

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

ALINE DA CUNHA MACHADO BACCIN

**ANÁLISE DA BIOMECÂNICA NO NIVELAMENTO DA CURVA DE SPEE: UM
ESTUDO POR MEIO DE MODELO DE ELEMENTO FINITO**

Juiz de Fora

2019

ALINE DA CUNHA MACHADO BACCIN

ANÁLISE DA BIOMECÂNICA NO NIVELAMENTO DA CURVA DE SPEE: UM ESTUDO POR MEIO DE MODELO DE ELEMENTO FINITO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestra em Clínica Odontológica. Área de concentração em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos

Juiz de Fora

2019

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

Baccin, Aline da Cunha Machado.

Análise da biomecânica no nivelamento da Curva de Spee: um estudo por meio de modelo de elemento finito. / Aline da Cunha Machado Baccin. -- 2019.

44 f. : il.

Orientador: Marcio José da Silva Campos

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia. Programa de Pós Graduação em Clínica Odontológica, 2019.

1. Análise de Elementos Finitos. 2. Bioengenharia. 3. Ortodontia Corretiva. I. Campos, Marcio José da Silva, orient. II. Título.

ALINE DA CUNHA MACHADO BACCIN

ANÁLISE DA BIOMECÂNICA NO NIVELAMENTO DA CURVA DE SPEE: UM ESTUDO POR MEIO DE MODELO DE ELEMENTO FINITO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestra em Clínica Odontológica. Área de concentração em Clínica Odontológica.

Aprovada em: __/__/____

BANCA EXAMINADORA

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

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

Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi
Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer

AGRADECIMENTO

A Deus por ter me dado a capacidade e oportunidade de fazer o mestrado.

Aos meus pais por tudo que fizeram por mim e por todo amor.

Ao meu irmão por ser irmão de verdade e sempre me dar a mão quando preciso.

Ao meu marido, meu parceiro de vida, por me apoiar sempre.

À toda minha família e amigos, que estiveram presentes nos momentos bons e ruins da vida.

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, pela parceria na modelagem e simulação das mecânicas em elementos finitos. Agradeço a todos os envolvidos no trabalho, especialmente aos pesquisadores Pedro Noritomi e Daniel Kemmoku, sem vocês o desenvolvimento desse trabalho não seria possível.

Ao meu orientador Marcio Campos por toda ajuda, ensinamentos, exemplo e paciência.

À professora Flávia Bastos, seus ensinamentos me fizeram entender melhor o método de elementos finitos.

Aos professores Robert Vitral, Sergio Luiz Motta Júnior e Bruno Sotto Maior pela disponibilidade de participação na banca e contribuição para melhoria desse trabalho.

Aos secretários do Mestrado, Cláudio e Letícia por toda a ajuda.

Aos professores do programa por transmitirem sua experiência e ensinamentos.

Aos colegas da 10ª turma, foi muito bom conviver e conhecer a todos.

Às colegas do núcleo de Ortodontia, que tornaram essa jornada mais leve.

BACCIN, A. C. M. **Análise da biomecânica no nivelamento da curva de Spee: um estudo por meio de modelo de elemento finito**. Juiz de Fora (MG), 2019. 43 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora.

RESUMO

Objetivo: Avaliar os deslocamentos dentários e as tensões geradas no ligamento periodontal após a aplicação da mecânica de curva reversa no arco dentário inferior com Curva de Spee profunda. **Materiais e métodos:** Foi simulado um modelo de elementos finitos da arcada inferior com profundidade máxima de 4mm de curva de Spee. O modelo foi composto por dentes, ligamento periodontal (LP), osso trabecular e cortical, e aparelho ortodôntico fixo edgewise (0,022"x0,028"). A mecânica foi realizada com fio retangular 0,016"x0,022" contínuo com curva reversa pré-fabricada, de aço inoxidável e níquel-titânio. Foram avaliadas: tendência de deslocamento global e vertical dos caninos e dentes posteriores, e tensão principal máxima nos LPs. **Resultados:** Os resultados tiveram padrões similares, com maior magnitude quando o fio de aço inoxidável foi utilizado. O deslocamento global ficou concentrado principalmente nos caninos e pré-molares, sendo a tendência máxima 1,6 vezes maior para o fio de aço. O canino apresentou tendência de extrusão na vestibular e intrusão na lingual, tracionando o LP na vestibular e comprimindo na lingual. O primeiro pré-molar apresentou o movimento oposto ao do canino, com fio de níquel titânio. Com o fio de aço, esse dente apresentou, ainda, estabilidade na região méso-lingual. O segundo pré-molar apresentou tendência de extrusão, tracionando o LP na região do ápice. Com o fio de aço, o primeiro molar apresentou tendência de extrusão na parte méso-vestibular e intrusão na parte disto-lingual. **Conclusões:** O fio de aço provocou deslocamentos e tensões maiores devido ao módulo de elasticidade desse material. O canino apresentou tendência de inclinação para lingual e o segundo pré-molar apresentou tendência de extrusão, nas duas simulações. Com o fio de níquel-titânio, o primeiro pré-molar teve tendência de inclinação para vestibular e os molares apresentaram estabilidade. Com o fio de aço, no primeiro pré-molar houve tendência de inclinação para vestibular e distal e no primeiro molar, de verticalização. **Palavras-chave:** Análise de Elementos Finitos; Bioengenharia; Ortodontia Corretiva.

BACCIN, A. C. M. ***Biomechanical analysis of leveling the curve of Spee: a finite element model study***. Juiz de Fora (MG), 2019. 43 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora.

ABSTRACT

Objectives: To evaluate the dental displacements and the periodontal ligament stress after the application of the reverse curve mechanics in the lower dental arch with deep Spee curve. **Materials/Methods:** A curve of Spee with a maximum depth of 4 mm was simulated in a finite element model, which had teeth, periodontal ligament (PL), trabecular bone, cortical bone, brackets edgewise (0.022"x0.028"). The curve of Spee levelling was simulated with continuous rectangular 0.016"x0.022" wire with prefabricated reverse curve, with nickel-titanium and stainless-steel wires. Were analysed: Global and vertical displacement trend on canines and posterior teeth, maximum principal stress on PLs. **Results:** With the stainless-steel wire, the results presented the same pattern of displacement tendency observed with the nickel-titanium wire, but in greater magnitude. The maximum global displacement trend for the stainless-steel wire was 1.6 times greater than other, and it was concentrated mainly in the canines and premolars. The canine showed extrusion tendency on the vestibular face and intrusion on the lingual face, the PL was submitted to traction on the vestibular face and compressed on the lingual face. With nickel titanium wire, the first premolar had opposite movement of the canine. With stainless-steel wire, this tooth also presented stability in the mesio-lingual region. The second premolar showed a tendency of extrusion, traction the PL in the apex region. With the stainless-steel wire the first premolar showed an extrusion tendency in the mesial part of the vestibular face and intrusion in the distal part of the lingual face. **Conclusions:** The high modulus of elasticity of stainless-steel wire makes it to release larger forces than nickel-titanium. The canine presented a tendency of inclination to lingual and the second premolar presented tendency of extrusion, in both simulations. With the nickel-titanium wire, the first premolar had a tendency of inclination to vestibular and the molars presented stability. With the stainless-steel wire, in the first premolar there was a tendency of inclination to vestibular and distal and in the first molar, of verticalization. **Keywords:** Finite Element Analysis; Bioengineering; Orthodontics, Corrective.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

% - por cento

” - polegadas

® - marca registrada

GPa - gigapascal

MEF - Método de Elementos Finitos

mm - milímetros

MPa – megapascal

NT3D – Núcleo de Tecnologias Tridimensionais

° - graus (ângulo)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
2 REVISÃO DE LITERATURA	10
2.1 CURVA DE SPEE	10
2.1.1 Definição e desenvolvimento.....	10
2.1.2 Nivelamento da curva de Spee	13
2.1.3 Mecânica com reversão da curva de Spee	14
2.2 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	16
3 PROPOSIÇÃO	20
3.1 OBJETIVO GERAL:.....	20
3.2 OBJETIVO ESPECÍFICO:.....	20
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	21
5 RESULTADOS	26
5.1 SIMULAÇÃO COM FIO NÍQUEL-TITÂNIO	26
5.2 SIMULAÇÃO COM FIO DE AÇO INOXIDÁVEL.....	30
6 DISCUSSÃO	35
7 CONCLUSÃO.....	38
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	39

1 INTRODUÇÃO

A curva de Spee é uma característica natural na dentição humana e foi descrita por Ferdinand Graf Von Spee como um semi-círculo que tangencia a borda anterior do côndilo, a superfície oclusal dos segundos molares e as bordas incisais dos incisivos mandibulares (HITCHCOCK, 1983). Clinicamente, é considerada como uma linha curva no sentido anteroposterior que tangencia as pontas das cúspides vestibulares dos dentes posteriores e as bordas incisais dos incisivos (PROFFIT, FIELDS e SARVER, 2007). Sugere-se que a curva de Spee tenha uma importante função de permitir a desocclusão dos dentes posteriores durante a excursão protrusiva da mandíbula (KLINEBERG, 1992), e de aumentar a taxa de esmagamento e trituração dos alimentos pelos dentes posteriores durante a mastigação (MONSON, 1932).

O posicionamento da mandíbula em relação à base do crânio, o crescimento orofacial, o desenvolvimento do sistema neuromuscular e a cronologia de erupção dentária têm sido associados ao aprofundamento dessa curva (FARELLA, MICHELOTTI e MARTINA, 2002; MARSHALL *et al.*, 2008), sendo o seu nivelamento um dos objetivos do tratamento ortodôntico (ANDREWS, 1972).

A curva de Spee profunda está presente principalmente na má-oclusão de Classe II (VELI, OZTURK e UYSALC, 2015), e está frequentemente associada à sobremordida e sobressaliência aumentadas (BRAUN, HNAT e JOHNSON, 1996; ALQABANDI, SADOWSKY e BEGOLE, 1999; VELI, OZTURK e UYSALC, 2015). A correção ortodôntica da sobremordida frequentemente envolve o nivelamento da curva de Spee, por meio da intrusão dos dentes anteriores, extrusão de dentes posteriores, combinação de ambos, ou vestibularização de incisivos (BURSTONE, 1977; ALQABANDI, SADOWSKY e BEGOLE, 1999; ROZZI *et al.*, 2017).

Há diversas mecânicas para realização do nivelamento da curva de Spee, como acentuação e reversão da curva de Spee, técnicas segmentadas e intrusão com auxílio de mini-implantes ortodônticos (ALQABANDI, SADOWSKY e BEGOLE, 1999; BAYDAS *et al.*, 2004; VELI, OZTURK e UYSALC, 2015). Nas mecânicas segmentadas, propostas por Burstone (1977) e Ricketts (1976), o nivelamento é obtido por intrusão dos dentes anteriores pois o arco de intrusão não passa pelo *slot* de pré-molares e caninos, proporcionando um melhor controle da dimensão vertical (BRAUN e

MARCOTTE,1995). Com o uso de mini-implantes ortodônticos, a ancoragem óssea dispensa o uso de dentes como unidade de ancoragem, evitando a movimentação de dentes posteriores (GONZÁLEZ DEL CASTILHO MCGRATH *et al.*, 2018).

