



Universidade Estadual Paulista "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Campus de Araçatuba - UNESP - Faculdade de Odontologia

Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Área de Concentração: Ortodontia

Yésselin Margot Miranda Zamalloa

***"DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NOS INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES
PARA DIFERENTES INTENSIDADES DE TORQUE"***

Araçatuba – SP

2015

Yésselin Margot MirandaZamalloa

*“DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NOS INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES PARA
DIFERENTES INTENSIDADES DE TORQUE”*

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista – UNESP, para a obtenção do Grau de “Doutor em Odontologia” – Área de Ortodontia.

Orientador: Prof. Adj. Dr. Osmar Aparecido Cuoghi

Coorientador: Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

Doutoranda: Yésselin M. Miranda Zamalloa

Araçatuba – SP

2015

Catálogo na Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação - FOA / UNESP

Miranda Zamalloa, Yésselin Margot

Z23d Distribuição das tensões nos incisivos centrais superiores para
diferentes intensidades de torque/ Yésselin Margot Miranda Zamalloa.
– Araçatuba, 2015.

51 f. : il. + 1 CD-ROM.

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

Orientador: Prof. Osmar Aparecido Cuoghi

Coorientador: Prof. Fellippo Ramos Verri

1. Torque. 2. Movimentação dentária. 3. Análise de Elemento Finito I. T.

Black D4

CDD 617.643

Dedicatória

A Deus,

Obrigada pai pela maravilhosa vida e por fazer dela repleta de paz, saúde, amor e felicidade.

Obrigada por me proteger e abençoar meu dia a dia, longe da minha família e por sempre fazer-me sentir que está presente em todos os meus momentos.

Obrigada por ter sempre colocado em meu caminho pessoas maravilhosas que me deram seu apoio e carinho e fizeram-me sentir que era parte das suas vidas.

Agradeço a Vós, por cuidar da minha família todo este tempo ausente e por fazer transparecer seu amor nos momentos mais difíceis.

Dedicatória

Aos meus pais, Tomás e Mercedes,

Meus pais, meus tesouros, meus mestres e meus exemplos de vida.

Vocês sempre incentivaram o crescimento espiritual e profissional.

Inspiraram-me realizar grandes retos e desafios, sempre me alentaram com seu apoio e confiança.

Eu devo tudo que sou a vocês, sempre segurando minha mão e me guiando nesse caminhar da vida com muito carinho e amor.

Agradeço a vocês, como agradeço pela vida que me deram, e por serem os melhores pais do mundo. Eu dedico este título a vocês!

Obrigada meu pai e minha mãe. Sem vocês, nada disso seria possível. Eu amo muito vocês!

Obrigada por tanto amor e apoio incondicional!

Dedicatória

As minhas irmãs, Deysi e Lindman

Vocês são os melhores presentes que Deus me deu. Nosso caminhar por esta vida juntas cheio de amor, apoio e união, será eterna.

Minhas irmãs, minhas amigas, minhas parceiras e fontes de muitas alegrias, vocês são a expressão do carinho e doçura.

Obrigada pelo apoio, preocupação e carinho de vocês.

Amo vocês...

Dedicatória

Às minhas sobrinhas Alejandra e Thais

Meus dois anjos, benção de Deus, chegaram a nossa família enchendo as nossas vidas de alegria e amor.

Minha Alejandra, a ternura das suas palavras, as suas cobranças para que acompanhe você em suas atividades, me faz sentir muito feliz de saber que seu carinho, mesmo na distância, é grande.

Minha Thais, seu sorriso e sua alegria sempre me incentivam e iluminam. Sempre me escrevendo e ligando para conversar, para criar historinhas de fantasia.

Que Deus sempre as cuide e ilumine....

Dedicatória

A minha família

Obrigada as minhas tias Maria Luisa, Judith e Eliana pelo apoio incondicional, o carinho e amor em cada uma das suas palavras.

Obrigada as minhas primas, primos e tios por todo o apoio e palavras que me alentaram todos os meus dias.

Obrigada ao meu cunhado Felipe e a toda a família dele, pelo carinho e apoio.

Obrigada de tudo coração....

Agradecimento Especial ao meu Orientador

Professor Adj. Dr. Osmar Aparecido Cuoghi

Mestre é aquele que estende a mão, inicia o dialogo e encaminha para aventura da aprendizagem, despertando a sabedoria.

Mestre não é aquele que ensina fórmulas, regras, raciocínios, mas o que questiona e desperta para a realidade.

Não é aquele que dá de seu saber, mas aquele que faz germinar o saber. Mestre é você, meu professor amigo.

Imensamente grata pela confiança, pelos conselhos, pelo ensinamento e pelas oportunidades. Meus respeitos e minha eterna gratidão.

Agradecimento Especial

Aos Professores do Departamento de Ortodontia

Aos Professores Doutores MARCOS ROGÉRIO DE MENDONÇA, ANDRÉ DE MAGALHÃEZ BERTOZ, RENATO BIGLIAZZI E OSMAR APARECIDO CUOGHI, pelos ensinamentos sabiamente transmitidos, pelo incentivo para pesquisa, pelo apoio constante e amizade durante todo o curso. Vocês não somente são grandes mestres, vocês são grandes amigos.

Minha gratidão e admiração

Agradecimento aos meus amigos

Geraldo Kasbergen, Pedro Tondelli, Rodrigo Sella, Carlos Aiello,
Kelly Micheletti e Renato Bigliuzzi

A vocês amigos que me acompanharam nessa longa caminhada na pós- graduação, muito obrigada pelos momentos felizes, compartilhar experiências, risadas e afeto. Fizeram meu caminho no Brasil muito feliz e com as melhores lembranças vividas. Cada momento ficará no meu coração.

Amigos são anjos que chegam as nossas vidas para dar luz..

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista – UNESP “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa de seu Diretor, Professor Doutor Wilson Poi e de sua Coordenador do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Professor Doutor Maria José Hitomi Nagata, pela oportunidade de participar do Curso de Doutorado em Odontologia – Área Ortodontia e de realizar este trabalho.

Um agradecimento especial ao meu Co-orientador Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri, pela ajuda e ensinamento para o desenvolvimento da tese, Muito obrigada.

Aos professores das outras disciplinas da Faculdade pela ajuda, incentivo e as orientações nas diferentes pesquisas, muito obrigado.

Aos amigos do Curso de Pós-graduação, Ana Carolina, Evérton e Laercio, vocês foram não somente amigos da Pós-graduação, vocês são amigos que sempre estarão no meu coração pelo resto da minha vida, são muito especiais.

Aos colegas que entraram no curso o ano passado, Luciana, Camila, Priscilla, Francielle e Lorraine, muito obrigada pelo carinho. Desejo pra vocês muito sucesso na sua vida profissional.

Aos funcionários do Departamento de Ortodontia, Ilídio, Bertolina e Luis; vocês fizeram meus dias muito gratos, sempre com conversas alegres. São minha família de coração.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação, Valéria, Lilian e Cristiane, obrigada, sempre me ajudaram com muito carinho, pela presteza, atenção e disponibilidade.

As funcionárias da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Cláudia, Isabel, Izamar, Helena, Jéssica, Luzia, Maria Cláudia, Ivone e a Ana Cláudia pelas orientações.

Especial agradecimento ao pessoal do Centro de Assistência Odontológica à Pessoa com Deficiência – CAOIE pelo carinho e amizade, vocês

são de coração grande e muito especial. Deus sempre ilumine vocês para continuar com o nobre serviço.

Miranda-Zamalloa, YM. Distribuição das tensões nos incisivos centrais superiores para diferentes intensidades de torque [tese]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista – UNESP; 2015.

Resumo Geral

Objetivou-se avaliar a distribuição das tensões no incisivo central superior, ligamento periodontal e osso alveolar sob diferentes intensidades de torque por meio do método dos elementos finitos 3D não linear. Foram simulados torques na região dos incisivos centrais superiores com braquetes com slot .022 x .028” e fio de aço .019 x .025” até obter distâncias dos tubos dos primeiros molares permanentes de +10, + 15, +20 e 25mm para cervical (torque vestibular de coroa) e -10, -15, -20 e -25 mm para oclusal (torque lingual de coroa). As simulações foram processadas nos softwares FEMAP e Nei Nastran. Os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão máxima principal (TMP), deslocamento dentário e deformação óssea. Análise de deslocamento nos modelos de 25mm mostraram maior deslocamento da coroa (2,5mm) e em menor intensidade no ápice (1,18mm). A TMP do Ligamento Periodontal mostrou áreas de tração mais intensas para os modelos de 25mm nas regiões cervical e apical, assim como, grandes áreas de compressão na região vestibular, enquanto, a TMP com torque lingual mostraram tensões de tração ao longo de toda a superfície da região palatina e compressão na superfície vestibular. As maiores intensidades de deformação óssea se apresentaram nos modelos com 25mm na região da crista alveolar e no ápice por vestibular. Pode-se concluir que quanto mais intenso o torque vestibular ou lingual de coroa gerado nos modelos tridimensionais, maior deslocamento das coroas criando no Ligamento periodontal áreas intensas de compressão e tração. Torção do fio retangular de até 10mm de distância para cervical ou lingual do tubo do primeiro molar, observou-se distribuição mais equilibrada das tensões no ligamento periodontal e no osso alveolar. No osso alveolar, as áreas que apresentaram maior concentração da força foram na crista alveolar e no ápice. Este estudo sugere que diferentes situações clínicas ortodônticas, requerem diferentes intensidades de torque.

Palavras Chave

Torque, Movimentação Dentária, Análise de Elemento Finito.

Miranda-Zamalloa, YM. Stress distribution in central incisors for different torque intensities. [these]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista – UNESP; 2015.

Abstract

The objective was to evaluate the stress distribution in maxillary central incisor, periodontal ligament and alveolar bone under different intensities of torque by the method of nonlinear 3D finite element. Torques were simulated in the region of maxillary central incisors, brackets with slot .022 x .028" and .019 x .025" wire until distances of +10, + 15, +20 e 25, -10, -15, -20 and -25 mm for cervical (buccal torque) and occlusal (lingual torque) of the first permanent molar tubes. The simulations were processed in FEMAP and Nei Nastran software. The results were visualized by means of maximum principal tension maps (MPT), dislocation and bone deformation. Displacement analysis of cervical torque 25mm showed greater tendency to shift in the crown (2.5 mm) and lesser in the apical (1,18mm). MPT Periodontal Ligament showed more tension areas of 25mm model in the cervical and apical regions, as well as large areas of compression on the buccal region. MPT with lingual torque showed tension areas throughout palatal region and compression areas distributed at buccal surface. The higher intensities of bone deformation showed on models with 25mm in the alveolar crest region and buccal apical area. Concluded that more intense buccal or lingual torque showed greater crown displacement, producing in the periodontal ligament intense pression and tension areas. The twist of the rectangular wire to 10 mm away cervical or lingual the first molar tube, we observed more balanced stress distribution in the periodontal ligament and alveolar bone. The alveolar bone, the areas that showed the highest levels of force at the alveolar crest and root apex. This study suggests that different orthodontic clinical situations require different intensities of torque.

