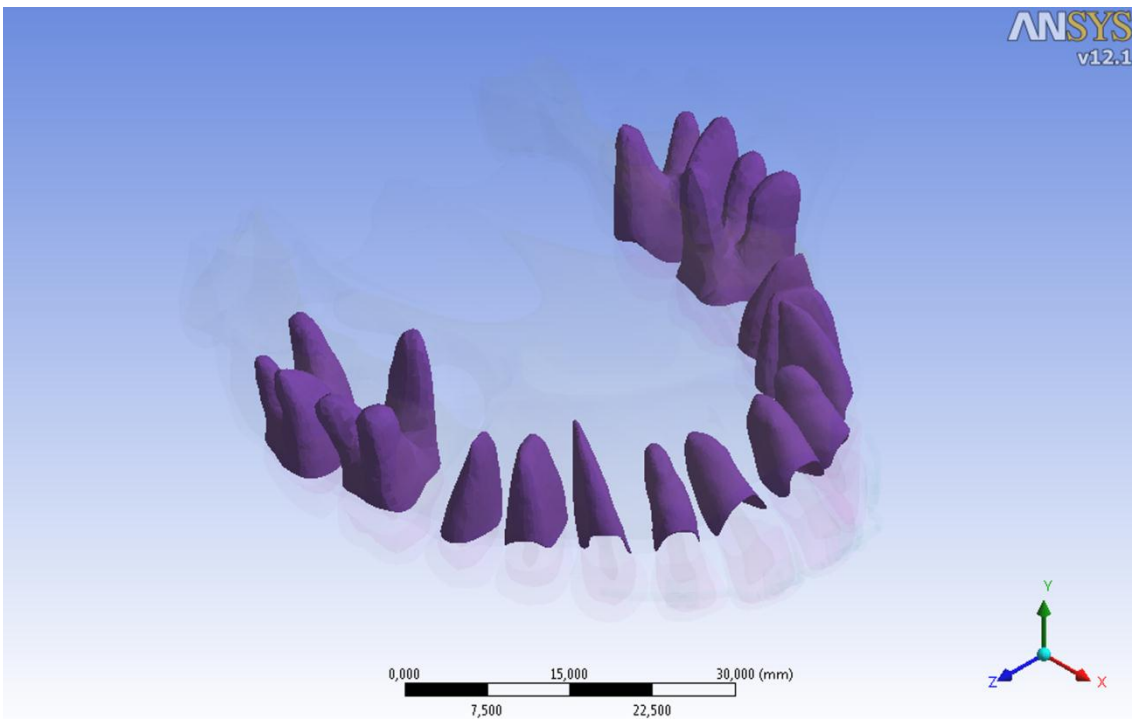
Modelagem do esmalte dental.