Na mecânica de arco contínuo, a acentuação e reversão da curva de Spee provoca deslocamentos em todos os dentes. Assim, a correção é realizada pela combinação de intrusão de dentes anteriores, vestibularização dos incisivos e extrusão dos dentes posteriores (BRAUN, HNAT e JOHNSON, 1996; CLIFFORD, ORR e BURDEN, 1999; BERNSTEIN, PRESTON e LAMPASSO, 2007; CABALLERO *et al.*, 2015; ROZZI *et al.*,2017). A extrusão de pré-molares é contraindicada na maioria dos casos, pois provoca rotação horária da mandíbula, piorando casos de má-oclusão de Classe II ou que exibam crescimento vertical aumentado (RICKETTS, 1976; BURSTONE, 1977). Ainda assim, a reversão da curva de Spee é usada rotineiramente por ortodontistas, e é importante que seu efeito sobre os dentes posteriores seja estudado. Essa mecânica é utilizada, por exemplo, para o controle da sobremordida durante a retração dos dentes anteriores em bloco. As forças de retração provocam extrusão dos dentes anteriores, sendo necessária uma fase de sobrecorreção da sobremordida (PROFFIT, FIELDS e SARVER, 2007).

Estudar os efeitos de cada mecânica auxilia o ortodontista a escolher o melhor plano de tratamento para seus pacientes, com o mínimo de efeitos indesejáveis. A tomada de decisão sobre qual mecânica utilizar dependerá, principalmente, do posicionamento do plano oclusal e da dimensão vertical que o ortodontista pretende obter ao final do tratamento, além da previsão de crescimento mandibular em pacientes mais jovens (BURSTONE, 1977).

Avanços na engenharia permitiram aplicar seus métodos de estudo em áreas da biologia sem a necessidade de uso de organismos vivos (SHAW, SHAMESHIMA E VU, 2004; KAMBLE *et al.*, 2012). O método de elementos finitos (MEF) é um desses métodos que permite simulações biomecânicas, e vem sendo amplamente utilizado em Ortodontia. Trata-se de uma análise computacional em que ao aplicar-se uma força concentrada em um ponto, é possível verificar a resposta de todo domínio à essa carga (KAMBLE *et al.*, 2012; KNOP, GANDINI e SHINTCOVSK, 2015).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CURVA DE SPEE

2.1.1 Definição e desenvolvimento

A curva de Spee foi descrita em 1890 por Ferdinand Graf von Spee, que estudou crânios secos com dentes desgastados para definir uma linha de oclusão (Figura 1). Na visão de perfil, as superfícies dos molares formam um arco que posteriormente toca a borda anterior do côndilo e, ao considerar os dois lados, formam um cilindro. Spee localizou o centro desse cilindro no meio do plano orbital, tendo um raio de seis a sete centímetros. Ele sugeriu que esse arranjo geométrico proporciona o padrão de mastigação mais eficiente, além de considerá-lo um princípio importante a ser seguido na confecção de próteses dentárias (HITCHCOCK, 1983).

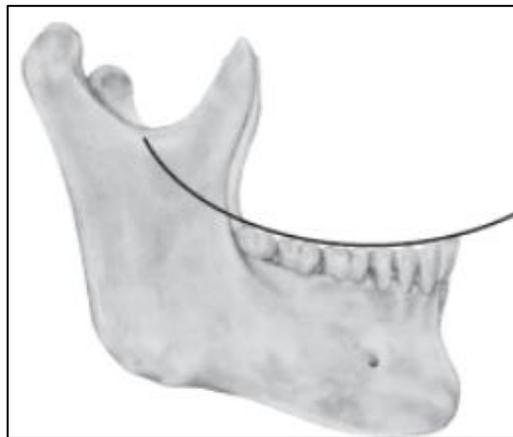


Figura 1 - Curva de Spee

Fonte: <https://www.imgrum.pw/tag/Odonto>

Matsumoto e Bolognese (1994) classificaram a curva de Spee como normal: profundidade menor que 2 mm; moderada: entre 2 e 3 mm e acentuada: profundidade maior que 3 mm. Em seu estudo, observaram uma correlação significativa entre as profundidades da curva de Spee e da fossa articular da articulação temporomandibular em uma amostra de pacientes Classe I, sem tratamento ortodôntico prévio.

Farella, Michelotti e Martina (2002) também investigaram características morfológicas craniofaciais que se relacionassem com a profundidade da curva de Spee, encontrando correlações significativas entre o posicionamento horizontal da arcada inferior em relação ao côndilo, posicionamento sagital da mandíbula em relação à base do crânio e proporção da altura facial anterior e posterior. A curva de Spee apresentou-se menos profunda quando a arcada inferior estava mais anterior em relação ao côndilo e a mandíbula mais anterior em relação à base do crânio, fatores responsáveis por 20% e 7% da variância da curva, respectivamente. Além disso, sugeriram que a profundidade da curva é maior em indivíduos com face curta e menor em indivíduos com face longa.

Com o objetivo de avaliar a relação de características oclusais com o aprofundamento da curva de Spee, Baydas *et al.* (2004) dividiram sua amostra em três grupos: 1) curva de Spee plana: ≤ 2 mm; 2) curva de Spee normal: > 2 mm ≤ 4 mm; 3) curva de Spee profunda: > 4 mm. Não houve diferença entre os grupos em relação ao posicionamento anteroposterior dos incisivos superiores e inferiores e ao grau de apinhamento dos incisivos. Entretanto, houve diferença quanto à sobressaliência e sobremordida, sendo significativamente maiores no grupo com curva de Spee profunda do que nos grupos com curva normal e plana.

Shannon e Nanda (2004) correlacionaram a curva de Spee com padrões esqueléticos, oclusais e faciais. A cúspide mesiovestibular do primeiro molar apresentou a maior profundidade ($2,25 \pm 0,78$ mm), seguida da cúspide distovestibular do primeiro molar ($1,88 \pm 0,69$ mm) e do segundo pré-molar ($1,82 \pm 0,95$ mm). Verificaram também que plano mandibular reduzido, molares inclinados para mesial, e sobremordida e sobressaliência aumentadas tiveram relação com a curva de Spee profunda na fase pré-tratamento.

A extrusão dos dentes anteriores inferiores como causa da curva de Spee profunda, se fundamenta no fato de a erupção desses dentes acontecer antes de seus antagonistas superiores, assim não há impedimento para o processo de sobre-erupção (SHANNON e NANDA, 2004; MARSHALL *et al.*, 2008). Em outra teoria, o contínuo crescimento da mandíbula após completo o crescimento maxilar faz com que a mandíbula fique confinada pelos dentes e lábios superiores, sendo forçada

para trás e para cima, o que provoca apinhamento dentário e/ou aprofundamento da curva de Spee (ANDREWS,1972).

Marshall *et al.* (2008) estudaram de que forma a curva de Spee se desenvolve ao longo da erupção dos dentes e do estabelecimento da oclusão. Avaliaram radiografias e modelos ortodônticos realizados em sete momentos, entre o período de dentição decídua até o início da fase adulta (4-27 anos). A curva de Spee era praticamente plana na dentição decídua. O maior aprofundamento aconteceu com a erupção dos primeiros molares e incisivos centrais permanentes, atingindo a profundidade máxima com a erupção dos segundos molares permanentes acima do plano oclusal pré-existente. Durante a adolescência a curva diminuiu suavemente e se manteve estável até o início da idade adulta.

Em relação aos tipos de má-oclusão segundo a classificação de Angle, o estudo de Veli, Ozturk e Uysalc (2015) relatou as maiores médias de profundidade de curva, em ordem decrescente, nos grupos com má-oclusão de Classe II 1ª divisão, Classe II 2ª divisão, Classe I e Classe III. Porém, sem diferença significativa entre os grupos com má-oclusão Classe II 1ª e 2ª divisão, e entre Classe I e Classe III. A sobressaliência foi a maior associada ao aprofundamento da curva para o grupo com má-oclusão Classe II 1ª divisão, enquanto no grupo 2ª divisão, a sobremordida. A extrusão dos dentes anteriores contribuiu para o aprofundamento da curva nos grupos com má-oclusão Classe I e Classe III.

Outros estudos restringiram sua amostra a pacientes com má-oclusão Classe I e Classe II, sendo que alguns encontraram diferenças significativas na profundidade da curva entre os grupos (SHANNON E NANDA, 2004), enquanto outros relataram curvas similares (BRAUN e SCHIMIDT,1956; PRESTON *et al.*, 2008). Já em relação ao dimorfismo sexual, os achados dos estudos estão em concordância de que não há diferença na profundidade da curva entre os gêneros feminino e masculino (BRAUN e SCHIMIDT,1956; SHANNON e NANDA, 2004; ROZZI *et al.*, 2017).

2.1.2 Nivelamento da curva de Spee

Andrews (1972) avaliou 120 modelos de indivíduos com oclusão normal, que não necessitavam de tratamento ortodôntico, para descrever características oclusais que servissem de guia para os ortodontistas, denominado “as seis chaves da oclusão normal”. O plano oclusal variou de plano a levemente curvo nesses indivíduos. Para o autor, a melhor intercuspidação se dá quando a curva de Spee é relativamente plana, portanto o seu nivelamento deve ser um objetivo do tratamento ortodôntico.

A curva de Spee profunda deve ser considerada na determinação do espaço requerido para o alinhamento dentário, pois representa a discrepância de perímetro do arco no plano vertical (GERMANE *et al.*, 1992). A determinação de uma fórmula ou razão para calcular o perímetro de arco adicional necessário para esse nivelamento foi o objetivo de alguns estudos. Para Woods (1986) o perímetro requerido é proporcional à profundidade da curva e obedece à razão de 1:1. O estudo de Germane *et al.* (1992) mostrou uma relação não linear e menor que 1:1 quando a profundidade for menor que 9 mm. Braun, Hnat e Johnson (1996) demonstraram uma relação menos crítica que os estudos anteriores, em que o nivelamento de uma curva com 9 mm de profundidade acrescentaria 2,04 mm no perímetro de arco.

Entretanto, o nivelamento da curva de Spee pode ser realizado de forma a se evitar a vestibularização excessiva dos incisivos, evitando o aumento do comprimento do arco. Isso acontece quando a força passa pelo centro de resistência dos dentes, provocando uma intrusão pura dos dentes anteriores (BRAUN, HNAT e JOHNSON, 1996). Assim, quando a força intrusiva passa à frente do centro de resistência dos dentes anteriores, esses dentes vestibularizam (ALQABANDI, SADOWSKY e BEGOLE, 1999).

Na mecânica de arco contínuo a utilização de fios superelásticos, que apresentam baixa rigidez à torção, ou fios redondos e retangulares com folga entre a espessura do fio e o *slot* do bráquete são fatores que contribuem para vestibularização (ALQABANDI, SADOWSKY e BEGOLE, 1999). A utilização de arco contínuo nas fases iniciais do tratamento ortodôntico produz momentos e forças que

tendem a corrigir a sobremordida por rotação do plano oclusal, e não por intrusão dos incisivos. Na sequência, a utilização de fios mais espessos com reversão da curva de Spee, causa extrusão dos dentes posteriores (BRAUN, HNAT e JOHNSON, 1996; CLIFFORD, ORR e BURDEN, 1999; CARCARA, PRESTON e JUREYDA, 2001; BERNSTEIN, PRESTON e LAMPASSO, 2007; CABALLERO *et al.*, 2015).