Keywords

Torque, Tooth movement, Finite Element Analysis.

Lista de Figuras

Número	Legenda	Página
Figura 1	Modelo completo com todas as estruturas montadas	24
Figura 2	Modelagem 3D finalizadas. (A) Osso Cortical; (B) Osso Trabecular; (C) Ligamento Periodontal; (D) Dente; (E) Polpa; (F) Fio retangular de aço .019 x .025"; (G) Braquete e (I) Resina Ortodôntica.	24
Figura 3	Montagem das malhas. (A) Osso Cortical; (B) Osso Trabecular; (C) Ligamento Periodontal; (D) Dente; (E) Polpa; (F) Fio retangular de aço .019 x .025"; (G) Braquete e (I) Resina Ortodôntica.	25
Figura 4	Forma final das malhas	27
Figura 5	Modelo geral ilustrando condições de carregamento e contorno.	27
Figura 6	Ângulo formado entre o fio passivo e o slot do braquete.	28
Figura 7	Triângulo formado pela distância do fio desde o braquete até o tubo do molar (d), altura passiva do fio (hp), altura ativa do fio (ha), altura total (ht) e ângulo formado entre o fio e o slot (a).	29
Figura 8	Análise da tendência de deslocamento do incisivo central superior nas diferentes intensidades de torque.	31
Figura 9	Tensão máxima principal para o Ligamento Periodontal nas diferentes intensidades de torque. Valores máximos de tensão de compressão (ton azul) e tração (tons vermelhos).	33
Figura 10	Tensão máxima principal para o osso alveolar cortical e trabeculado nas diferentes intensidades de torque. Valores máximos de tensão de compressão (ton azul) e tração (tons vermelhos).	36
Figura 11	Mapa de deformação óssea – <i>Strain</i> com as diferentes intensidades de torque.	38

Lista de Quadros

Número	Legenda	Página
Quadro 1	Propriedades dos Materiais envolvidos no estudo.	26
Quadro 2	Situações simuladas no estudo.	29
Quadro 3	Conversão das medidas para Microstrain do Mapa de Deformação óssea.	42

Lista de Abreviaturas

mm	Milímetro
hp	Altura passiva
ha	Altura ativa
ht	Altura total
MPa	MegaPascal
MEF	Método de Elementos Finitos
CRes	Centro de Resistência
CRot	Centro de Rotação
LP	Ligamento Periodontal
$\mu\epsilon$	Microstrain

Sumário

		Página
1	INTRODUÇÃO	22
2	MATERIAL E MÉTODO	
	2.1 Descrição dos modelos	23
	2.2 Modelagem dos modelos	24
	2.3 Montagem dos sólidos	25
	2.4 Mensuração e aplicação das cargas e restrições	27
	2.5 Metodologia desenvolvida para simulação do torque	28
3	RESULTADOS	
	3.1 Análise deslocamento dentário	30
	3.2 Tensão Máxima principal	
	3.2.1 Tensão Máxima principal para o ligamento Periodontal	32
	3.2.2 Tensão Máxima principal para o Osso alveolar	34
	3.3 Deformação óssea - Strain	37
4	DISCUSSÃO	39
5	CONCLUSÕES	43
	REFERÊNCIAS	44
	ANEXOS	48

Manuscrito

De acordo com as normas do ***American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*** (Anexo A).

TÍTULO:

Distribuição das tensões nos incisivos centrais superiores para diferentes intensidades de torque

AUTORES:

Yésselin Margot Miranda-Zamalloa – Doutoranda em Ortodontia pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

Osmar Aparecido Cuoghi – Professor Adjunto do Departamento de Odontologia Infantil e Social, Disciplina de Ortodontia Preventiva, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Osmar Aparecido Cuoghi

Departamento de Odontologia Infantil e Social - Disciplina de Ortodontia Preventiva

Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP

Rua José Bonifácio, 1193

Caixa Postal 341

CEP – 16015-050

Araçatuba – São Paulo

e-mail: osmar@foa.unesp.br

Telefone: 018-36363236

Resumo

Objetivou-se avaliar a distribuição das tensões no incisivo central superior, ligamento periodontal e osso alveolar sob diferentes intensidades de torque por meio do método dos elementos finitos 3D não linear. Foram simulados torques na região dos incisivos centrais superiores com braquetes com slot .022 x .028" e fio de aço .019 x .025" até obter distâncias dos tubos dos primeiros molares permanentes de +10, + 15, +20 e 25mm para cervical (torque vestibular de coroa) e -10, -15, -20 e -25 mm para oclusal (torque lingual de coroa). As simulações foram processadas nos softwares FEMAP e Nei Nastran. Os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão máxima principal (TMP), deslocamento dentário e deformação óssea. Análise de deslocamento nos modelos de 25mm mostraram maior deslocamento da coroa (2,5mm) e em menor intensidade no ápice (1,18mm). A TMP do Ligamento Periodontal mostrou áreas de tração mais intensas para os modelos de 25mm nas regiões cervical e apical, assim como, grandes áreas de compressão na região vestibular, enquanto, a TMP com torque lingual mostraram tensões de tração ao longo de toda a superfície da região palatina e compressão na superfície vestibular. As maiores intensidades de deformação óssea se apresentaram nos modelos com 25mm na região da crista alveolar e no ápice por vestibular. Pode-se concluir que quanto mais intenso o torque vestibular ou lingual de coroa gerado nos modelos tridimensionais, maior deslocamento das coroas criando no Ligamento periodontal áreas intensas de compressão e tração. Torção do fio retangular de até 10mm de distância para cervical ou lingual do tubo do primeiro molar, observou-se distribuição mais equilibrada das tensões no ligamento periodontal e no osso alveolar. No osso alveolar, as áreas que apresentaram maior concentração da força foram na crista alveolar e no ápice. Este estudo sugere que diferentes situações clínicas ortodônticas, requerem diferentes intensidades de torque.

1. Introdução

O desenvolvimento do aparelho *Straight-wire* por Lawrence Andrews constituído de acessórios individualizados e pré-ajustados facilitando a obtenção das posições mesiodistal e vestibulolingual. Nos incisivos centrais superiores, Andrews (1974) observou que a coroa, nas oclusões normais, apresentavam inclinação vestibulolingual de aproximadamente de $+7^\circ$ para atingir a 3ª chave da oclusão normal¹. Apesar dos acessórios pré-ajustados serem programados para conseguir o ideal, em algumas situações clínicas, há necessidade de ajustes na inclinação vestibulo lingual da coroa por meio de torções nos fios.

As palavras Torque e Torção parecem ser similares; entretanto, Torque é resposta da movimentação dentária no sentido vestibulolingual decorrente da torção ou dobra da terceira ordem, empregada no fio retangular após a adaptação na canaleta dos acessórios ortodônticos²⁻⁵. Quando o fio retangular não exerce força de inclinação dentária e mantém o dente na mesma posição ao inserir na canaleta denomina-se torque passivo. Por outro lado, o torque ativo é definido como a ação ou força produzida capaz de inclinar o dente para vestibular ou lingual⁵.

A força de torque que produz inclinação da coroa para lingual e a raiz para vestibular é chamado de torque lingual, por outro lado se a força cria uma inclinação da coroa para vestibular e a raiz para palatino é denominado de torque vestibular⁵. Fatores como o tipo de material do braquete⁶⁻¹⁰, o fio¹¹⁻¹³, morfologia do dente¹⁴⁻¹⁷, posição inadequada do braquete^{15,18,19} e a folga entre a canaleta e o fio^{11-13,19-21} podem influenciar no resultado do torque.

Segundo Creekmore²², fios retangulares de .019" x .025" inseridos sem torções adicionais nos braquetes com canaleta de .022" x .028" programados para torque de até 7° , não apresentaram efeitos de inclinação dentária devido ao grau de liberdade de 10° existente entre as dimensões da canaleta do fio retangular

A inclinação vestibulolingual de $+7^\circ$ considerada normal para os incisivos centrais superiores, deverá se expressar somente com braquetes que apresentam prescrição de $+17^\circ$ de torque,²² ou seja, a movimentação dentária vestibulolingual somente ocorrerá quando o torque prescrito no acessório for maior que o ângulo do grau de liberdade existente entre as dimensões do fio retangular e da canaleta do mesmo. Desta forma, em acessórios com prescrição menores ou iguais a 10° , a inclinação da coroa de $+7^\circ$ provavelmente será atingida com o emprego de torções do fio retangular.

O estresse nos tecidos de suporte, ligamento periodontal e o osso alveolar, estão sujeitos à intensidade de força durante a mecânica ortodôntica. A distribuição da magnitude da força tem como resultado, o movimento do

dente; no entanto, se a força não for suficiente, o dente não sofrerá movimentação. A direção da força produz áreas de tensão de compressão e de tração. Inicialmente a força aplicada será distribuída dentro do ligamento periodontal, transdução o estímulo físico em respostas químicas e sinais elétricos, ativando as células, permitindo a movimentação do dente²³.

O método de elementos finitos (MEF) é um método matemático útil para indicar aspectos mecânicos dos biomateriais e tecidos humanos que dificilmente poderiam ser testados *in vivo*. Por meio de sua análise pode-se determinar as tensões resultantes de forças externas, mudanças térmicas e outros fatores²⁴. A avaliação por meio do MEF foi aumentando desde seu primeiro uso na Odontologia, e tornou-se uma ferramenta importante para simular situações clínicas principalmente na Implantodontia, Dentística, Cirurgia, Prótese dentária e Ortodontia. A tecnologia de elementos finitos, amplamente utilizada em odontologia possibilita análise matemática do comportamento de um sistema físico determinado, ou seja, um protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso.

Diante o exposto, faz-se necessário avaliar, não só o comportamento biomecânico do torque nos diferentes tipos de variações de torções inseridas no fio, bem como os efeitos que produz esta força sobre os dentes e periodonto, por meio de uma tecnologia adequada e o mais próximo da situação clínica de rotina ortodôntica.

A hipótese nula foi “quanto maior a distância entre o fio retangular do tubo do primeiro molar superior, maior a intensidade das tensões geradas nos incisivos centrais superiores e no periodonto”.

A proposta deste estudo foi analisar deslocamento dentário, a distribuição das tensões no dente, no ligamento periodontal e no osso dos incisivos centrais superiores com diferentes intensidades de torque pelo método dos elementos finitos 3-D.

2. Material e Métodos

2.1 Material

2.1. Descrição dos modelos

Para este estudo foi elaborado um único modelo de elementos finitos representando uma secção óssea da região da pré-maxila (osso cortical + osso trabecular), contendo dois incisivos centrais envolvidos pelos respectivos ligamentos periodontal, ambos com braquetes colados com slot .022 x .028” e um fio retangular de aço inoxidável .019 x .025”.