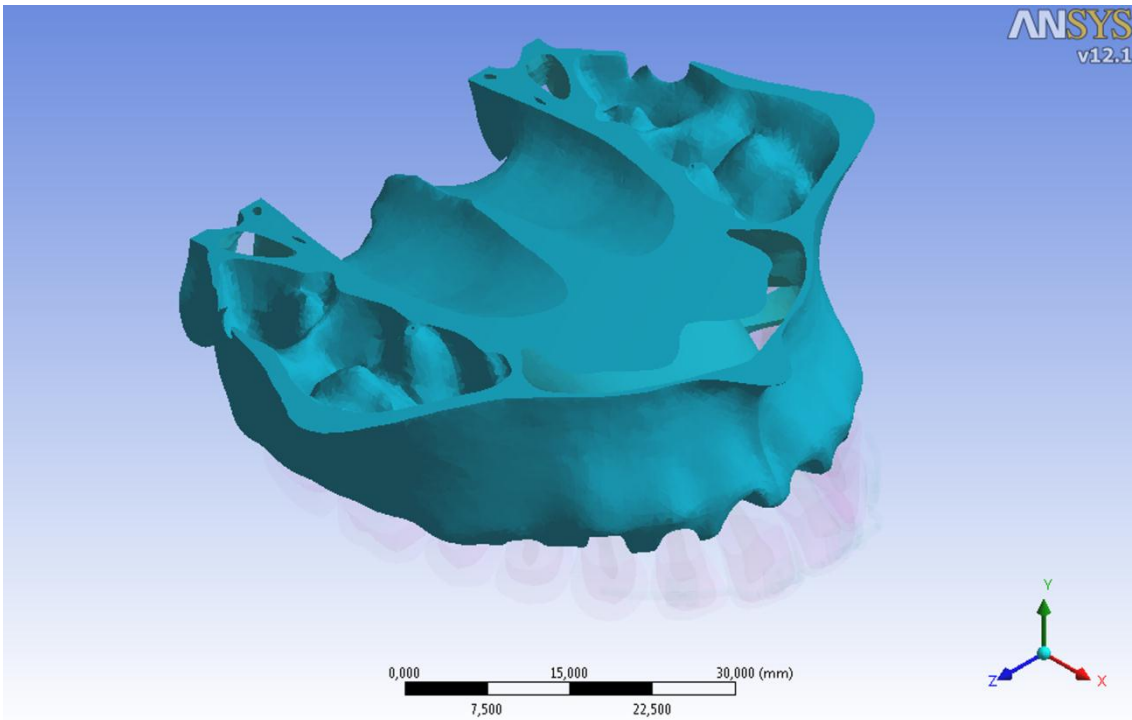
Modelagem da dentina



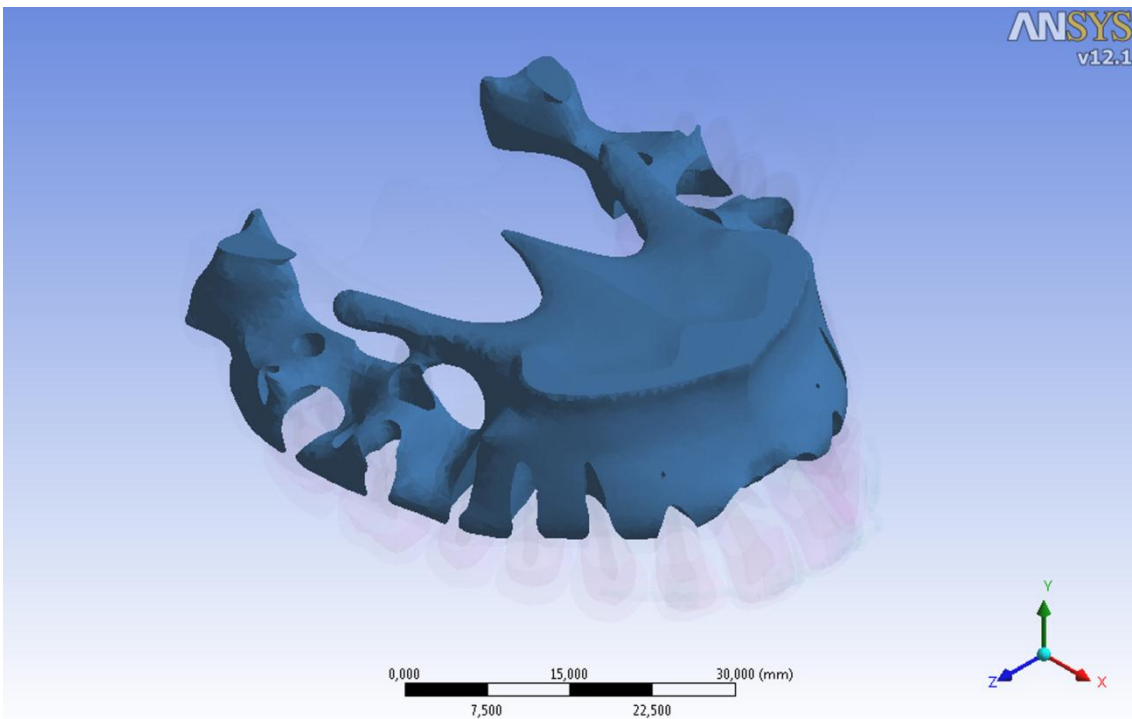
Modelagem da polpa



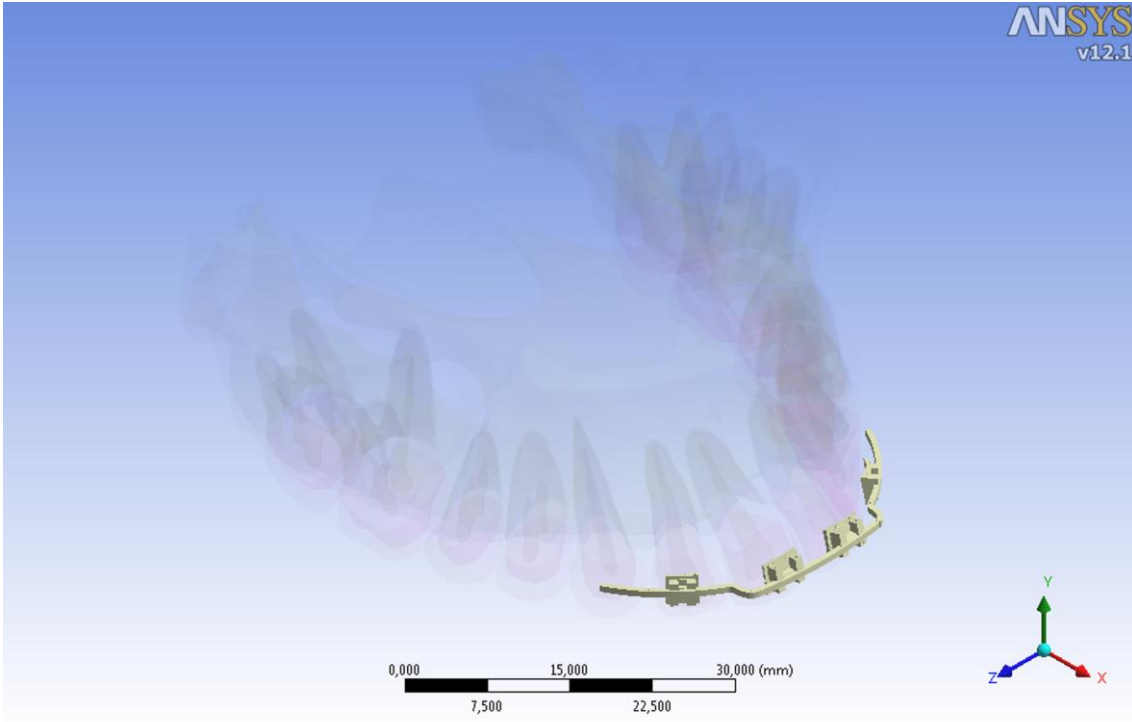
Modelagem do ligamento periodontal



Modelagem do osso cortical



Modelagem do osso trabecular



Modelagem dos *brackets* e arco ortodôntico

ANEXO 5 - NORMAS DA REVISTA AMERICAN JOURNAL OF ORTHODONTICS & DENTOFACIAL ORTHOPEDICS

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. Vincent G. Kokich, DDS, MSD, 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: vgkokich@u.washington.edu

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. Organize your submission as follows.

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. You should 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. Conflict of interest statement. Report any commercial association that might pose a conflict of interest, such as ownership, stock holdings, equity interests and consultant activities, or patent-licensing situations. 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. This information can be downloaded from www.prisma-statement.org.

11. Randomized Clinical Trials must be accompanied by the current CONSORT statement, checklist, and flow diagram. This information can be downloaded from www.consort-statement.org.

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 Ask Us questions and answers appear in the Readers' Forum section and are encouraged to stimulate healthy discourse concerning the profession. Letters to the Editor must be less than 500 words including references. Send letters or questions directly to the editor, via e-mail: vgkokich@u.washington.edu. Submit a signed copyright release with the letter.

Brief, substantiated commentary on subjects of interest to the orthodontic profession is published occasionally as a Guest Editorial or Special Article. Send Guest Editorials or Special Articles directly to the editor, via e-mail: vgkokich@u.washington.edu. Submit a signed copyright release with the submission.

Books and monographs (domestic and foreign) will be reviewed, depending upon their interest and value to subscribers. Send books to the Editor in Chief, Dr. Vincent G. Kokich, 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)

____ Conflict of interest statement

____ Permissions to reproduce previously published material

Updated February 2011

Acessado em 08/021/11.