A recidiva a longo prazo do aprofundamento da curva de Spee é comum, porém clinicamente aceitável, podendo o tratamento ser considerado estável (DE PRAETER *et al.*, 2002; BERNSTEIN, PRESTON e LAMPASSO, 2007). A recidiva é diretamente proporcional à curva residual presente ao final do tratamento, sendo significativamente menor em casos em que é completamente nivelada. (CARCARA, PRESTON e JUREYUDA, 2001; PRESTON *et al.*, 2008). Além disso, é proporcional à quantidade de correção realizada e à quantidade de verticalização do segundo molar inferior, ou seja, quanto maior a curva nivelada e maior verticalização do segundo molar, conseqüentemente maior o grau de recidiva (SHANNON e NANDA, 2004). Sugere-se que o nivelamento por extrusão de dentes posteriores seja mais estável que por intrusão de dentes anteriores, que frequentemente recidiva causando um aprofundamento da sobremordida (CARCARA, PRESTON e JUREYDA, 2001).

2.1.3 Mecânica com reversão da curva de Spee

Clifford, Orr e Burden (1999) desenvolveram um modelo fotoelástico que permitia a movimentação dentária, para simular *in vitro* os efeitos da reversão da curva Spee em fio de aço retangular na correção de sobremordida exagerada. Em um modelo inferior com uma curva de Spee de 4 mm e bráquetes edgewise com *slot* 0,022", incorporaram o fio de aço 0,018" x 0,025" em seis diferentes conformações: plano e com curva de Spee reversa aumentando progressivamente de 1 mm a 5 mm. Como resultado, verificaram intrusão de incisivos, caninos e segundos molares, extrusão de pré-molares e primeiros molares, e rotação distal dos molares diretamente proporcionais ao aumento da curva reversa. Por outro lado, não houve expansão ou contração do arco, tampouco mudanças no perímetro do arco com aumento da reversão. A análise fotoelástica, que mostra as regiões de maior tensão

na forma de franjas ou bandas coloridas, apresentou franjas de maiores tamanhos e extensão na região do ápice de incisivos, caninos, primeiros e segundos molares quando se utilizou o fio com curva reversa de 5 mm.

AlQabandi, Sadowsky e BeGole (1999) compararam os efeitos do nivelamento da curva de Spee com arcos contínuos redondos e retangulares com reversão da curva. Os pacientes apresentavam má-oclusão Classe I ou Classe II, com curva de Spee moderada a profunda, e foram tratados com aparelho fixo edgewise pré-ajustado 0,018" x 0,025". Não houve diferença entre os tratamentos, em ambos houve redução significativa da profundidade da curva de Spee e inclinação vestibular dos incisivos inferiores. A análise do coeficiente de correlação não demonstrou relação entre o nivelamento da curva e a vestibularização dos incisivos, mas sim com a redução da distância intercanina e redução do apinhamento. O fio retangular não foi eficiente em prevenir a inclinação porque o calibre do fio utilizado (0,016" x 0,022") não foi suficiente para preencher o *slot* dos bráquetes.

Carcara, Preston e Jureyda (2001), Berstein, Preston e Lampasso (2007) e Preston *et al.* (2008) utilizaram a técnica de Alexander para o nivelamento da curva de Spee, em pacientes com má oclusão de Classe II 1ª divisão, sobremordida profunda, e curva de Spee igual ou maior que 2 mm. Nessa técnica, são incorporados ao fio torque de -5 ° nos incisivos inferiores, inclinação distal de -6° no primeiro molar inferior para facilitar a verticalização desse dente e *tie back* com fio de amarelo no ômega localizado de 1 a 2 mm da entrada do tubo do primeiro ou segundo molar. No fio de aço retangular 0,017" x 0,025", que finaliza o tratamento, é realizada acentuação ou reversão da curva de Spee. Esses estudos comprovaram a efetividade da técnica no nivelamento da curva de Spee, e a estabilidade a longo prazo. A profundidade da curva de Spee pré-tratamento não se mostrou um fator preditivo de recidiva na distância intercaninos, apinhamento, sobremordida, sobressaliência e comprimento do arco.

Bernstein, Preston e Lampasso (2007) relataram que o nivelamento da curva de Spee se deu principalmente pela extrusão de pré-molares, porém os autores ressaltam a necessidade de se considerar o fator "crescimento" dos indivíduos, já que a aposição óssea na borda inferior da mandíbula contribui com

aproximadamente 1,55 mm na mudança da posição vertical dos pré-molares. Os efeitos do nivelamento da curva de Spee na posição dos incisivos inferiores e na altura facial inferior, ou seja, rotação horária da mandíbula, foram mínimos e se mantiveram estáveis a longo prazo.

No estudo de Chiqueto, Martins e Janson (2008), utilizou-se a mecânica intrusiva com reversão e acentuação da curva de Spee em fios de aço inoxidável redondos e retangulares para tratamento de sobremordida exagerada, gerando forças de 100 a 150 g. A amostra compreendia 30 pacientes com má-oclusão Classe I ou Classe II 1ª divisão, com sobremordida inicial de 6 +/- 0,84 mm. Como resultado, em comparação com um grupo controle que não necessitava de correções verticais, essa mecânica ocasionou maiores mudanças na sobressaliência, sobremordida, vestibularização de incisivos e deslocamento posterior do ápice radicular. A inclinação nos incisivos foi mais crítica nos dentes superiores porque o vetor intrusivo está mais distante do centro de resistência. Houve correlação estatisticamente significativa entre reabsorção radicular e a quantidade de sobremordida corrigida e de intrusão de incisivos superiores, sendo que 69,59% dos dentes apresentaram reabsorção apical de moderada à severa.

Goel, Tandon e Agrawal (2014) avaliaram o grau de intrusão, de reabsorção apical e os efeitos sobre o incisivo superior com fio com curva acentuada. A intrusão foi calculada pela distância entre a borda incisal do incisivo superior e o plano oclusal maxilar, e não apresentou diferenças significativas entre os grupos. Para avaliação da reabsorção, foram feitas radiografias antes da fase de intrusão e logo após seu término, limitando a análise ao período de intrusão ativa. O arco com curva acentuada foi a mecânica com menores taxas de reabsorção quando comparado a outras mecânicas intrusivas. Porém, não foi eficaz na correção da sobressaliência, e o nivelamento da curva se deu principalmente por extrusão de pré-molares e não por intrusão de incisivos, como constatado pelos autores através da medida cefalométrica entre o plano palatino e o incisivo superior.

2.2 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

O Método de Elementos Finitos (MEF) trata-se de um modelo matemático em que meios contínuos são subdivididos ou discretizados em elementos menores,

conectados por pontos comuns denominados nós, possibilitando o cálculo das interações matemáticas no sistema em resposta à determinada carga. O método de transformar sistemas complexos em estruturas menores para avaliar o comportamento de todo domínio é muito utilizado em pesquisas, sendo o MEF o mais utilizado entre eles (ZIENKIEWICZ E TAYLOR, 2000).

O termo elementos finitos foi utilizado pela primeira vez em 1960 e o método surgiu a partir de estudos de matemáticos somado a esforços de engenheiros em aplicar o modelo matemático a estruturas reais. Atualmente é utilizado em diversas áreas da engenharia, como análise das estruturas, mecânica dos sólidos, mecânica dos fluidos, eletromagnetismo, transmissão de calor, acústica, entre outras (ZIENKIEWICZ E TAYLOR, 2000). Começou a ser utilizado em estudos na área de Odontologia pouco tempo depois, com o primeiro artigo publicado em 1969. Desde então, foi amplamente difundido, principalmente em pesquisas de Materiais Dentários, Reabilitação Oral e Ortodontia (SHAW, SAMESHIMA e VU, 2004).

A análise de elementos finitos é dividida em três fases: pré-processamento, processamento e pós-processamento. Na fase de pré-processamento é realizada a representação gráfica do modelo, por meio de softwares pré-processadores, e determinados os tipos de elementos, propriedades físicas dos materiais, e condições de contorno (fixação do modelo e carregamentos). A fase de processamento é realizada em softwares de elementos finitos, em que são geradas as equações algébricas que calculam o deslocamento nodal de cada elemento da estrutura. Os resultados gerados são analisados na fase de pós-processamento: visualização do equilíbrio estático, deformação da estrutura, e distribuição de tensões e temperaturas por escala de cor (ASSUNÇÃO *et al.*, 2009; MELCONIAN, 2014).

O MEF é aplicado à ortodontia para avaliação da distribuição de tensões, deformações e deslocamentos que acontecem em um tratamento ortodôntico (MIDDLETON, JONES e WILSON, 1990). Isso dependerá diretamente das propriedades e condições de contorno atribuídas ao modelo. Os estudos geralmente utilizam modelos linearmente elásticos em que as deformações da estrutura são diretamente proporcionais às forças aplicadas (LOTTI *et al.*, 2006). Nesse sistema, o Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young é definido como o valor da tensão em uma direção que causa uma deformação unitária na mesma direção, ou a razão

entre a tensão e a deformação nessa direção (DS SOLIDWORKS, 2012). Ou seja, o Módulo de Elasticidade expressa a rigidez do material, pois representa a tensão necessária para produzir uma quantidade unitária de deformação elástica (MELCONIAN, 2014). Para materiais com comportamento linear elástico, o Módulo de Elasticidade é representado pela equação:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Em que: $E = \text{Módulo de Elasticidade}$

$\sigma = \text{Tensão}$

$\varepsilon = \text{Deformação}$

Ao tracionar-se um material na direção longitudinal, o esforço gera contrações nas direções transversais. O cálculo da razão da deformação relativa transversal e da deformação relativa longitudinal resulta no denominado Coeficiente de Poisson, grandeza adimensional que deve ser atribuída aos materiais em análises de elementos finitos (SHAW, SAMESHIMA e VU, 2004; DS SOLIDWORKS, 2012).

$$\nu = \frac{\varepsilon \text{ transversal}}{\varepsilon \text{ longitudinal}}$$

Em que: $\nu = \text{Coeficiente de Poisson}$

$\varepsilon = \text{Deformação}$

No método de elementos finitos, é necessário definir se os materiais serão isotrópicos, ortotrópicos ou anisotrópicos. O material é considerado isotrópico quando suas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções (X, Y, Z), ortotrópico quando iguais em duas direções, e anisotrópico, diferentes nas três direções (LOTTI *et al.*, 2006).

As condições de contorno são importantes para indicar o posicionamento do modelo no espaço e as restrições mecânicas a que está submetido. Após a realização dessas etapas, o modelo está pronto para receber o carregamento que simula a mecânica ortodôntica. As escalas de cor, geradas como resultado, são variáveis e para interpretá-las é preciso observar a legenda de cada figura. O

programa distribui o intervalo numérico resultante no espectro de cores da escala, que é distinto para cada parâmetro estudado (SHAW, SAMESHIMA e VU, 2004). Além disso, é importante fazer uma avaliação crítica se os resultados são fisicamente aceitáveis e compará-los aos encontrados por outros métodos de estudo (MELCONIAN, 2014).

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL:

Avaliar os deslocamentos dentários e as tensões geradas no ligamento periodontal após a aplicação da mecânica de curva reversa no arco dentário inferior com Curva de Spee profunda.