2.2. Modelagem dos modelos

Os modelos foram elaborados com o auxílio dos softwares Invesalious 3.0.0 (CTI, São Paulo, Brasil) e Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA), em Workstation de alta performance. Assim, após reconstrução da área óssea da região anterior superior no Invesalious, o bloco ósseo obtido foi exportado ao programa Rhinoceros para modelagem. Neste, os dentes foram modelados a partir de cortes fotografados de um incisivo central superior extraído (dente 11). O Ligamento periodontal foi simulado envolvendo o dente e o conjunto dente + ligamento. Este conjunto foi inserido no bloco ósseo obtido anteriormente. Braquetes foram fotografados e medidos com paquímetro para modelagem também realizada no Rhinoceros. Da mesma forma, foi realizada a modelagem do fio retangular de aço inoxidável .019 x .025". Após a obtenção da metade do modelo, a outra metade foi feita por espelhamento de todo o conjunto. A montagem completa do modelo (Figura 1) foi simulado com todas as estruturas anatômicas com as simplificações para facilitar o processamento matemático dos mesmos no programa de elementos finitos.

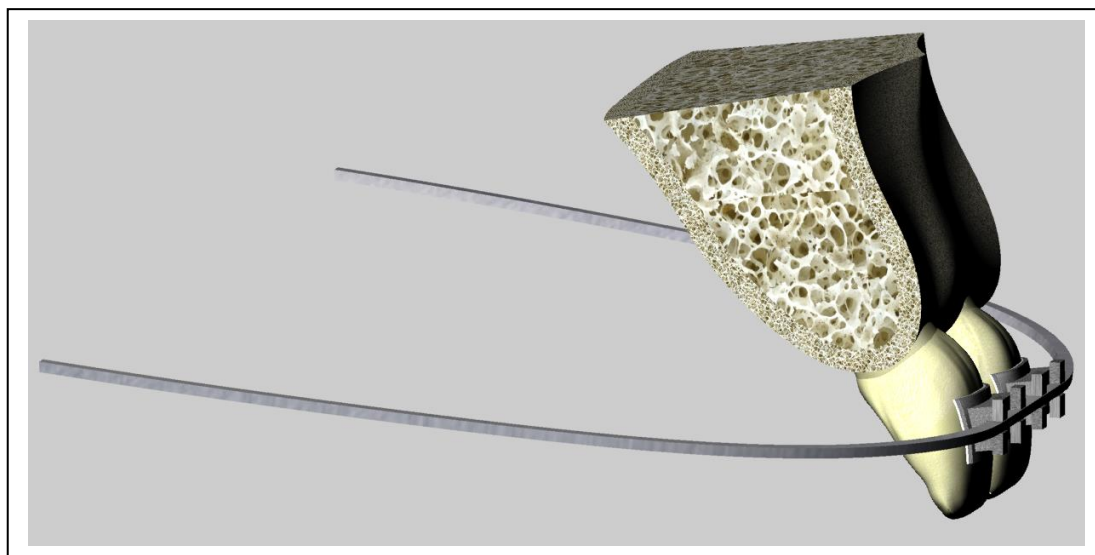


Figura 1. Modelo completo com todas as estruturas montadas.

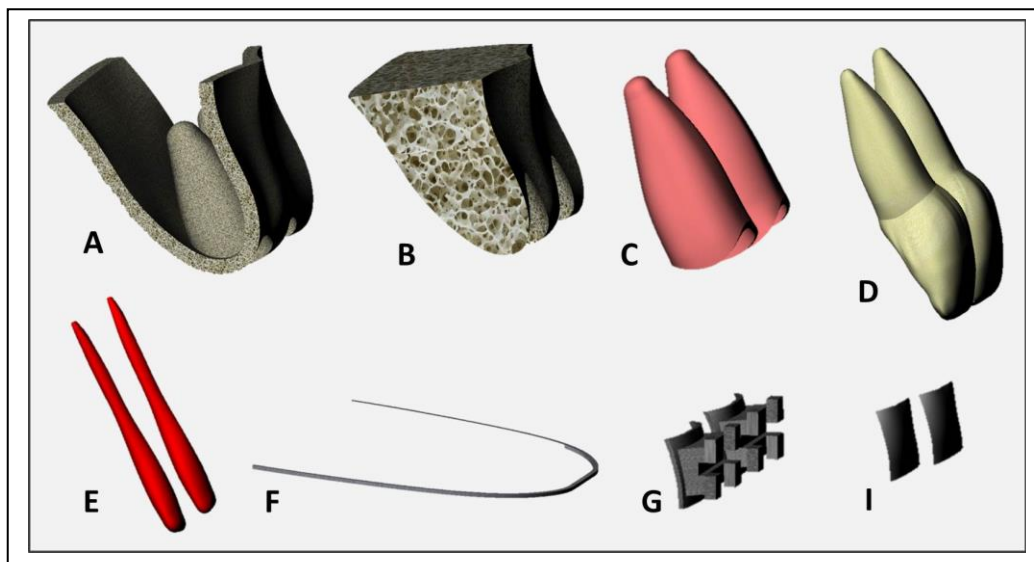


Figura 2. Modelagem 3D finalizadas. (A) Osso Cortical; (B) Osso Trabecular; (C) Ligamento Periodontal; (D) Dente; (E) Polpa; (F) Fio retangular de aço .019 x .025"; (G) Braquete e (I) Resina Ortodôntica.

A inserção do dente foi realizada respeitando a inclinação inicial de +7° de acordo com Andrews¹. A figura a seguir ilustra todas as estruturas da montagem separadas (Figura 2A-I).

2.3. Montagem dos sólidos

Após finalização da modelagem, as geometrias foram exportadas para o programa de elementos finitos FEMAP® 11.0 (Siemens PLM Software, Plano, Texas, EUA) para pré-processamento, onde foram geradas as malhas de elementos finitos, com o elemento sólido tetraédrico parabólico para cada elemento do modelo (Figura 3).

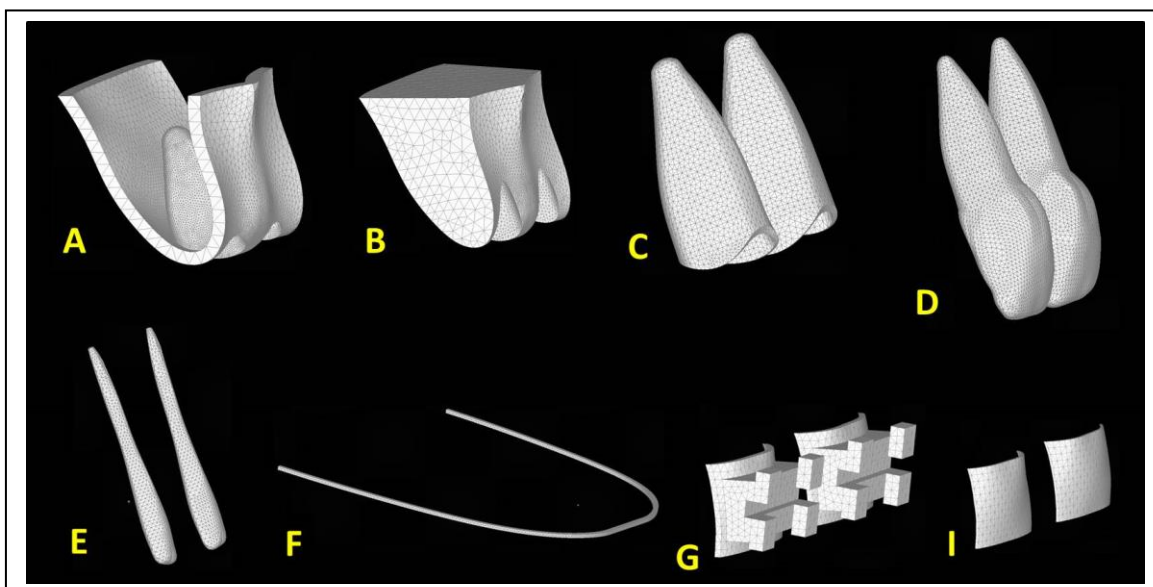


Figura 3. Montagem das malhas. (A) Osso Cortical; (B) Osso Trabecular; (C) Ligamento Periodontal; (D) Dente; (E) Polpa; (F) Fio retangular de aço .019 x .025"; (G) Braquete e (I) Resina Ortodôntica.

Para cada material simulado foram incorporadas as propriedades mecânicas de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (Quadro 1). A análise foi realizada em modalidade linear estática, onde todos os materiais foram simulados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Quadro 1 :Propriedades dos Materiais envolvidos no estudo

Material	Módulo de Elasticidade (E) (MPa)	Coefficiente de Poisson (v)	Referências
Osso Trabeculado	1,370	0.3	Cibirka (1992) ²⁴
Osso Cortical	13,700	0.3	Rubo & Souza (2008 e 2010) ^{25,26}
Incisivo Central Superior Raiz (dentina)	24,400	0.43	Kinney et al., (2004) ²⁷
Fio de Aço inoxidável	193,0	0.3	Chen et al., (2008) ²⁸
Ligamento Periodontal	50	0.49	Fill et al., (2011) ²⁹
Braquete	210,0	0.30	Field et al (2009) ³⁰
Resina adesiva	8,823	0.25	Lin et al., (2011) ³¹

Uma vista final da montagem completa já com as malhas realizadas, podem ser observadas na figura 4 a seguir.

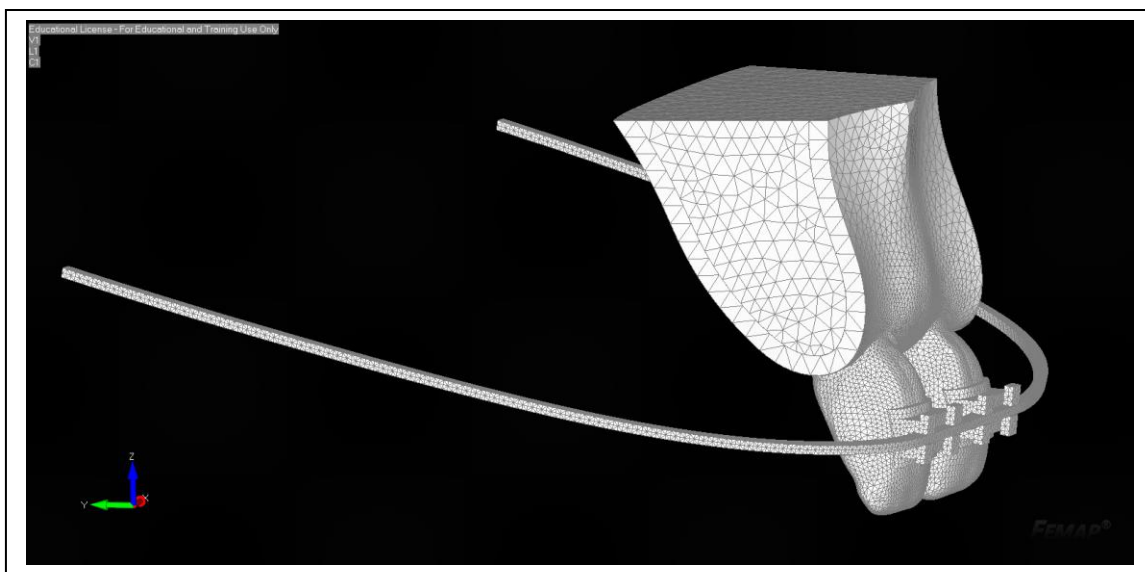


Figura 4. Forma final das malhas.