3.2 OBJETIVO ESPECÍFICO:

Determinar, por meio do método de elementos finitos, as tensões e deslocamentos que são dissipadas aos caninos, pré-molares e molares e ligamentos periodontais no nivelamento da curva de Spee com a utilização da mecânica de arco contínuo com curva reversa pré-fabricada com fio retangular de níquel-titânio e aço inoxidável.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O modelo de uma hemi-arcada inferior foi construído graficamente utilizando o software Rhinoceros® 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA), a partir de exames de tomografia computadorizada helicoidal de indivíduos adultos, pertencentes ao arquivo do Núcleo de Tecnologias Tridimensionais (NT3D) do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer. O modelo é constituído por hemi-arco dentário com todos os dentes permanentes, exceto terceiros molares e ligamento periodontal com 0,20 mm de espessura (CABALLERO *et al.*, 2015). Foi simulada uma curva de Spee entre o segundo molar e o incisivo central com profundidade máxima de 4 mm, na região da cúspide do segundo pré-molar (figura 2), sem presença de apinhamento dentário. Foi atribuída condição de contorno de simetria, sendo o quadrante esquerdo o espelho do quadrante direito

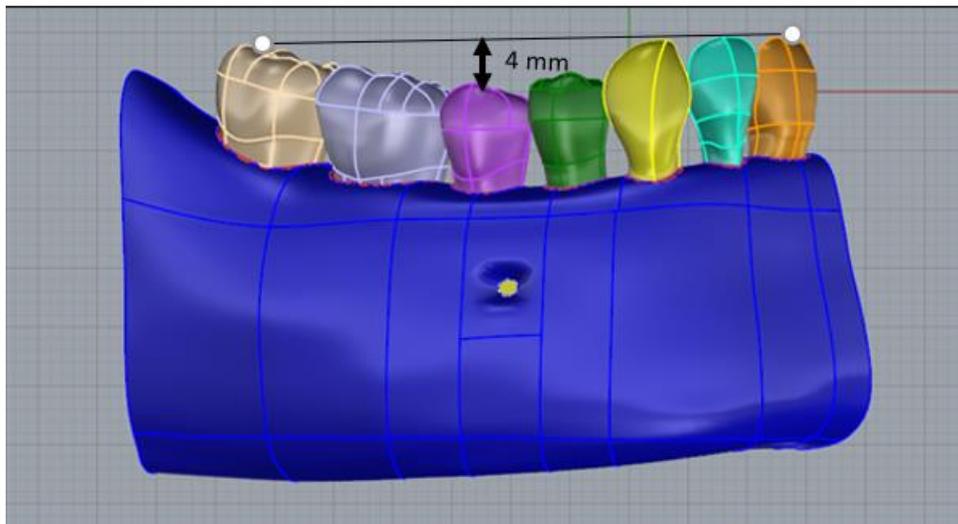


Figura 2 - Vista lateral mostrando a Curva de Spee.

O modelo anatômico foi importado para o software Altair® HyperWorks® v.2017.2 (Altair Engineering Inc., Michigan, USA) onde foram realizadas as fases de processamento e análise dos resultados. Foram simulados bráquetes e tubos de aço inoxidável com *slot* 0,022"x0,028", com torque e inclinação de 0° e base com 1 mm de espessura, tendo como referência o bráquete Twin-Edge® (TP Orthodontics, Inc, Indiana, USA). A condição de interface utilizada entre essas peças e os dentes foi de

“contato colado”, sendo posicionados no centro mesiodistal das faces vestibulares da coroa dentária, com o *slot* perpendicular ao longo eixo dentário e posicionado a 4 mm da ponta da cúspide ou da borda incisal e 4,5 mm nos caninos.

O modelo geométrico foi discretizado em elementos tetraédricos do tipo quadráticos, gerando um total de 2.636.002 elementos e 611.273 nós. O modelo apresentou 3 graus de liberdade por nó, ou seja, pode receber aplicação de forças e transladar nas 3 direções X, Y e Z. Foram utilizados como referência para o controle de malha os ligamentos periodontais (figura 3), os *slots* dos bráquetes e os arcos ortodônticos (figura 4), com 2 a 4 elementos na espessura dessas estruturas. Por serem regiões de contato importantes para a análise de mecânicas ortodônticas, uma malha mais refinada, proporciona resultados mais precisos.

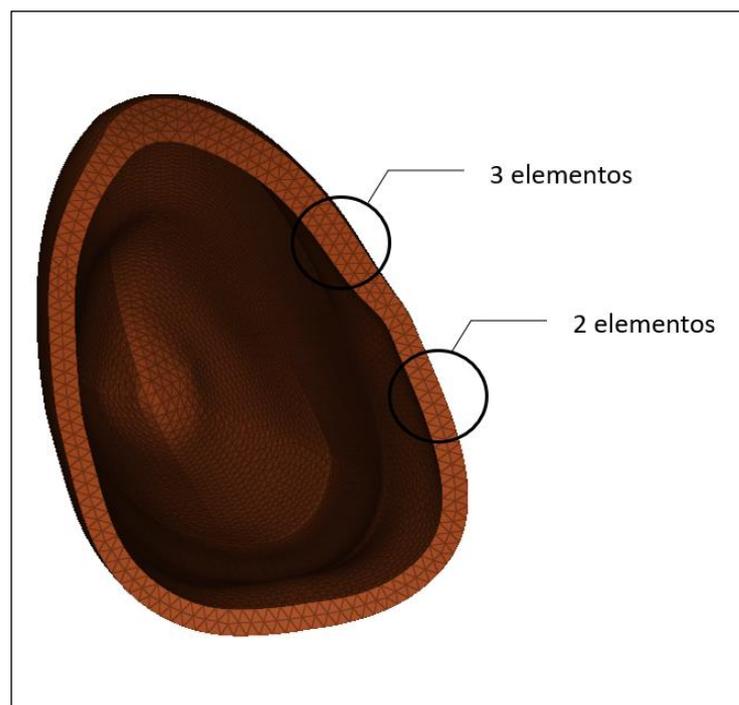


Figura 3 – Refinamento da malha de elementos tetraédricos na região do ligamento periodontal. Destaque para a espessura do ligamento periodontal com 2 a 3 elementos.

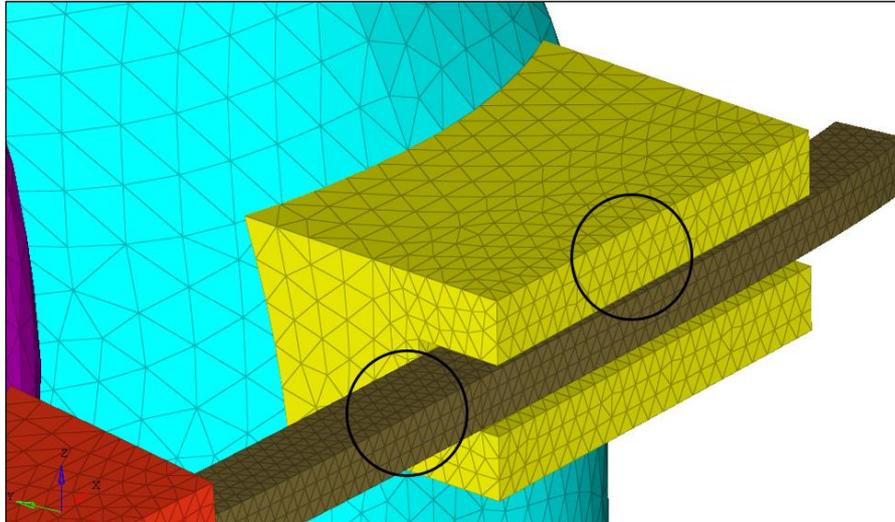


Figura 4 – Refinamento da malha de elementos tetraédricos na região do fio ortodôntico e bráquete.

Quanto às propriedades físicas e mecânicas, o modelo foi definido como isotrópico, e o Coeficiente de Poisson e Módulo de Young (Elasticidade) foram considerados conforme o quadro 1:

Quadro 1- Coeficiente de Poisson e Módulo de Young dos materiais.

Material	Módulo de Young	Coeficiente de Poisson
Ligamento Periodontal⁺	7×10^{-2} MPa	0,45
Dentina⁺	$1,9 \times 10^4$ MPa	0,31
Ossó medular⁺	$1,37 \times 10^3$ MPa	0,3
Aço inoxidável⁺⁺	193 GPa	0,3
Nitinol⁺⁺⁺	41 GPa	0,33

⁺ MIDDLETON, JONES e WILSON, 1990; ⁺⁺ Ficha técnica de aço inoxidável Irestal Group; ⁺⁺⁺ Nitinol Devices & Components Westinghouse Drive

O nivelamento da curva de Spee foi simulado com dois tipos de arcos ortodônticos:

1) fio de níquel-titânio retangular 0,016"x0,022" contínuo com curva reversa pré-fabricada;

2) fio de aço inoxidável retangular 0,016"x0,022" contínuo com curva reversa pré-fabricada;

Foi utilizado como referência para modelagem, o arco Reflex® (TP Orthodontics, Inc, Indiana, USA). Os arcos foram coordenados à arcada (figura 5) e adaptados aos *slots* dos bráquetes, para análise do carregamento gerado pela restituição elástica da deformação do fio. O “contato colado” considerado entre o fio e os *slots* dos bráquetes permitiu o deslizamento do fio nos *slots* sem que pudesse deslocar para fora. A Figura 6 mostra o posicionamento passivo do arco em relação aos bráquetes. Assim, para adaptá-lo aos *slots* houve grande deflexão do fio, sendo necessário que o processo de solução matemática do modelo fosse não-linear por ocorrência de grande deslocamento.

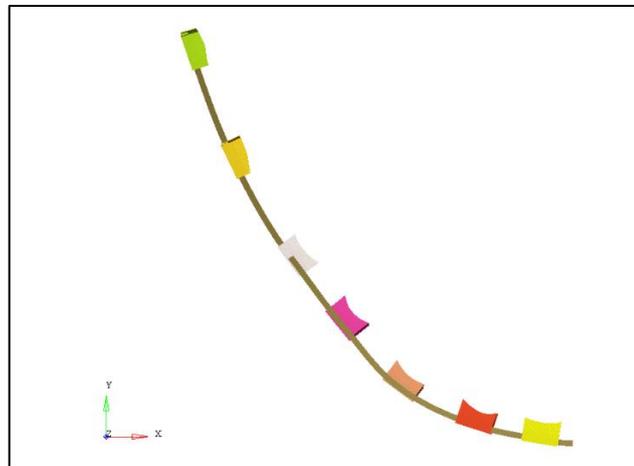


Figura 5 - Vista superior bráquetes e fios.

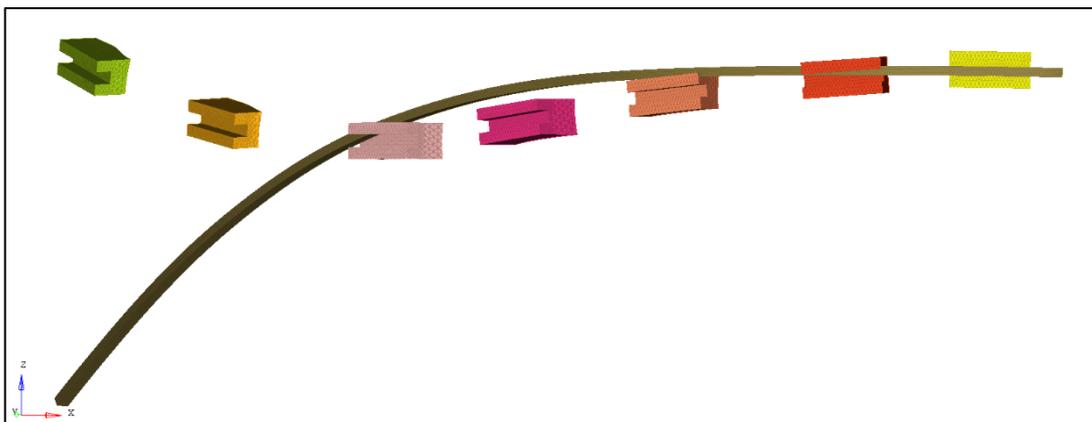


Figura 6 – Posicionamento do fio antes da adaptação aos bráquetes.

O cálculo em etapas teve 7 passos:

1 - 5: Posicionamento do fio nos *slots* dente a dente;

6: Acionamento dos contatos;

7: Carregamento da força gerada pela restituição elástica do fio;

A média de tempo de processamento do modelo foi de 14 horas, utilizando dois processadores Intel® Xeon® de 2,80 GHz e memória de 96 GB.

A visualização dos resultados foi feita por uma escala de cores, em que cada tonalidade corresponde a uma quantidade de tensão ou deslocamento gerada sobre as estruturas. Foram analisadas:

a. Tendência de deslocamento global: tendência de deslocamento nas 3 direções do espaço. A escala representa os valores em milímetros e é crescente das cores frias (tons de azul) para cores quentes (tons de vermelho).

b. Tendência de deslocamento vertical: tendência de deslocamento na direção Z. Os valores positivos representam extrusão dentária e valores negativos representam intrusão dentária.

c. Tensão principal máxima: correspondem às máximas tensões. Os valores positivos representam tração e os valores negativos compressão.

5 RESULTADOS

Os resultados a seguir representam a tendência de deslocamento e a distribuição de tensões geradas como resposta imediata à incorporação do fio aos bráquetes. Com o modelo desenvolvido, foi possível a avaliação dos resultados em caninos e dentes posteriores.

5.1 SIMULAÇÃO COM FIO NÍQUEL-TITÂNIO

A figura 7 apresenta a tendência de deslocamento global, na vista vestibular (A) e lingual (B). A escala de cor mostra a tendência de deslocamento em milímetros, em ordem crescente das cores frias para cores quentes. Ou seja, os menores deslocamentos são representados pela cor azul e os maiores, pela cor vermelha. Os molares apresentaram movimentação praticamente nula, na faixa de 0,000065 a 0,019 mm. Na face vestibular da raiz do canino e na face lingual do primeiro pré-molar, houve uma região de estabilidade, representada pela cor azul escura, que indica uma tendência de giro ao redor desse ponto. O segundo pré-molar foi o dente que apresentou um movimento vertical mais expressivo, pois obteve um gradiente de cor contínuo ao longo do dente.

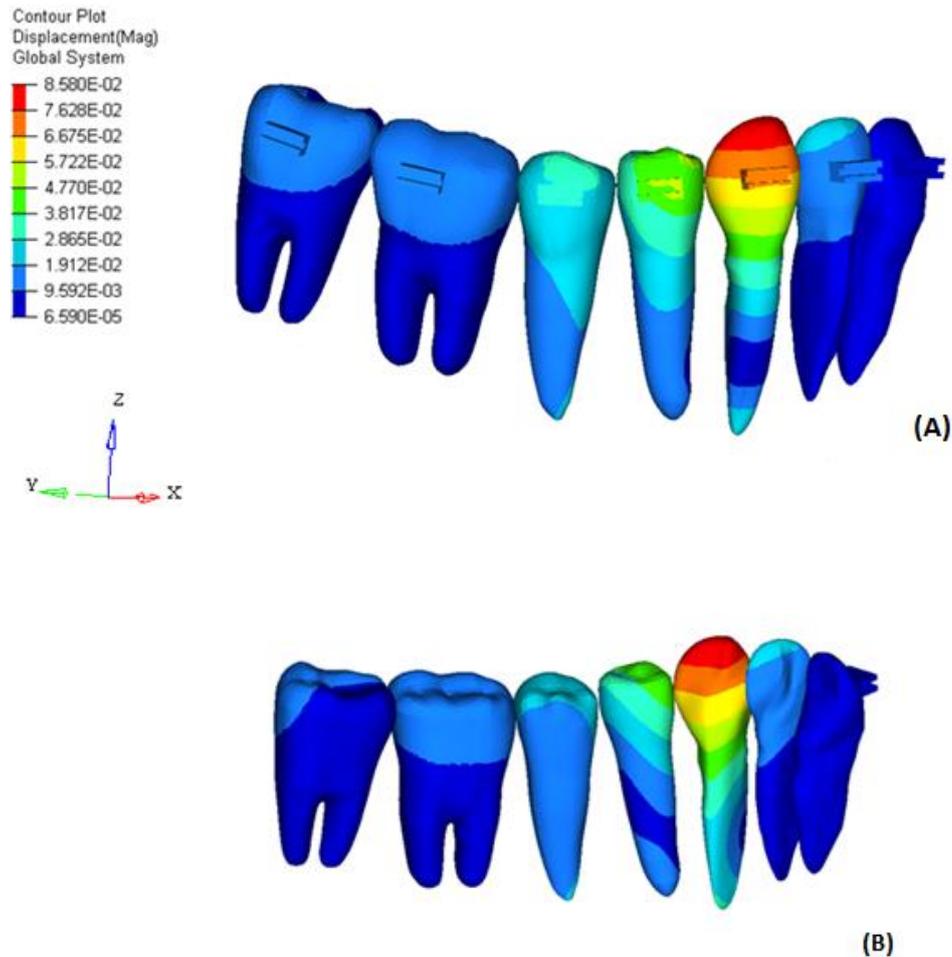


Figura 7 – Demonstração do deslocamento global após a inserção do fio de níquel-titânio por vista vestibular (A) e vista lingual (B).

Quando o deslocamento vertical foi isolado (figura 8), foi possível constatar qual o sentido da movimentação. Os valores positivos que são representados pelas cores quentes (amarelo, laranja e vermelho) indicam extrusão dentária, enquanto os valores negativos representados pelas cores frias (tons de azul) indicam tendência de intrusão dentária. A faixa de coloração verde, na transição de valores negativos para positivos, mostra as regiões com menor deslocamento vertical. Assim, o movimento vertical apresentado pelo segundo pré-molar foi de extrusão, principalmente o lado mesial, com coloração vermelha. O canino exibiu extrusão na face vestibular e intrusão na face lingual, indicando uma tendência a inclinar no sentido lingual. Já o primeiro pré-molar tendeu a intruir na face vestibular e extruir na face lingual, ou seja, tendeu a inclinar no sentido vestibular. Portanto, o canino e o primeiro pré-molar não apresentaram um

movimento de intrusão ou extrusão significativos na fase inicial de nivelamento, mas sim de inclinação.

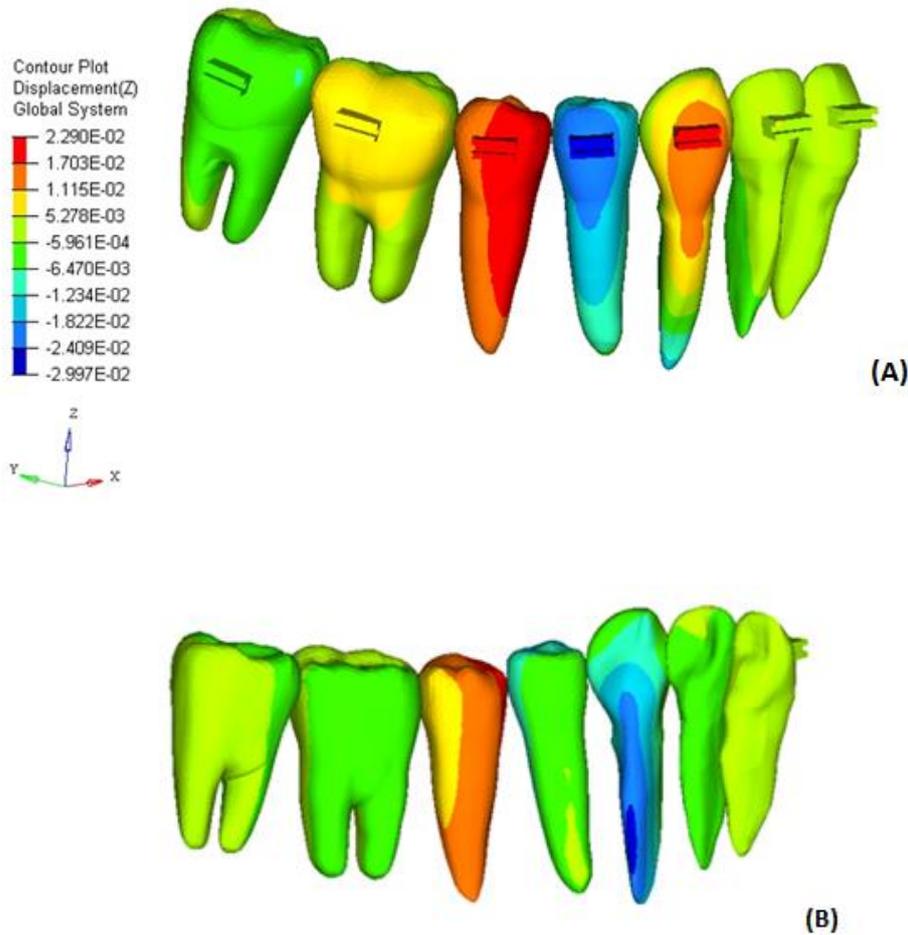


Figura 8 - Demonstração do deslocamento vertical após a inserção do fio de níquel-titânio por vista vestibular (A) e vista lingual (B); Os valores positivos representam extrusão e os valores negativos representam intrusão.

Essa tendência de inclinação de canino e primeiro pré-molar também foi confirmada pela distribuição de tensões nos ligamentos periodontais (figuras 9 e 10). Os valores negativos indicam compressão do ligamento periodontal e os valores positivos indicam tração. O ligamento periodontal do canino foi tracionado na região cervical no lado vestibular, principalmente na região de cor vermelha, e comprimido na região do ápice, mostrando uma tendência de inclinação lingual. O ligamento periodontal do primeiro pré-molar foi comprimido na vestibular, representado pela cor azul claro, mostrando a tendência de inclinação nessa direção. Na figura 10 (B), o detalhe do ligamento

periodontal do segundo pré-molar mostra a tração que o movimento de extrusão desse dente provocou na região do ápice, representada pelas cores amarela e laranja.