2.4. Mensuração e Aplicação das cargas e restrições

Após gerada as malhas, foram aplicadas as restrições nos 3 sentidos do espaço x,y e z, fixando na base mais superior dos modelos, no osso cortical e nos extremos do fio. Todas as interfaces de contato foram simuladas como contato colado, à exceção da área de contato do fio com o braquete que transmitiu as forças pelo torque simulado, de acordo com as especificações do Quadro 2.

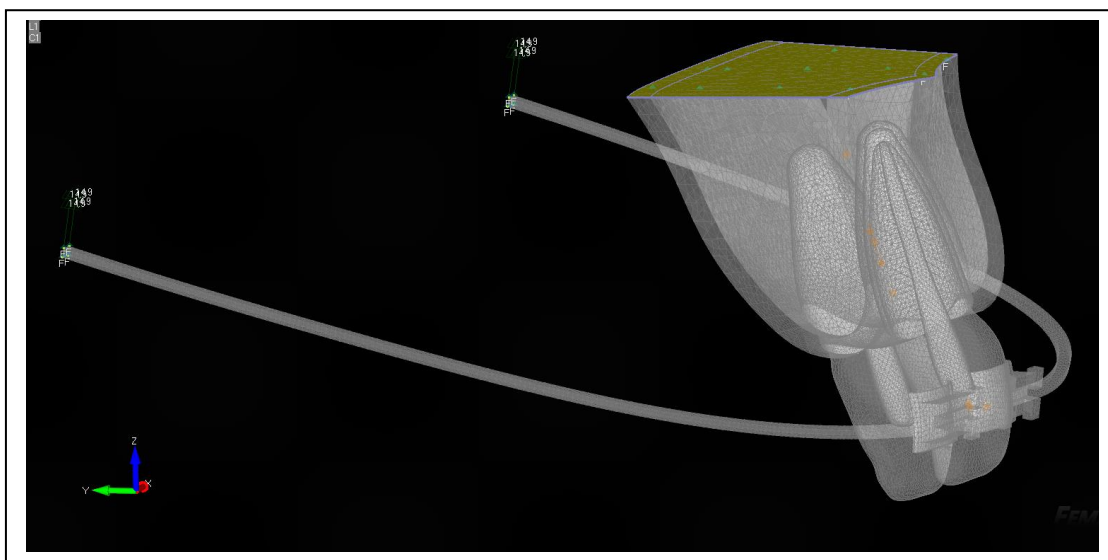


Figura 5. Modelo geral ilustrando condições de carregamento e contorno.

Em seguida as análises foram processadas pelo software Nei Nastran 10.2 (Noran Engineering, Inc., Califórnia, EUA) e reimportadas para o FEMAP 11.0 para obter os resultados das diferentes aplicações.

2.5. Metodologia desenvolvida para simulação do torque

Para a simulação do torque, uma vista aproximada da área de contato do braquete e do fio está ilustrada na figura 6 a seguir. O ângulo representado, ilustra o fio retangular .019 x .025" entrando de forma passiva no slot do braquete, formando um ângulo de 7,2413°.

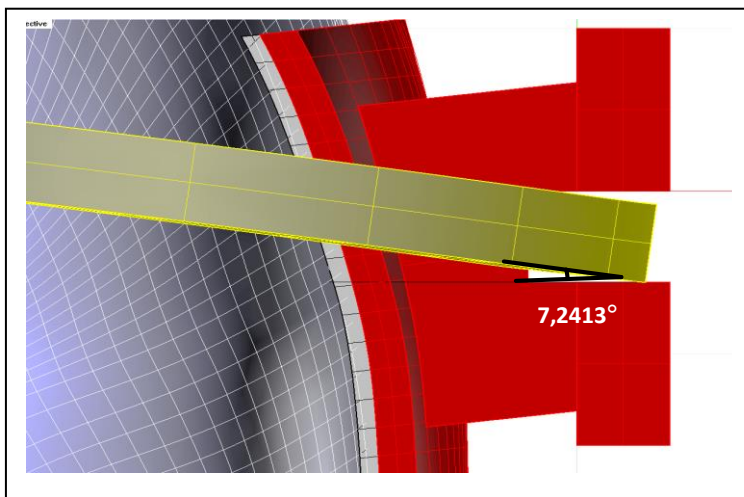


Figura 6. Ângulo formado entre o fio passivo e o slot do braquete.

Para cálculo da medida clínica em relação a este ângulo, foi considerada a distância desde o braquete do incisivo superior até a entrada do tubo do primeiro molar superior em um arco teórico com extração dos primeiros pré-molares, medida em modelo clínico, que apresentou uma distancia aproximada de 40mm. Sabendo-se que, o ângulo formado entre o fio e o slot do braquete, e utilizando-se a lei do cosseno, foi calculado a altura passiva do fio (hp) que é a distancia desde o tubo para cima ou para baixo(Figura 7).

Desta forma, para encontrar a altura passiva foi necessário se utilizar da Lei do cosseno, $a^2 = b^2 + c^2 - 2.b.c.cosa$, onde:

$$(hp)^2 = d^2 + d^2 - 2.d.d.cosa$$

$$(hp)^2 = 40^2 + 40^2 - 2.40.40.cos7,2413$$

$$(hp)^2 = 1600 + 1600 - 3200.0,992$$

$$(hp)^2 = 3200 - 3174,4$$

$$(hp)^2 = 25,6$$

$$hp = 5,1mm \text{ (por aproximação)}$$

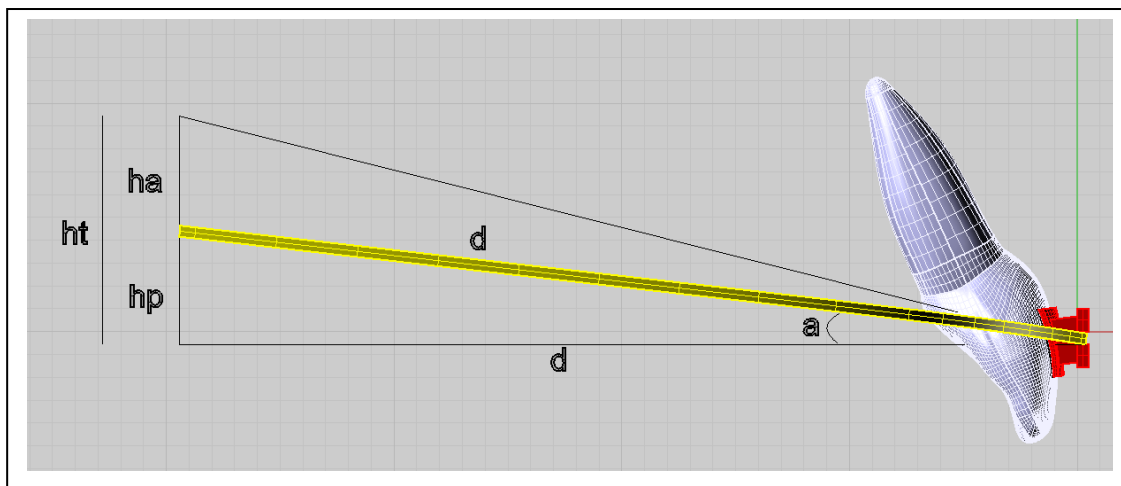


Figura 7. Triângulo formado pela distância do fio desde o braquete até o tubo do molar (d), altura passiva do fio (hp), altura ativa do fio (ha), altura total (ht) e ângulo formado entre o fio e o slot (a).

Assim, determinando a altura passiva do fio desde o tubo do molar até cervical de 5,1mm (hp), para conseguir as diferentes intensidades de torque vestibular e lingual, foram definidas medidas de 10, 15, 20 e 25mm, conforme descrito no Quadro 2.

Quadro 2 – Situações simuladas no estudo

Torque de coroa	Distância			
Vestibular	+10 mm	+15 mm	+20 mm	+25 mm
Lingual	-10 mm	-15 mm	-20 mm	-25 mm

Por meio do Método de Elementos Finitos 3D, foram analisadas as distribuições das tensões nos incisivos centrais superiores por meio da Análise do deslocamento dentário em escala de milímetros (mm); Mapa de Tensão Máxima Principal para o ligamento periodontal e osso alveolar, com valores em MegaPascal (MPa); e, finalmente para o osso alveolar, trabeculado e cortical foram analisados pela Análise de Deformação óssea – *Strain* para as diferentes distâncias simuladas.

3. Resultados

3.1. Análise de deslocamento dos incisivos centrais superiores

Por meio desta análise pode-se observar a tendência de deslocamento em milímetros (mm) do ICS nos diferentes modelos.

Torque vestibular de coroa:

O modelo com +10mm (Figura 8A), o deslocamento foi menor na coroa de aproximadamente 0,25mm e no ápice de 0,22mm.

Com +15mm de distância (Figura 8B) o deslocamento desde a borda incisal até a metade da coroa foi de 1,18mm até 0,563mm; no entanto no ápice foi de 0,25 à 0,2mm.

Com +20mm (Figura 8C), no terço incisal e médio da coroa o deslocamento foi de 2,5mm à 1,5mm, e no ápice mostrou de 1,18mm à 0,563.

O modelo com +25mm de distância, apresentou maior deslocamento da coroa de aproximadamente 2,5mm e na apical de 1,18 à 1,5mm (Figura 8D).

Torque lingual de coroa:

Nos modelos com torque lingual de coroa, o deslocamento apresentou-se similar ao grupo com torque vestibular, sendo que o maior deslocamento foi no modelo com -25mm e com menor deslocamento no modelo de -10mm (Figura 8E-H).

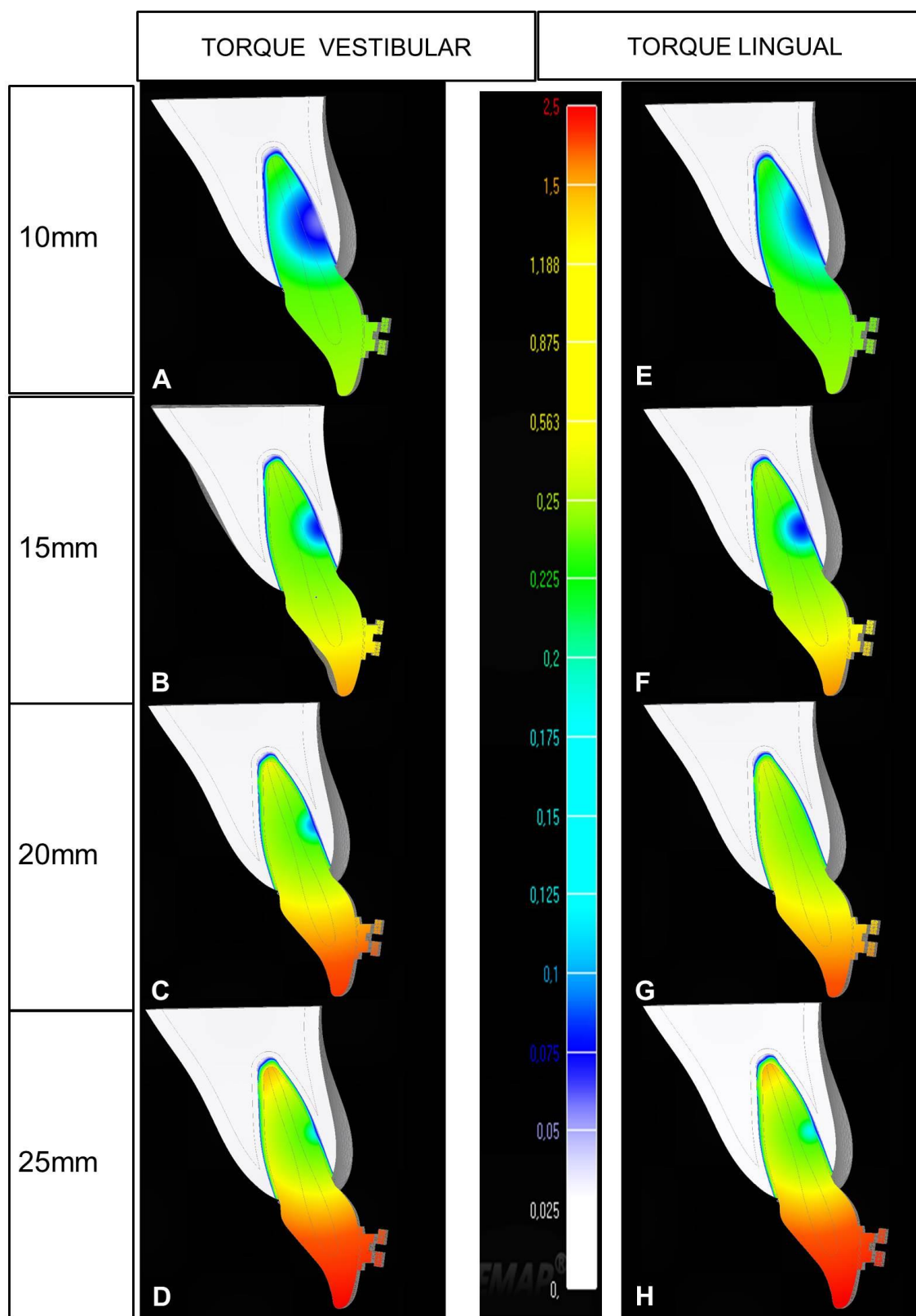


Figura 8. Análise do deslocamento (mm) do incisivo central superior com torque vestibular ou lingual de coroa.

3.2 Tensão máxima principal

Foram observados valores máximos de tensão de compressão (ton azul) e tração (tons vermelhos) para o ligamento periodontal e o osso. A tensão máxima principal é mensurada em MegaPascal (MPa).

3.2.1 Tensão máxima principal para o Ligamento Periodontal

No mapa de Tensão Máxima Principal com valores de 0,2 MPa como máxima tensão de tração e -0,05 MPa como máxima tensão de compressão (Figura 9).

Torque vestibular de coroa:

No modelo de +10mm, apresentou áreas extensas de tensão de compressão na face vestibular nos terços cervical e médio, bem como, na face palatina nos terços médio e apical (Figura 9A).

No modelo de +15mm, as áreas de tensão de compressão ocorreram nos terços médio e cervical vestibular e na região apical palatina; áreas de tensão de tração nas regiões cervical palatina e apical por vestibular (Figura 9B).

No modelo de +20mm, o comportamento é muito mais intenso e em áreas similares ao modelo com 15mm (Figura 9C).

No modelo de +25mm, as áreas de tensão de tração foram intensas na face vestibular no terço médio e apical, assim como, na face palatina no terço cervical. Áreas de compressão observaram-se na face vestibular no terço cervical, assim como, na face palatina no terço apical (Figura 9D).

Torque lingual de coroa:

O comportamento com -10mm apresentou áreas de tensão de compressão distribuídas na face vestibular nos terços médio e apical, assim como na face palatina, no terço cervical (Figura 9E).

O modelo de -15mm, as áreas de tensão de compressão mostraram-se na região cervical palatina e na apical vestibular; no entanto, as áreas de tensão de tração se distribuíram no terço apical palatina e na região cervical vestibular (Figura 9F).

O modelo de -20mm, as áreas de tensão de compressão foram intensas na região cervical por palatino e na região apical por vestibular; e, as áreas de tensão de tração se distribuíram de ao longo dos terços médio e apical palatina e também no terço cervical por vestibular (Figura 9G).

Com -25mm, a tensão de tração foi muito mais intensa e extensa na face vestibular no terço cervical e na face palatina no terço apical sendo mais profunda até quase a vestibular. As áreas de tensão de compressão foram muito mais intensas na face vestibular nos terços médio e apical; e na face palatina no terço cervical (Figura 9H).

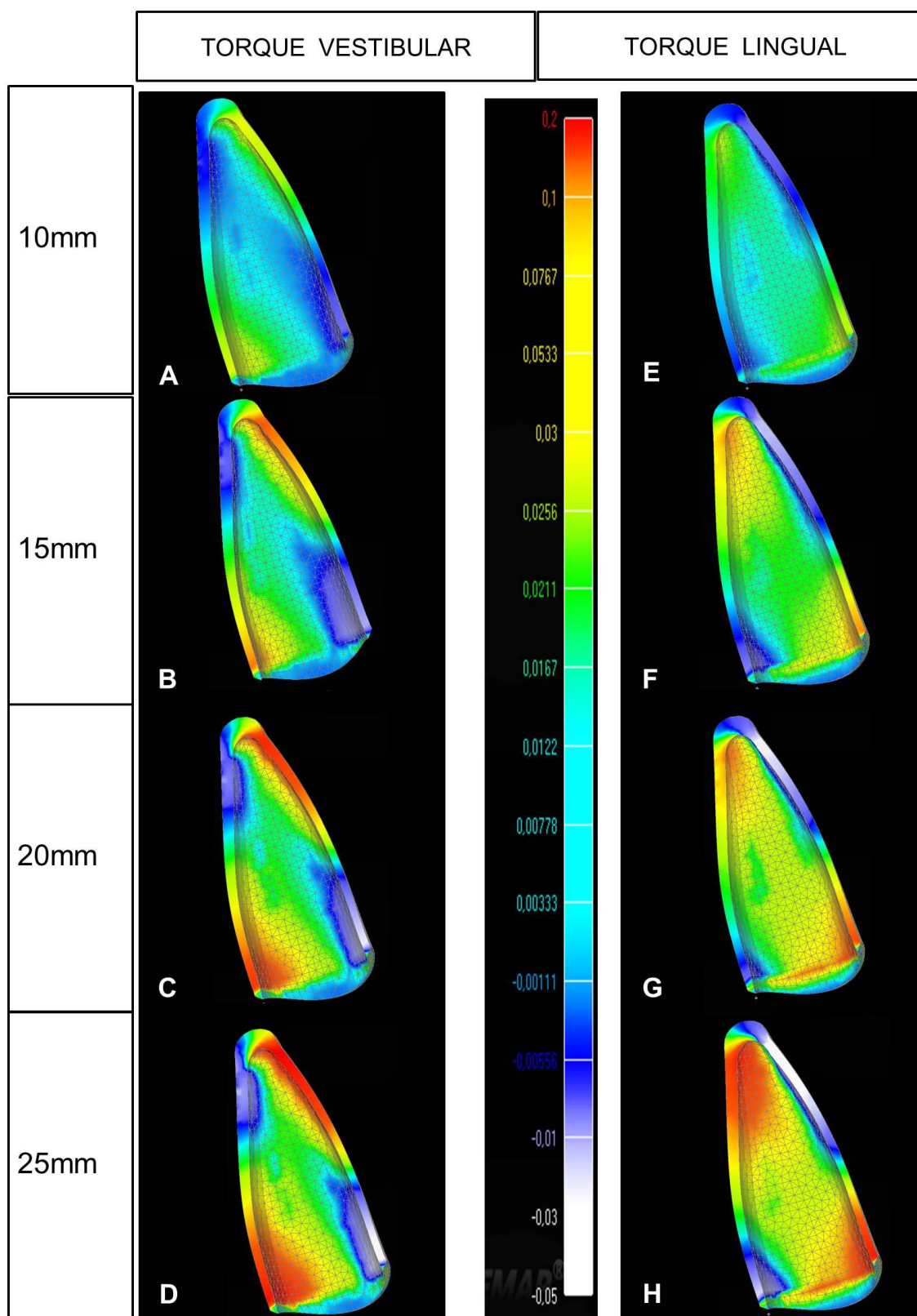


Figura 9. Tensão máxima principal em MPa para o Ligamento Periodontal nas diferentes intensidades de torque. Valores máximos de tensão de compressão (ton azul) e tração (tons vermelhos).

3.2.2 Tensão máxima principal para o Osso alveolar

No mapa de tensão máxima principal com valores de 2,5 MPa como máxima tensão de tração e -0,25 MPa como máxima tensão de compressão (Figura 10).

Torque vestibular de coroa:

Com +10mm, apresentou uma pequena área de tensão de tração na crista alveolar palatina. As áreas de tensão de compressão se apresentaram no terço médio vestibular e na região apical por palatino. No osso cortical não foi evidenciado áreas de tensão; no entanto o osso trabeculado apresentou-se áreas de tensão de compressão (Figura 10A).

Com +15mm, as áreas de tensão de tração estiveram presentes na crista alveolar por vestibular, assim como na região cervical palatina. As áreas de tensão de compressão foram mais intensas no terço médio por vestibular e em apical por palatino. O osso cortical por vestibular e palatino, apresentaram áreas de tensão (Figura 10B).

Com +20mm, as áreas de tensão de tração estiveram presentes na crista alveolar palatina, áreas de tensão de compressão estavam espalhadas ao longo da superfície vestibular do alvéolo e em pequenas áreas no terço apical por palatino. Na cortical óssea até a região média por vestibular, apresentou uma área de tensão. O osso trabeculado na região palatina e apical apresentaram tensões com tendência à compressão (Figura 10C).