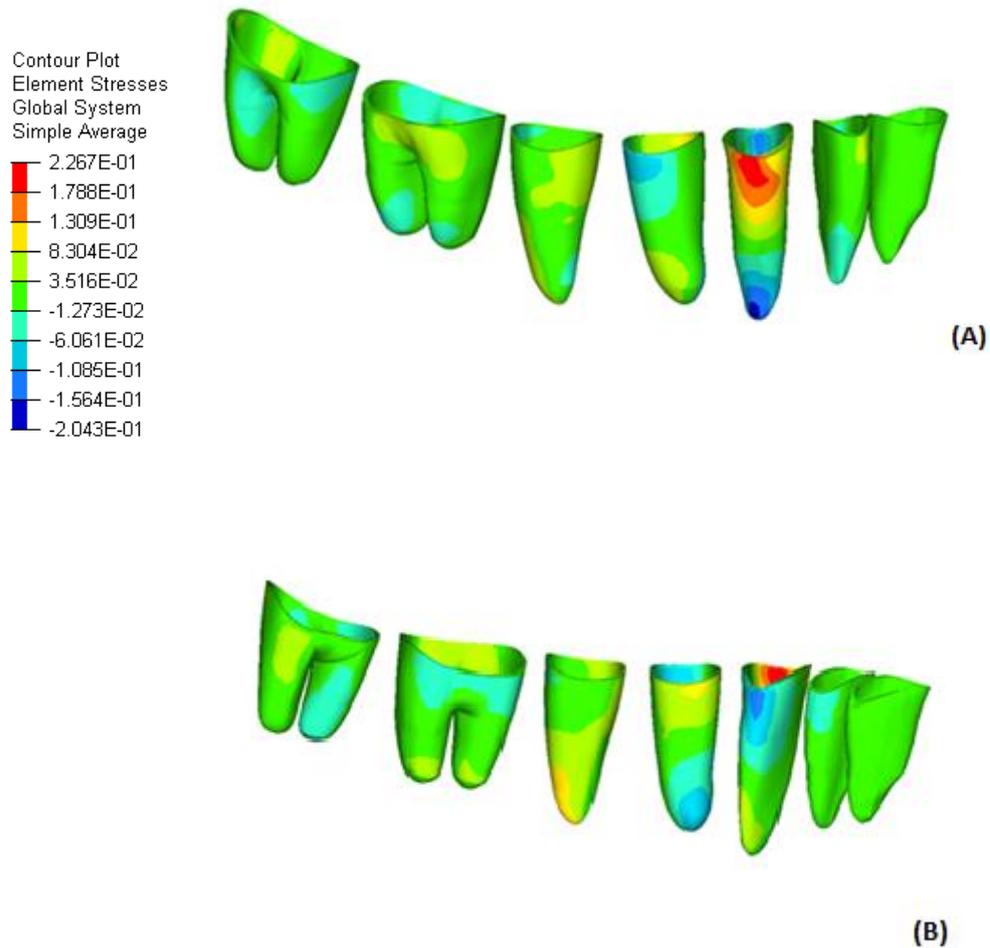


Figura 9 – Demonstração da tensão principal máxima nos ligamentos periodontais após a inserção do fio de níquel-titânio por vista vestibular (A) e vista lingual (B); Os valores positivos representam tração e os valores negativos representam compressão.

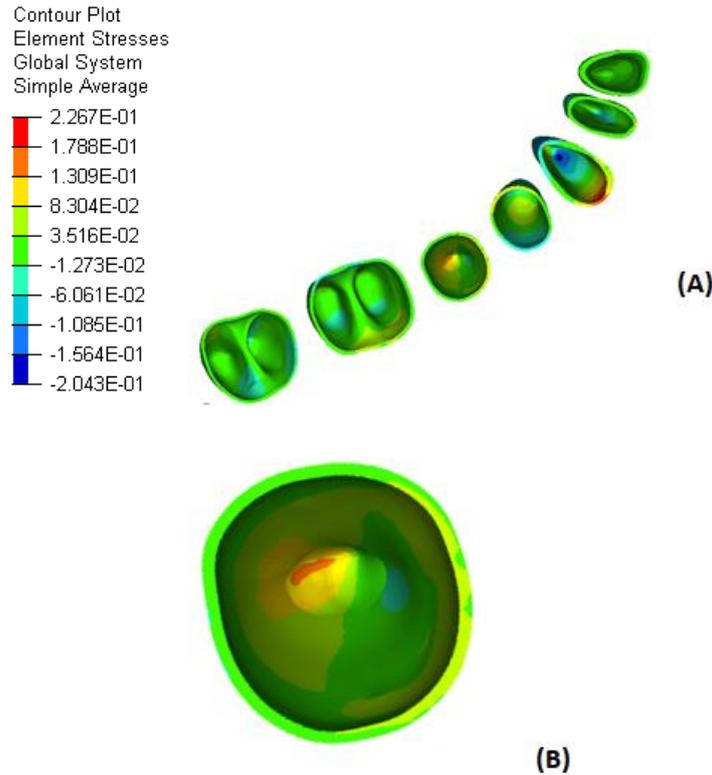


Figura 10 - Demonstração da tensão principal máxima nos ligamentos periodontais após a inserção do fio de níquel-titânio por (A) vista oclusal e (B) detalhe segundo pré-molar; Os valores positivos representam tração e os valores negativos representam compressão.

5.2 SIMULAÇÃO COM FIO DE AÇO INOXIDÁVEL

A figura 11 mostra a tendência de deslocamento global dos dentes com o fio de aço inoxidável. Os resultados apresentaram o mesmo padrão de tendência de deslocamento observado com o fio níquel-titânio, porém em maior magnitude. Os valores de deslocamento nessa escala são maiores que os da simulação com fio de níquel- titânio, portanto os deslocamentos representados por cada cor foram maiores. O canino e o primeiro pré-molar também apresentaram um ponto de estabilidade (cor azul escuro) indicativo de tendência de giro ao redor desse ponto e o segundo pré-molar, deslocamento vertical. Com o fio de aço inoxidável, o primeiro molar passou a ter uma tendência maior de deslocamento inicial, representada pela nuance de tons de azul, a coroa foi a região com maior deslocamento.

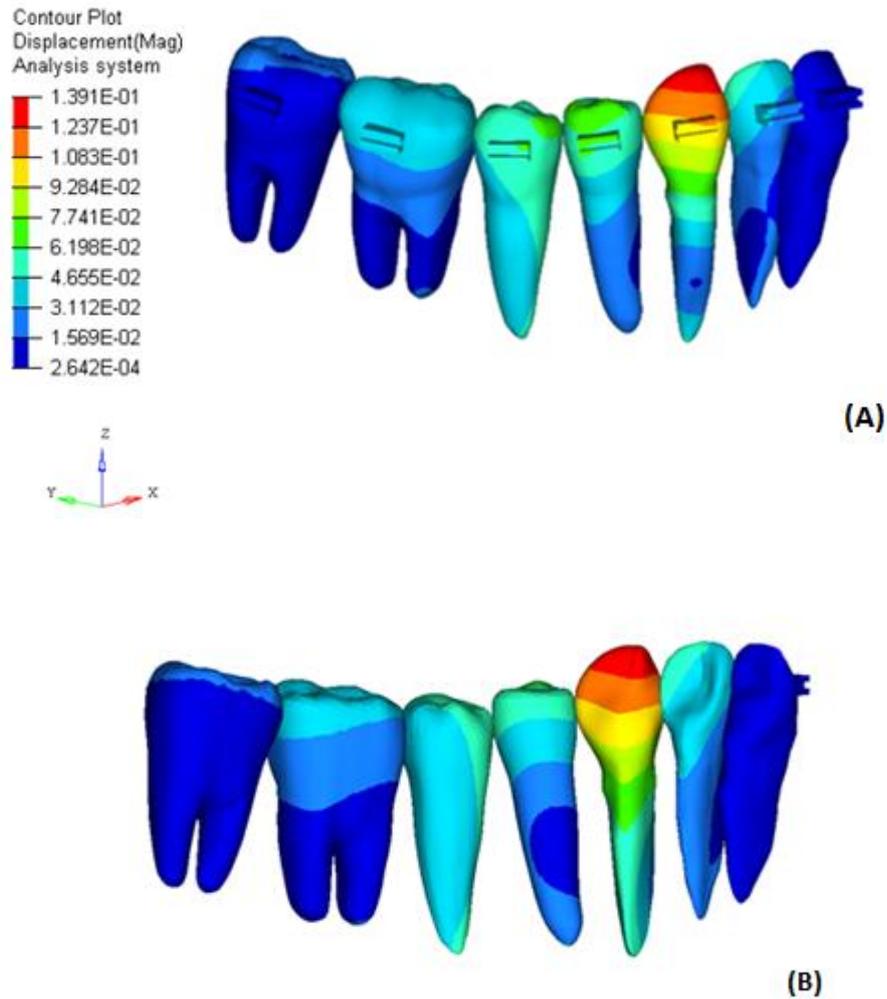


Figura 11 - Demonstração do deslocamento global após a inserção do fio de aço inoxidável por vista vestibular (A) e vista lingual (B).

Na figura 12, o resultado isolado de deslocamento vertical mostra os movimentos de extrusão com valores positivos (cores quentes) e movimentos de intrusão com valores negativos (cores frias). A transição da escala, representada pela cor verde indica as regiões mais estáveis no sentido vertical. O segundo pré-molar apresentou tendência de extrusão, com as cores vermelho e laranja ao longo da coroa e raiz. A coloração azul na face lingual do canino mostra a tendência de intrusão e inclinação nesse sentido. No primeiro pré-molar houve tendência de intrusão na face vestibular e parte da face lingual, sendo que a porção mesial da face lingual e a face mesial apresentaram estabilidade (cor verde), portanto esse dente teve tendência de inclinação para vestibular e para distal. O primeiro molar tendeu a extruir na porção mesial da face

vestibular e intruir na porção distal da face lingual, provocando um deslocamento para lingual e distal.

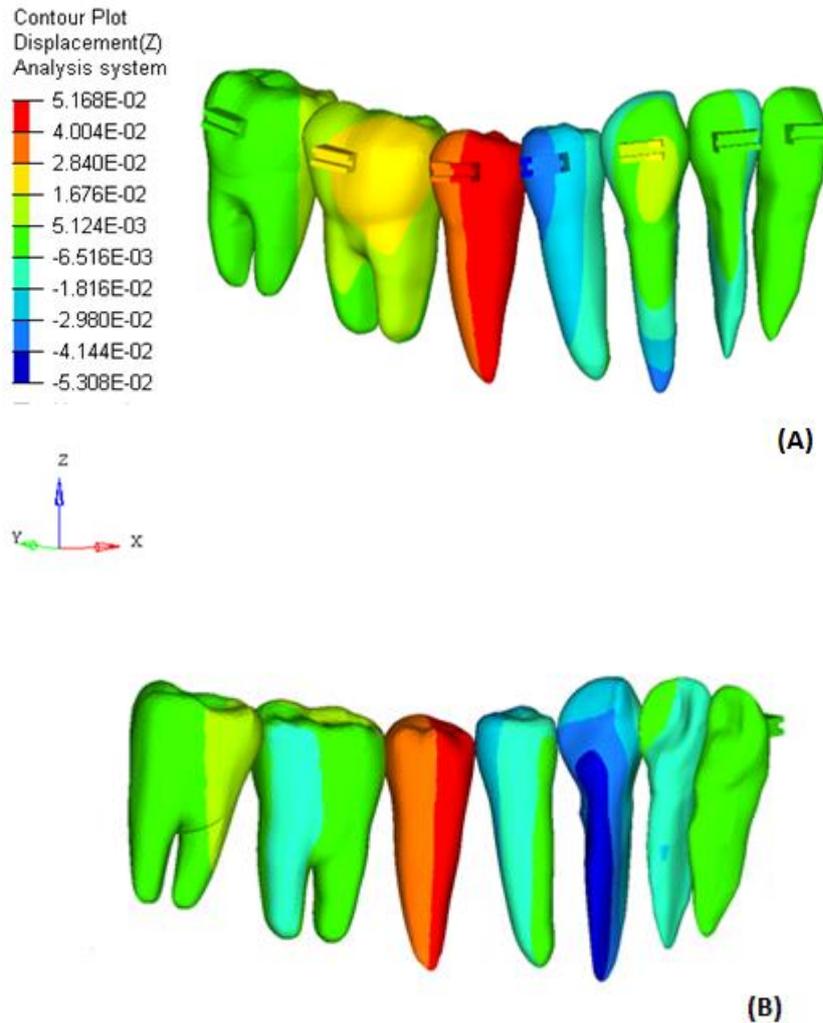


Figura 12 - Demonstração do deslocamento vertical após a inserção do fio de aço inoxidável por vista vestibular (A) e vista lingual (B); Os valores positivos representam extrusão e os valores negativos representam intrusão.

Nas figuras 13 e 14, as tensões principais nos ligamentos periodontais, mostram as regiões que sofreram tração (valores positivos) e compressão (valores negativos) em resposta aos deslocamentos dentários. A inclinação do canino no sentido lingual ocasionou tração na parte vestibular (cores vermelha e laranja) e compressão na parte lingual (tons de azul) do ligamento desse dente. A cor azul clara, na face vestibular do ligamento do primeiro pré-molar e na face lingual do primeiro molar, indica compressão

do ligamento resultantes da inclinação do primeiro pré-molar para vestibular e do primeiro molar para lingual. A figura 14 (B) confirma a extrusão do segundo pré-molar que provocou tração expressiva na região do ápice, representada pelas cores vermelha, laranja e amarela.

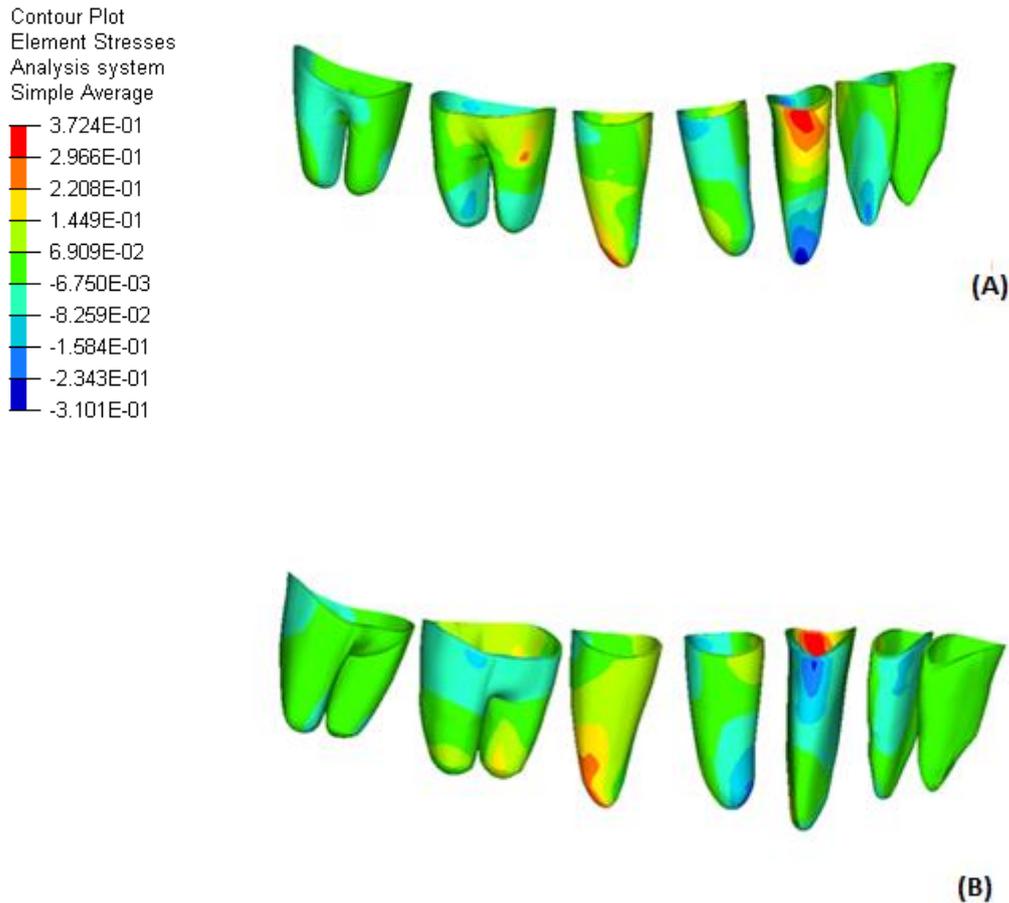


Figura 13 - Demonstração da tensão principal máxima nos ligamentos periodontais após a inserção do fio de aço inoxidável por vista vestibular (A) e vista lingual (B); Os valores positivos representam tração e os valores negativos representam compressão.

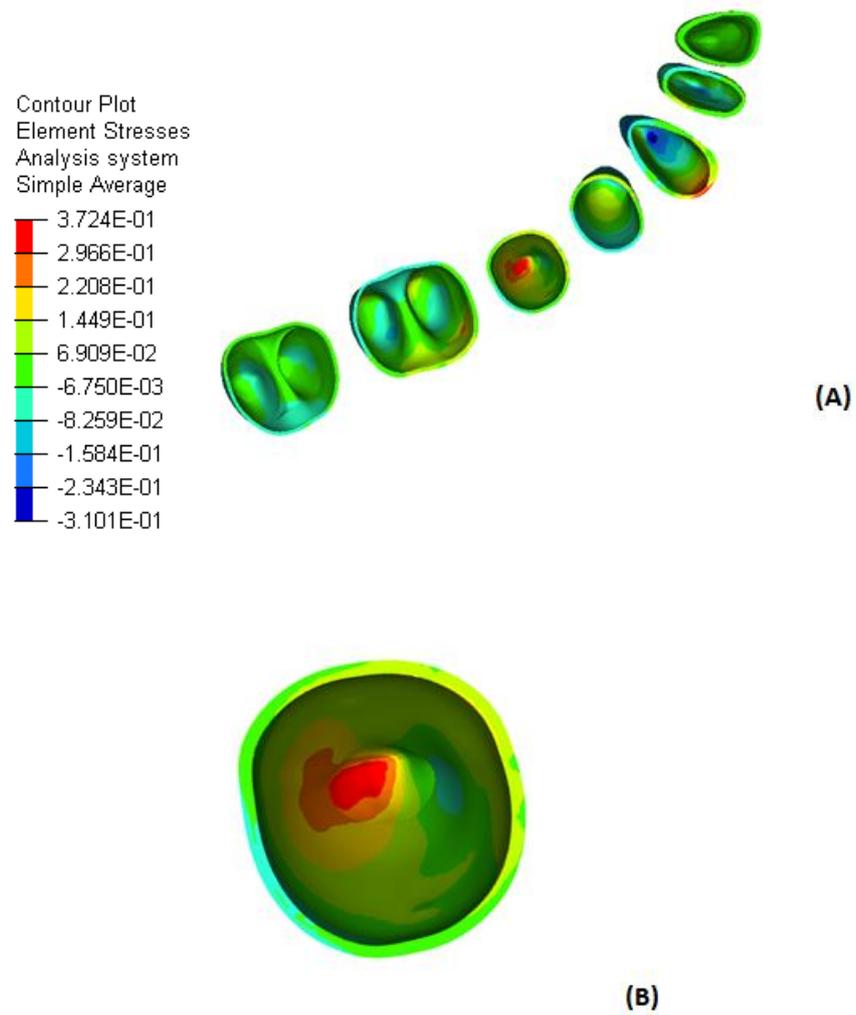


Figura 14 - Demonstração da tensão principal máxima nos ligamentos periodontais após a inserção do fio de níquel-titânio por (A) vista oclusal e (B) detalhe segundo pré-molar; Os valores positivos representam tração e os valores negativos representam compressão.

6 DISCUSSÃO

O método de elementos finitos foi utilizado nesse estudo pois se destaca dentre outras ferramentas de simulação por proporcionar a avaliação da distribuição de tensões e deslocamentos, nos dentes e periodonto, e ter aplicação consolidada em estudos na área de Ortodontia (KNOP, GANDINI e SHINTCOVSK, 2015). A movimentação dentária é complexa de se reproduzir em simulações *in-vitro* ou numéricas, pois é resultado de um processo de diferenciação celular e remodelação óssea (CATTANEO, DALSTRA e MELSEN, 2005). A simulação realizada por um modelo linearmente elástico traduz o deslocamento inicial dos dentes que se desencadeiam imediatamente após o carregamento imposto na mecânica ortodôntica, sem considerar o fator tempo (SHAW, SHAMESHIMA e VU, 2004; CATTANEO, DALSTRA e MELSEN, 2005; LOTTI *et al.*, 2006; FILL *et al.*, 2012).

O nivelamento da curva de Spee com arco com curva reversa pré-fabricada é uma mecânica de arco contínuo que envolve toda a arcada inferior. Assim, foi necessário a modelagem de dentes, ligamentos periodontais, osso trabecular, osso cortical, bráquetes e fios ortodônticos. Quanto mais detalhado o modelo, mais preciso os resultados, porém maior dificuldade de validar as interações e contatos entre as estruturas (KAMBLE *et al.*, 2012; MELCONIAN, 2014; KNOP, GANDINI e SHINTCOVSK, 2015). No modelo desenvolvido, a interação entre o fio e o slot do bráquete do incisivo central não foi processada, portanto o carregamento não foi aplicado a esse dente. Por esse motivo, os incisivos não foram considerados na análise dos resultados, sendo necessário um aperfeiçoamento do modelo para que os efeitos da mecânica sejam avaliados nesses dentes.

Diferente de outras simulações de mecânicas ortodônticas em que um vetor com uma quantidade específica de força é aplicado sobre um dente ou grupo de dentes (MIDDLETON, JONES e WILSON, 1990; SHAW, SHAMESHIMA e VU, 2004; KAMBLE *et al.*, 2012; CABALLERO *et al.*, 2015), nesta, a força é resultado da recuperação elástica dos fios. Nesse estudo, o calibre e conformação dos arcos de aço e níquel-titânio foram os mesmos, portanto a diferença entre as mecânicas se deu pelas propriedades física e mecânica dos materiais de composição dos fios. O aço inoxidável apresenta um módulo de elasticidade maior que o do níquel-titânio, refletindo na maior magnitude dos deslocamentos e tensões gerados. O alto módulo de elasticidade do fio

de aço inoxidável demonstra a rigidez desse material, liberando forças maiores aos dentes (ZINELES *et al.*, 2015; MARTINS, 2017). A tendência máxima de deslocamento global para o fio de aço foi 1,6 vezes maior que a encontrada na simulação com fio de níquel-titânio, aproximadamente 0,13 mm e 0,08 mm, respectivamente. O deslocamento global ficou concentrado principalmente nos caninos e pré-molares, enquanto os segundos molares apresentaram estabilidade, independente do fio utilizado.

Com o deslocamento vertical isolado, o segundo pré-molar apresentou tendência de extrusão distribuídas em toda extensão da coroa e raiz, tracionando o ligamento periodontal na região do ápice, nas duas simulações. Esse comportamento era esperado por ser o dente que apresentava a maior profundidade da curva no início da simulação (SHANNON e NANDA, 2004; BERSTEIN, PRESTON e LAMPASSO 2007; GOEL, TANDON E AGRAWAL, 2014). A extrusão de dentes posteriores é muitas vezes contraindicada, mas em casos com pouca exposição de incisivos ou altura facial inferior curta é a melhor opção para o nivelamento da curva de Spee (PROFFIT, FIELDS e SARVER, 2007).

O primeiro pré-molar, com o fio de aço inoxidável, apresentou tendência de intrusão na face vestibular que se atenuou em direção à face lingual, sem deslocamento na região mésio-lingual, com isso o dente apresentou uma tendência de inclinação para vestibular e distal. Com o fio de níquel- titânio, a face vestibular apresentou tendência de intrusão e a face lingual de extrusão, resultando em inclinação para vestibular. As tensões no ligamento periodontal confirmaram essa tendência pois houve compressão na face vestibular e tração na face lingual. Esse resultado não foi o mesmo obtido por estudos clínicos que relataram tendência de extrusão desse dente (BRAUN, HNAT e JOHNSON, 1996; SHANNON e NANDA, 2004; BERSTEIN, PRESTON e LAMPASSO 2007; GOEL, TANDON E AGRAWAL, 2014).