Com +25mm, maiores áreas de tensão de tração na região da crista ao longo do alvéolo por palatino. As áreas de tensão de compressão mostraram-se ao longo de toda a superfície vestibular desde cervical até apical. O osso cortical e trabeculado apresentaram-se com áreas de tensão (Figura 10D).

Torque lingual de coroa:

Com -10mm, a maior área de tensão de compressão apresentou-se na região vestibular no terço médio e apical por vestibular. Pequenas áreas de tensão de tração ocorreram na crista cervical vestibular e palatina. A cortical óssea vestibular e dentro do alvéolo apresentaram áreas de tensão e o osso trabeculado mostrou-se com tensão especificamente no ápice na face vestibular (Figura 10E).

Com -15mm, observaram-se pequenas áreas de tensão de compressão na superfície vestibular no terço apical. Áreas de tensão de tração se apresentaram na crista vestibular e em menos intensidade na crista palatina. O osso cortical mostrou-se áreas de tensão com mínima intensidade de compressão ao igual o osso trabeculado na região vestibular média e apical (Figura 10F).

Com -20mm, apresentaram áreas de tensão de tração na crista alveolar cervical vestibular e palatina, assim como, no ápice por vestibular e ao longo do alvéolo na superfície palatina. Áreas de tensão de compressão estavam em poucas quantidade no terço apical e médio na face vestibular. O osso cortical e o trabeculado apresentaram áreas de tensão (Figura 10G).

Com -25mm, as áreas de tensão de tração foram ao longo de toda a superfície palatina, assim como, na crista vestibular e apical por vestibular. Pequenas áreas de tensão de compressão apresentaram-se distribuídas na superfície vestibular em apical e no alvéolo. O osso cortical e trabeculado também se apresentaram áreas de tensão (Figura 10H).

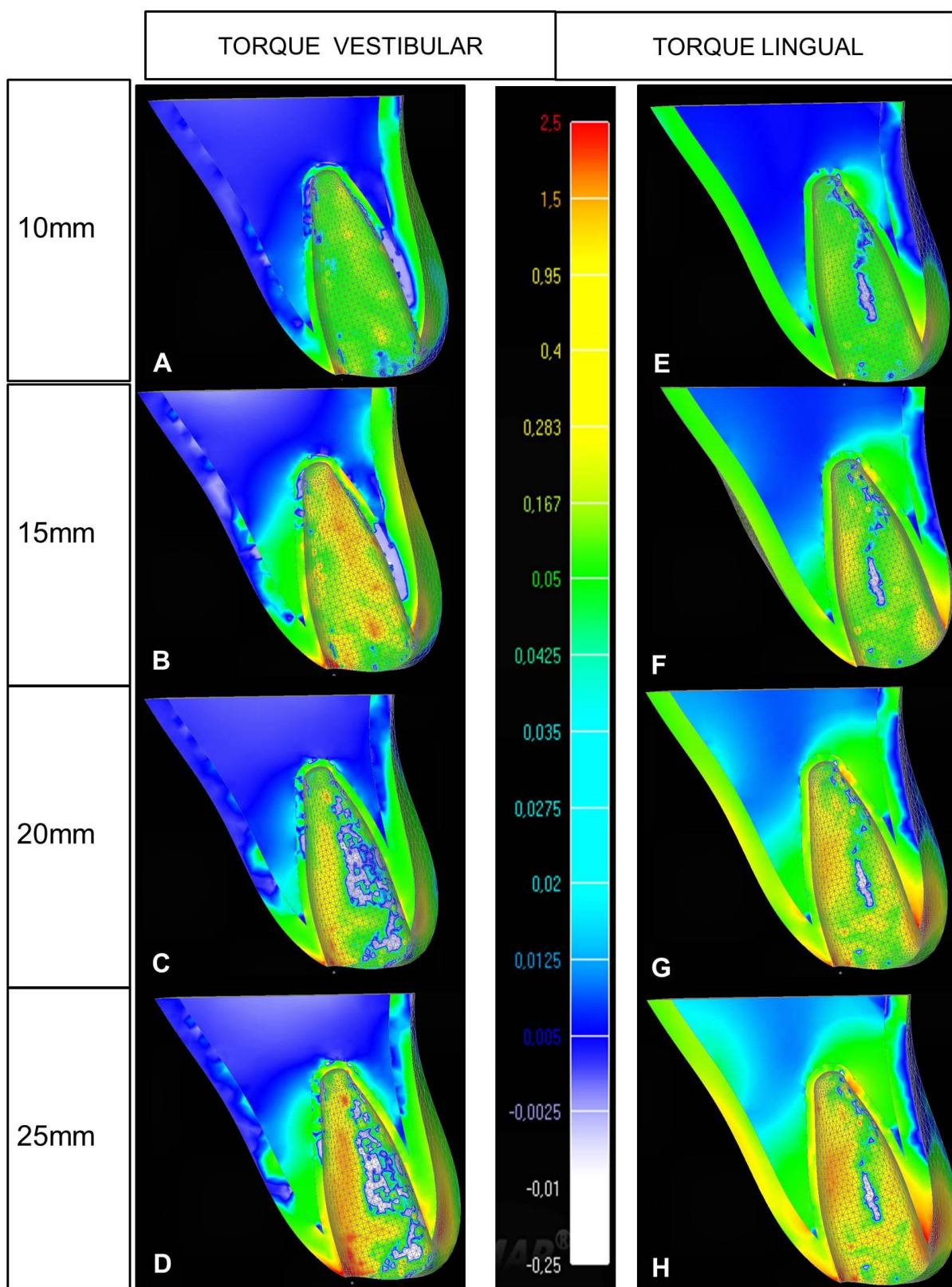


Figura 10. Tensão Máxima Principal em MPa para o osso alveolar, cortical e trabeculado nas diferentes intensidades de torque. Valores máximos de tensão de compressão (ton azul) e tração (tons vermelhos).

4.2.3 Deformação óssea - *Strain*

No mapa de deformação óssea apresenta valores de 0.0005 como máxima deformação e 0.00000455 e 0 como mínima deformação (Figura 11).

Torque vestibular de coroa:

Com +10mm a deformação foi quase nula e com pequenas áreas de baixa intensidade na crista cervical vestibular, palatina e no ápice na face vestibular de aproximadamente 0.0000455 (Figura 11A).

Com +15mm, aumentaram a extensão das áreas de deformação na crista vestibular e palatina, assim como na região apical vestibular (0.00005 – 0.0000364). Dentro do alvéolo apresentaram áreas de baixa deformação desde a região cervical até o terço médio. O terço apical e parte do terço médio vestibular apresentaram deformação de baixa intensidade (0.0000227 a 0.0000136), ao redor do ápice também apresentou-se baixo (0.0000364) (Figura 11B).

Com +20mm, as áreas de maior deformação foram circunscritas nas regiões da crista vestibular, palatina, no osso trabeculado apical vestibular, no resto do alvéolo se distribuiu quase de forma homogênea (0.00005-0.0000364). O osso trabeculado ao redor do alvéolo apresentou-se regular intensidade de deformação (0.0000136) (Figura 11C).

Com +25mm, a maior intensidade de deformação óssea foi na região da crista alveolar nas faces palatina e vestibular, bem como na região apical vestibular. Ao redor e dentro do alvéolo, a deformação foi de regular intensidade, (0.0001 – 0.0000273) (Figura 11D).

Torque lingual de coroa:

No modelo de -10mm, a deformação óssea se mostrou em mínima intensidade localizada em quase a toda a pré-maxila e alvéolo, áreas de pouca distorção na crista vestibular e palatina de 0.0000318 á 0.0000409, assim como na apical vestibular de 0.0000409 á 0.0000364 (Figura 11E).

No modelo de -15mm, maior extensão de áreas de pouca intensidade de distorção na crista palatina entre 0.0000455 à 0.00002 e na crista vestibular 0.0000455 à 0.00002. Com menor distorção óssea apresentou-se na região apical vestibular. No osso cortical e trabeculado apresentaram distorção muito baixa (Figura 11F).

No modelo de -20mm, apresentou-se maior intensidade de distorção na crista alveolar palatina e vestibular (0.00015 a 0.005); dentro do alvéolo apresentou diversas áreas de regular intensidade de deformação (0.00005 à 0.0000364) bem como na face vestibular no ápice. O osso trabeculado ao redor do alvéolo encontrou-se com distorção de regular intensidade (Figura 11G).

No modelo de -25mm a deformação foi intensa e extensa na região da crista palatina (0.0005). A deformação em regular intensidade encontrou-se em

quase toda a superfície do alvéolo (0.0000409 a 0.00015). O osso trabeculado foi de regular intensidade ao redor do alvéolo (Figura 11H).

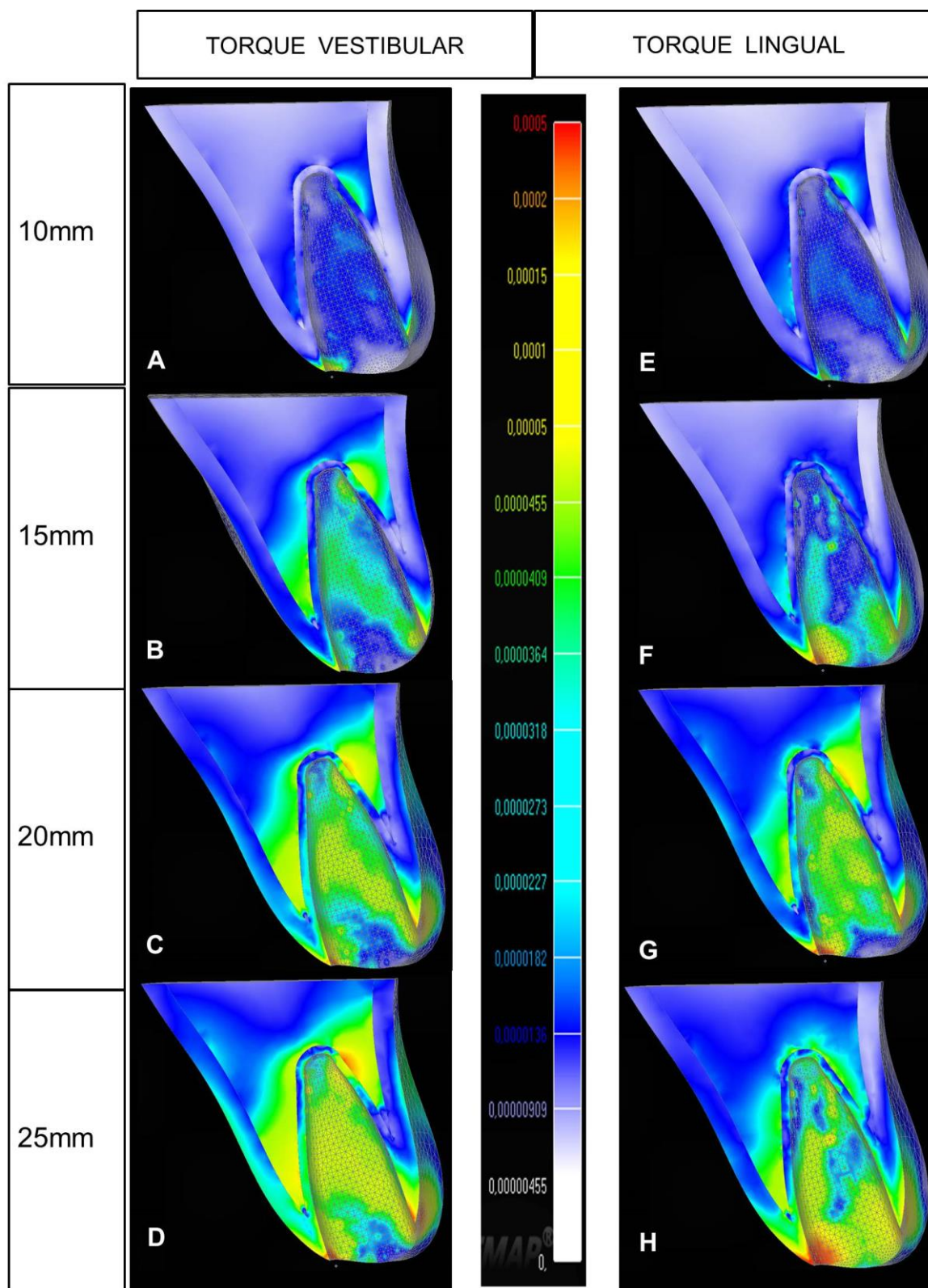


Figura 11. Mapa de deformação óssea – *Strain* com as diferentes intensidades de torque.

4 Discussão

Na Ortodontia, o grau de liberdade encontrado por Creekmore com fio de aço .019 x .025" com slot de .022" foi de 10°; Joch et al.³³ encontraram que com as mesmas dimensões do Creekmore, o grau de liberdade era 11.7°. A metodologia desenvolvida nesta pesquisa, foi medido o grau de liberdade, encontrando 7.2413°, deste modo, quando a extremidade do fio posiciona-se 5,1mm acima do tubo do primeiro molar, apresenta uma reduzida eficiência do torque (Figura 7).

A literatura mostra diversas formas para medir o torque, mas poucas formas claras e simples que permita o clínico reproduzir durante o atendimento do paciente. A maioria dos trabalhos testam por meio de máquinas tipo torque transdutor^{34,35} ou torquímetro^{15,36} entre outros aparelhos simuladores da expressão do torque³⁷⁻⁴⁰, estabelecendo graus e quantidade de força com raciocínio clínico não claro para realizar a torção necessária. Por meio de medidas de referencia em milímetros, como demonstradas na presente metodologia, o profissional conseguirá aplicar e conhecer a efetividade do torque e como os tecidos de suporte estão respondendo (Figura 8-11).

A efetividade do torque é calculada pela diferença entre o torque incorporado no braquete e o grau de liberdade³³. Na presente pesquisa foi simulado um acessório com torque na base de 7°, e com grau de liberdade de 7.2413°, a diferença de torque foi de 0. Nossos resultados com o mais baixo nível de torque que gerou a distância de 10mm da extremidade do fio ao acessório do molar, levou a um deslocamento da coroa foi de 0,25mm e do ápice foi de 0,22mm (Figura 8A). No ligamento periodontal apresentou extensas áreas de tensão de compressão e tração de baixa intensidade, (Figura 9A) assim como a deformação óssea se mostrou em mínima intensidade (Figura 11A); demonstrando que a intensidade não foi suficiente para provocar um movimento efetivo do incisivo.

O primeiro efeito após aplicar uma força é a inclinação do dente sendo o máximo estresse concentrado no ápice e na crista alveolar. Estas áreas de compressão enviam sinais celulares, responsáveis de reabsorção óssea e da aposição no lado da tração²³. Nossos resultados mostram tanto no ligamento periodontal e no osso, nas diferentes intensidades de torque, a maior concentração de estresse encontram-se no ápice e na crista alveolar e se acentuam quando colocadas forças mais intensas (Figura 9 e 10).

O torque produz um momento, onde o Centro de Resistência (CRes) coincide com o Centro de Rotação (CRot), mas a força por si só não é suficiente para girar o dente portanto o centro de resistência não muda²³. Na figura 8 A e E, os modelos com 10mm, o CRes e o CRot, estão coincidindo, com uma tendência a deslocamento de 0,225mm. Nestes modelos (10mm) a

força é insuficiente para vencer a resistência da espessura do LP e do osso. Nos modelos com 15mm (Figura 8B e F), mesmo com a coincidência do CRes e CRot, a intensidade da força criou uma tendência de giro, podendo ser usada para melhorar o contato entre os incisivos e deixando um ângulo interincisal adequado que permita os movimentos extrínsecos da mandíbula sem interferências.

Uma única força aplicada ao dente no nível do braquete inclina a coroa em sentido da força e a raiz no sentido oposto; parecido com uma inclinação pura, com a diferença que o dente se movimenta, e o CRes é deslocado em direção da força²³. Nos modelos com torque vestibular e lingual de coroa de 25mm (Figura 8D e H), mostram o deslocamento da coroa e do ápice no sentido oposto. No entanto, os modelos com 20mm (Figura 8C e G), a força cria um deslocamento da coroa maior do que no ápice, podendo ser definido como uma inclinação controlada.

Quando aplicada uma força, duas áreas características no ligamento periodontal são expressas, a compressão e a tração das fibras colágenas, independente da intensidade da força aplicada, esta produzirá hialinização⁴¹. Nas Figuras 9A e E mostram-se áreas extensas de tensão de compressão, sugerindo a presença de áreas hialinas, no entanto, a Figura 9D, com maior intensidade de força, as áreas de tensão de compressão diminuem em extensão e são mais circunscritas na crista alveolar e no ápice. Por outro lado, as áreas de tração são mais extensas. Na Figura 9H, a tensão de compressão na superfície apical vestibular se faz mais extensa, podendo não somente criar uma área hialina extensa, mas também vai precisar mais tempo para reparar e tempo mais espaçado para a próxima reativação da força⁴¹.

Von Bohl e Kuijpers-Jagtman⁴¹, apresentaram em sua revisão sistemática sobre hialinização durante a movimentação dentária e encontraram poucos estudos que pesquisam especificamente o tema de hialinização, sugerindo realizar a simulação do ligamento periodontal pelo MEF para localizar as áreas hialinas. Na figura 9A-H, com as diversas intensidades de torque, podemos identificar especificamente as áreas de tensão de compressão, sua extensão e localização.

A força ideal é aquela que produz máxima quantidade de movimentação dentária, sem lesão nos tecidos e máximo conforto para o paciente⁴². Schwarz a define como aquela força que produz mudanças na pressão tecidual parecida à pressão dos vasos capilares de 15 a 35mmHg⁴³, equivalente a 0.0020 a 0.0047MPa⁴⁴. Hohmann et al. afirmam que quando forças não excedem a pressão capilar, não se produz reabsorção radicular, e quando excedem, o risco de reabsorção é alto⁴⁵. Em todos os modelos simulados na Figura 9, existiram poucas áreas que estiveram dentro da faixa permitida da pressão capilar. Na Figura 9A, a presença de extensas áreas de tensão de compressão

na crista alveolar até o terço médio vestibular e no ápice radicular, apresentam-se em intensidade menor do que a pressão capilar, sugerindo que apresentará áreas de hialinização, sem prejudicar os tecidos duros. Da mesma forma acontece com o torque negativo da figura 9E.

Intensidades de torque vestibular e lingual nos modelos de 20 e 25mm (Figuras 9C,D, G e H) apresentam tensões de compressão de -0.00556 a -0.01MPa, consideradas intensas para o LP, esperando-se encontrar reabsorção radicular pela excessiva força em áreas da crista alveolar e do ápice. Hohmann et al⁴⁵, aplicando compressões muito intensas no torque lingual de pré-molares, esperavam encontrar reabsorção radicular severa tanto na crista como no ápice, esta premissa não foi observada na análise da microscopia eletrônica realizada após a exodontia desses dentes, explicando que a diferença da atividade dos cementoclastos pode diminuir sua sensibilidade para a reabsorção radicular no terço cervical já que o cimento cervical é acelular e mais mineralizado e o cimento apical é menos denso por ser um cimento celular com poucas fibras de Sharpey⁴⁵. Os movimentos de torque e intrusão produzem mais reabsorção radicular especialmente nos incisivos centrais superiores seguidos pelos molares, e na mandíbula os mais susceptíveis são os incisivos; a forma mais cônica do ápice é mais propensa a reabsorver-se⁴⁶.

A flexibilidade óssea é a capacidade do osso de se adaptar as cargas mecânicas, respondendo em aposição ou reabsorção. Mesmo que o osso seja um tecido relativamente duro e mineralizado, ele tem a propriedade de flexibilidade que é resultado de cargas de compressão ou tração na sua superfície, sempre dependendo da magnitude e frequência da carga aplicada⁴⁷. Esta reorganização não somente acontece na cortical do alvéolo, mas também no trabeculado ósseo. A força aplicada no dente é dissipada através do osso produzindo linhas de estresse, criando alteração biológica da atividade celular, modificando a forma e a organização interna do osso com reação à força externa que agiu sobre ele⁴⁶. Por meio do MEF estudamos a resposta interna do osso trabeculado e cortical pela avaliação da deformação óssea (Figura 11). Strain é definida como a deformação por unidade de comprimento e pode ser expressa em porcentagem de deformação ou 10^{-6} microstrain ($\mu\epsilon$)⁴⁷. Para melhor entendimento no Quadro 3 foi convertido nossos valores para microstrain e poder ser comparado com os dados encontrados por Roberts et al.

Quadro 3. Conversão a Microstrain do Mapa de Deformação óssea.

Medida	Equivalente Microstrain ($\mu\epsilon$)
0,0005	500
0,0002	200
0,00015	150
0,0001	100
0,00005	50
0,0000455	45,5
0,0000409	40,9
0,0000364	36,4
0,0000318	31,8
0,0000273	27,3
0,0000227	22,7
0,0000182	18,2
0,0000136	13,6
0,00000909	9,09
0,00000455	4,55

Roberts et al⁴⁷ estabeleceram que uma carga ideal que produziria uma remodelação balanceada entre reabsorção e formação óssea, estaria entre ~200 a 2500 $\mu\epsilon$. Cargas abaixo dos 200 $\mu\epsilon$ tem tendência a produzir atrofia, apresentando maior intensidade de reabsorção do que formação. Na Figura 11A e E, apresentam na região das cristas alveolares e no ápice valores entre 45,5 a 22,7 $\mu\epsilon$, sugerindo por analogia uma estimulação osteoclástica desde os espaços medulares⁴⁶, dado compatível com a Figura 10A e E apresentando tensão de compressão no ápice.