A verticalização de molares para correção da curva de Spee relatada nos estudos que utilizaram a técnica de Alexander (CARCARA, PRESTON e JUREYDA, 2001; BERSTEIN, PRESTON e LAMPASSO 2007; e PRESTON *et al.* 2008) se deu porque foi incorporada inclinação distal no primeiro molar. Nesse estudo, essa verticalização não foi observada na simulação com fio de níquel-titânio, mas apareceu no primeiro molar com a utilização do fio de aço inoxidável. Esse dente apresentou

tendência de extrusão na parte mesial da face vestibular e intrusão ao longo da parte distal da coroa e raiz na face lingual. Ou seja, verticalizou e inclinou para lingual.

O canino apresentou tendência de extrusão na face vestibular e intrusão na face lingual, resultando em inclinação no sentido lingual. O ligamento periodontal ficou tracionado na face vestibular e comprimido na face lingual. Simulações anteriores relataram que esse dente intrui e/ou vestibulariza com o nivelamento da curva de Spee (CLIFFORD, ORR e BURDEN, 1999; CABALLERO *et al.*, 2015). Essa diferença pode ser por conta do ponto de aplicação da força em relação ao centro de resistência do dente ou torque provocado pelo fio quando incorporado ao bráquete do canino.

As movimentações de intrusão/vestibularização de caninos (CLIFFORD, ORR e BURDEN, 1999; CABALLERO *et al.*, 2015) e extrusão de primeiros pré-molares (BRAUN, HNAT e JOHNSON, 1996; SHANNON e NANDA, 2004; BERSTEIN, PRESTON e LAMPASSO 2007; GOEL, TANDON E AGRAWAL, 2014) relatadas na literatura, mas que não foram observadas nesse estudo, podem não ser imediatas à aplicação da mecânica e não aparecerem na tendência inicial de deslocamento simulada por meio do MEF. (LOTTI *et al.*, 2006; KNOP, GANDINI e SHINTCOVSK, 2015).

7 CONCLUSÃO

A partir da simulação realizada foi possível concluir que:

1. O fio de aço inoxidável dissipou forças e tensões de maior magnitude em relação ao fio de níquel-titânio, devido ao seu módulo de elasticidade ser maior.

2. O canino apresentou tendência de inclinação para lingual, tracionando o ligamento periodontal na face vestibular e comprimindo na face lingual, com os dois fios utilizados.

3. O primeiro pré-molar apresentou tendência de inclinação para vestibular com o fio de níquel-titânio e de inclinação para vestibular e distal com o fio de aço inoxidável. No ligamento periodontal, houve compressão na face vestibular e tração na face lingual.

4. O segundo pré-molar foi o dente que apresentou maior tendência de extrusão, tracionando o ligamento periodontal na região do ápice radicular, com os dois fios utilizados.

5. Em ambos os modelos, os molares apresentaram estabilidade. Porém, com o fio de aço inoxidável foi possível observar uma tendência de verticalização do primeiro molar.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALQABANDI, A. K.; SADOWSKY, C.; BEGOLE, E. A. A comparison of the effects of rectangular and round arch wires in leveling the curve of Spee. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.116, p.522–9, 1999.

ANDREWS, F. L. The six keys to normal occlusion. **Am J Orthod**, v.62, p.296-309, 1972.

ASSUNÇÃO, W. G.; BARÃO, V. A.; TABATA, L. F.; GOMES, E.A.; DELBEN, J.A.; SANTOS, P.H. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg**, v.20, p.1173-7, 2009.

BAYDAS, B.; YAVUZ, I.; ATASARAL, N.; CEYLAN, I.; DAGSUYU, I. M. Positions of upper and lower incisors and depth of curve of Spee. **Angle Orthod**, v.74, p.349-55, 2004.

BERNSTEIN, R. L.; PRESTON, C. B.; LAMPASSO, J. Leveling the curve of Spee with a continuous archwire technique: A long-term cephalometric study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.131, p.363-71, 2007.

BRAUN, S.; HNAT, W.P.; JOHNSON, B. E. The curve of Spee revisited. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 110, p. 206-10, 1996.

BRAUN, S.; MARCOTTE, M. R. Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v. 108, p.1-8, 1995.

BRAUN, M.L.; SCHMIDT, W.G. A cephalometric appraisal of the curve of Spee in Class I and Class II Division occlusion for males and females. **Am J Orthod**, v. 42, p. 255-78, 1956.

BURSTONE, C. J. Deep overbite correction by intrusion. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 72, p.1-22, 1977.

CABALLERO, G. M.; CARVALHO FILHO, O. A.; HARGREAVES, B. O.; BRITO, H. H. A.; MAGALHAES JUNIOR, P. A. A.; OLIVEIRA, D. D. Mandibular canine intrusion with the segmented arch technique: A finite element method study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.147, p. 691-7, 2015.

CARCARA, S.; PRESTON, C.B.; JUREYDA, O. The relationship between the curve of Spee, relapse, and the Alexander discipline. **Semin Orthod**, v. 7 p.90-9, 2001.

CATTANEO, P.M.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. **J Dent Res.**, v. 84, p. 428-33, 2005.

CHIQUETO, K.; MARTINS, D. R.; JANSON, G. Effects of accentuated and reversed curve of Spee on apical root resorption. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v. 133, p. 261-8, 2008.

CLIFFORD, P. M.; ORR, J. F.; BURDEN, D. J. The effects of increasing the reverse curve of Spee in a lower archwire examined using a dynamic photo-elastic gelatine model. **Eur J Orthod**, v.21, p.213-22, 1999.

FARELLA, M.; MICHELOTTI, A.; MARTINA, R. The curve of Spee and craniofacial morphology: a multiple regression analysis. **Eur J Oral Sci**, v.110, p. 277-81, 2002.

DE PRAETER, J.; DERMAUT, L.; MARTENS, G.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M. Long-term stability of the leveling of the curve of Spee. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v. 123, p. 266-72, 2002.

FILL, S.; TOOGOOD, R. W., MAJOR, P. W.; CAREY, J. P. Analytically determined mechanical properties of, and models for the periodontal ligament: Critical review of literature. **Journal of Biomechanics**, v. 45, p. 9–16, 2012.

GERMANE, N.; STAGGERS, J. A.; RUBENSTEIN, L.; REVERE, J. T. Arch length considerations due to the curve of Spee: a mathematical model. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 102, p.251-5, 1992.

GOEL, P.; TANDON, R.; AGRAWAL, K. K. A comparative study of different intrusion methods and their effect on maxillary incisors. **J Oral Biol Craniofac Res.** v. 4, p. 186-91, 2014.

GONZÁLEZ DEL CASTILLO MCGRATH, M.; ARAUJO-MONSALVO, V. M.; MURAYAMA, N.; MARTÍNEZ-CRUZ, M.; JUSTUS-DOCZI, R.; DOMÍNGUEZ-HERNÁNDEZ, V. M.; ONDARZA-ROVIRA, R; Mandibular anterior intrusion using miniscrews for skeletal anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v. 154, p. 469-76, 2018.

HITCHCOCK, H. P. The curve of Spee in Stone Age man. **Am J Orthod.**, v. 84, p. 248-53, 1983.

KAMBLE, R. H.; LOHKARE, S.; HARAREY, P. V.; MUNDADA, R. D. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.129, p. 48-53, 2006.

KLINEBERG, I. **Occlusion: principles and assessment.** Oxford, United Kingdom: Buterworth-Heinemann, 1992. 216 p.

KAMBLE, R. H.; LOHKARE, S.; HARAREY, P. V.; MUNDADA, R. D. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.129, p. 48-53, 2006.

KNOP, L.; GANDINI JR., L. G.; SHINTCOVSK, R. L. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. **Dental Press J Orthod**, v.20, p.119-25, 2015.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, E. T., LANDRE JÚNIOR, L. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial** , v. 11, p. 35-43, 2006.

MARSHALL, S. D.; CASPERSEN, M.; HARDINGER, R. R.; RANCISCUS, R. G.; AQUILINO, S. A.; SOUTHARD, T. E. Development of the curve of Spee. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.134, p. 344-52, 2008.

MARTINS, R.P. Early vertical correction of the deep curve of Spee. **Dental Press J Orthod**, v. 22, p.118-25, 2017.

MATSUMOTO, M.A.N.; BOLOGNESE, A.M. Radiographic morphology of the temporomandibular joint related to occlusal characteristics. **Braz Dent J**, v. 5, n. 2, p. 115-20, 1994.

MELCONIAN, M. V. **Modelagem Numérica e Computacional com Similitude e Elementos Finitos**. 1. ed. São Paulo: blucher, 2014. 119 p.

MIDDLETON, J.; JONES, M. L.; WILSON, N. A. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. **J Biomed Eng, Surrey**, v. 12, p. 319-327, 1990.

MONSON, G. S. Applied mechanics to the theory of mandibular movements. **Dent Cosmos**, v. 74, p. 1039-53, 1932.

PRESTON, C. B.; MAGGARD, M.B.; LAMPASSO, J. CHALABI, O. Long-term effectiveness of the continuous and the sectional archwire techniques in leveling the curve of Spee. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v. 133, p. 550-5, 2008.

PROFFIT, W. R.; FIELDS, H. W.; SARVER, D. M. **Ortodontia contemporânea**. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007. 701 p.

RICKETTS, R. M. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part I. **Am J Orthod.**, v.70, p. 241-68, 1976.

ROZZI, M.; MUCEDERO, M.; PEZZUTO, C.; COZZA, P. Leveling the curve of Spee with continuous archwire appliances in different vertical skeletal patterns: A retrospective study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 151, p. 758-66, 2017.

SHANNON, K. R.; NANDA, R. S. Changes in the curve of Spee with treatment and at 2 years posttreatment. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.125, p. 589-96, 2004.

SHAW, A.M.; SAMESHIMA, G. T.; VU, H. V. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. **Orthod Craniofacial Res**, v. 7, p. 98-107, 2004.

VELI, I.; OZTURK, M. A.; UYSAL, T. Curve of Spee and its relationship to vertical eruption of teeth among different malocclusion groups. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.147, p. 305-12, 2015.

WOODS, M. A reassessment of space requirements for lower arch leveling. **J Clin Orthod**, v. 20, n. 11, p. 770-8, 1986.

ZIENKIEWICZ, O.C.; TAYLOR, R. L. **The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals**. Fifth Edition, Oxford, United Kingdom: Butterworth-Heinemann, 2000. 708 p.

ZINELIS, S.; AL JABBARI, Y.S.; GAIANTZPOULOU, M.; ELIADES, G.; ELIADES, T. Mechanical properties of orthodontic wires derived by instrumented indentation testing (IIT) according to ISO 14577. **Prog Orthod.**, p.16 -19, 2015.

<<https://confluentmedical.com/wp-content/uploads/2016/01/Material-Data-Sheet-Shape-Memory.pdf>> acesso em: 03 de setembro de 2017.

<<http://data.irestal.com/files/files/2012030204152715829.pdf>> acesso em: 01 de julho de 2017.

<https://www.solidworks.com/sw/docs/edu_simulation_hotd_instructor_2012.pdf> acesso em: 05 de fevereiro de 2018.