As Figuras 11B, C, G e H, apresentam deformação da crista alveolar que se não foram extensas, atingindo valores desde 150 a 500 $\mu\epsilon$. De acordo com a avaliação de Roberts et al, teríamos um equilíbrio entre reabsorção e formação óssea. Cabe considerar que as cristas alveolares são áreas de fácil reabsorção, especialmente pela maior concentração do estresse diante os movimentos de inclinação e translação (Rudolph et al)⁴⁸. A inclinação do dente é o primeiro movimento produzido diante uma força, portanto, a intensidade da força tem que ser suave e de forma interrompida para o processo de reparo acontecer. Torque com momentos contínuos induzem a reabsorção radicular,

na qual a extensão depende da magnitude do momento e a duração da força aplicada⁴⁹.

A maior extensão do estresse e intensidade de deformação óssea esteve concentrado na crista alveolar palatina no torque vestibular no modelo de 25mm (Figura 11D), possivelmente maior que nosso limite de 500 μ e criando remodelação que vai permitir o movimento vestibular da coroa, correlacionando com a expressão intensa de compressão e tração do ligamento periodontal na Figura 9D. Durante a movimentação dentária deve-se esperar uma relação causa-efeito entre a magnitude da força aplicada e a extensão da reação do tecido, considerando que forças suaves produzem um melhor deslocamento dentário com menos lesão nos tecidos⁴⁶.

A análise de deformação óssea mostra não somente a plasticidade óssea, mas também a influencia da força na estrutura interna do osso. É importante para o clínico conhecer a condição geral do paciente ou alguma outra condição que afete a remodelação. Um osso em condições normais, teria respostas como as descritas na presente pesquisa.

5 Conclusões

Foi aceito nossa hipótese nula, quanto maior a distância entre o fio retangular do tubo do primeiro molar superior, maior a intensidade das tensões geradas nos incisivos centrais superiores e no periodonto.

Por meio da avaliação dos MEF 3D, a simulação de diferentes intensidades de torque para o incisivo central, permitiu correlacionar os efeitos das diversas distâncias simuladas sobre o dente e o periodonto. A partir dos nossos resultados, permitem relacionar com as seguintes situações clínicas.

- a. Pelo MEF 3D, quando realizado uma torção no fio retangular .019x .025" de até 10mm para cervical ou lingual do tubo do primeiro molar, observou-se distribuição mais equilibrada das tensões no ligamento periodontal e no osso alveolar.
- b. O Torque vestibular ou lingual de coroa no modelo de 15mm, proporcionou o maior deslocamento dentário na coroa, sugerindo um movimento apenas de coroa.
- c. Os modelos de 20 e 25mm para vestibular, mostraram maior deslocamento de coroa.
- d. Os modelos de 20 e 25mm para vestibular ou lingual, geraram áreas de tensão tanto de compressão quanto de tração no ligamento periodontal e no osso alveolar muito intensas, podendo criar áreas de reabsorção da crista alveolar e radicular.

6. Referências

1. Andrews LF. The straight-wire appliance--explained and compared. *J Clin Orthod*. 1974;10:174-195.
2. Mitchel DL, Kinder JD. A comparison of two torquing techniques on the maxillary central incisor. *Am J Orthod*. 1973;63(4):407-413.
3. Kapur-Wadhwa Rapuli. Physical and mechanical properties affecting torque control. *Journal of Clinical Orthodontic*. 2004;38(6):335-339.
4. Proffit WR. Contemporary orthodontics, 4th edn. Mosby, St Louis, 2007: 331–358.
5. Rauch Erman D, Mo Joplin. Torque and its application to orthodontics. *Am J Orthod*. 1959;45(11):817-830.
6. Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Jeiroudi MT. The fracture strength in ceramic brackets: A comparative study. *Angle Orthod*. 1990;60:269-276.
7. Aknin PC, Nanda RS, Duncanson MG, Currier GF Sinha PK. Fracture Strength of ceramic brackets during arch wire torsión. *Am J Orthod*. 1996;109:22-27.
8. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod*. 1991;99:287-293.
9. Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE Jeiroudi MT. Deformation of metal brackets: A comparative study. *Angle Orthod*. 1994;64:283-290.
10. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparisson of load transmission and bracket deformation between titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod*. 1999;116:275-278.
11. Siatkowski R. Loss of anterior torque control due to variations in bracket slot and archwire dimensions. *J Clin Orthod*. 1999;33(9):508-510.
12. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S. Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement: form and hardness parameters. *J Orofac Orthop*. 2000;61:258-264.
13. Sebanc J, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires. *Am J Orthod*. 1984;86:43-51.
14. Van Leonen M, Degrieck J, De Pauw, Dermaut L. Anterior tooth morphology and its effect on torque. *Eur J Orthod*. 2005;27:258-262.
15. Miethke RR, Melsen B. Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *Am J Orthod*. 1999;116:329-335.
16. Germane N, Bentley Jr BE, Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod and Dentof Orthop*. 1989;96:312-319.

17. Miethke RR. Third order tooth movement with straight wire appliances. Influence of vestibular tooth crown morphology in the vertical plane. *J Orofac Orthoped*. 1997;58:186-197.
18. Balut N, Klapper L, Sandrik J, Bowman D. Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontic appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992;102:62-67.
19. McLaughlin RP, Bennett JC. Bracket placement with the preadjusted appliance. *J Clin Orthod*. 1995;29:302-311.
20. Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets - are standards as expected? *Angle Orthod*. 2004;74:450-453.
21. Creekmore TD, Kunik RL. Straight wire: the next generation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993;104:8-20.
22. Creekmore Thomas D. On torque. *J Clin Orthod*. 1979;13(5):305-310.
23. Lindauer SJ. and Britto DA. Biological Response to Biomechanical Signals: Orthodontic Mechamcs to Control Tooth Movement. *Semin Orthod*. 2000;6(3):145-154.
24. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental aplications. *J Dent*. 2008; 36: 463-471.
25. Cibirka RM, Razoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*. 1992;67:361-364.
26. Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol*. 2008;36(5):248-255.
27. Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Related Res*. 2010;12(2):105-113.
28. Kinney JH, Gladden JR, Marshall GW, Marshall SJ, So JH, Maynard JD. Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin. *Journal of Biomechanics*. 2004;37: 437–441.
29. Chen CS, Hsu ML, Chang KD, Kuang SH, Chen PT, Gung YW. Failure analysis: enamel fracture after debonding orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2008;78:1071–1077.
30. Fill TS, Carey JP, Toogood RW, Major PW. Experimentally determined mechanical properties of, and models for, the periodontal ligament: critical review of current literature. *J Dental Biomechanics*. 2011: 312980.
31. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li Qing. Mechanical responses to orthodontic loading: A 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135:174-181.
32. Lin CL, Huang SF, Tsai HC, Chang WJ. Finite element sub-modeling analyses of damage to enamel at the incisor enamel/adhesive interface upon de-bonding for different orthodontic bracket bases. *J Biomechanics*. 2011;44: 134–142.

33. Joch A, Pichelmayer M, Weiland F. Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance. *Journal of Orthodontics*. 2010;37:241–249.
34. Hirai M, Nakajima A, Kawai N, Tanaka E, Igarashi Y, Masahito S, Sameshima GT, Shimizu N. Measurements of the torque moment in vários archwire bracket ligation combinations. *Eur J Orthod*. 2012;34(3):374-80.
35. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106:265–272.
36. Hixson ME, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP. Changes in bracket slot tolerance following recycling of direct-bond metallic orthodontic appliances. *Am J Orthod*. 1982;81:447–454.
37. Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:721–728.
38. Meling TR, Odegaard J, Meling EO. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111:310–320.
39. Odegaard J, Meling T, Meling E. An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;105:392–400.
40. McKnight MM, Jones SP, Davies EH. A study to compare the effects of simulated torquing forces on pre-adjusted orthodontic brackets. *Br J Orthod*. 1994;21:359–365.
41. Von Bohl M and Kuijpers-Jagtman AM. Hyalinization during orthodontic tooth movement; a systematic review on tissue reactions. *Eur J of Orthod*. 2009;31:30–36.
42. Ren Y, Jaap CM, Kuijpers-Jagtman. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod* 2003;73:86–92.
43. Schwarz AM. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod*. 1932;18:331–352.
44. Dorow C, Sander FG. Development of a model for the simulation of orthodontic load on lower first premolars using the finite element method. *J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop*. 2005;66:208–218.
45. Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Sander C, Faltin R, Faltin K, Sander FG. Periodontal ligament hydrostatic pressure áreas of root resorption after application of a continuous torque moment. *Angle Orthod*. 2007;77(4): 653-9.
46. Krishnan V and Davidovitch Z. Cellular, molecular and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;129:469e.1-460e.32.

47. Roberts WE, Hartsfield JK. Bone Development and function: Genetic and enviromental mechanisms. *Semin Orthod.* 2004;10:100-122.
48. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 2001;71:127–131.
49. Casa MA, Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Root resoprion in upper first premolars after application of continuous torque moment. *J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop.* 2001;62:285–95.

ANEXO A

Normas do periódico ***American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics***.



Information for Authors

Electronic manuscript submission and review

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* now uses *Editorial Manager*, an online manuscript submission and review system. To submit or review an article, please go to the **AJO-DO** Editorial Manager website: ees.elsevier.com/ajodo.

Send other correspondence to:

Dr David L. Turpin, 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
 Fax (206)221-5467
 E-mail: dlturpin@aol.com

General Information

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* publishes original research, reviews, case reports, clinical material, short communications, 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 the online Editorial Manager: 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. 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. 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 the Editorial Manager, or submit it via fax or mail.
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.

Other Articles

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

Case Reports will be evaluated for completeness and quality of records, quality of treatment, uniqueness of the case, and quality of the manuscript. A highquality manuscript will include the following sections: introduction; diagnosis; etiology; treatment objectives, alternatives, progress, and results; and discussion. The submitted figures should include extraoral and intraoral photographs and dental models, panoramic radiographs and tracings from both pretreatment and posttreatment, and progress or retention figures as appropriate.

Short Communications should not exceed 2000 words, including the bibliography, and should include a minimal number of figures or tables. Priority will be given to communications relating to primary research data, preferably clinical but also basic. This section permits time-sensitive material to be published within 6 months of submission.

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

Litigation, Legislation, and Ethics items report legal and ethical issues of interest to 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. Send letters or questions directly to the editor, via e-mail: dlturpin@aol.com. Submit a signed copyright release with the letter, or fax or mail separately.

Brief, substantiated commentary on subjects of interest to the orthodontic profession is occasionally published as a Guest Editorial or Special Article. Send Guest Editorials or Special Articles directly to the editor, via e-mail: dlturpin@aol.com. Submit a signed copyright release with the editorial, or fax or mail separately.

Books and monographs (domestic and foreign) will be reviewed, depending on their interest and value to subscribers. Send books to the Editor of Reviews and Abstracts, Dr Alex Jacobson, University of Alabama School of Dentistry, 1919 7th Ave S, Box 23, Birmingham, AL 35294. 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