

**ALÇA DE CORREÇÃO RADICULAR MODIFICADA PARA A
VERTICALIZAÇÃO DE MOLARES INFERIORES COM INTRUSÃO**

Edwin Rodrigo Martins

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE ESTRUTURAS

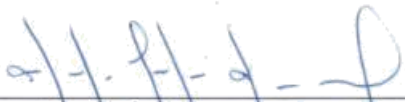
**"ALÇA DE CORREÇÃO RADICULAR MODIFICADA PARA A
VERTICALIZAÇÃO DE MOLARES INFERIORES COM
INTRUSÃO"**


Edwin Rodrigo Martins

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "Mestre em Engenharia de Estruturas".

Comissão Examinadora:


Prof. Dr. Carlos Alberto Cimini Jr.
DEES - UFMG (Orientador)


Prof. Dr. Alexandre Fortes Drummond
Odontologia - UFMG (Coorientador)


Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas
DEES - UFMG


Dra. Giselle Cabral da Costa
ABO-MG

Belo Horizonte, 29 de novembro de 2018

M386a	<p>Martins, Edwin Rodrigo. Alça de correção radicular modificada para a verticalização de molares inferiores com intrusão [recurso eletrônico] / Edwin Rodrigo Martins. - 2019. 1 recurso online (xi, 66 f. : il., color.) : pdf.</p> <p>Orientador: Carlos Alberto Cimini Júnior. Coorientador: Alexandre Fortes Drummond.</p> <p>Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.</p> <p>Apêndices: f. 59-66.</p> <p>Bibliografia: f. 55-58. Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.</p> <p>1. Engenharia de estruturas - Teses. 2. Biomecânica - Teses. 3. Método dos elementos finitos - Teses. 4. Molares - Teses. I. Cimini Júnior, Carlos Alberto. II. Drummond, Alexandre Fortes. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 624(043)</p>
-------	---

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Aos meus pais por toda dedicação, cuidados e ensinamentos.

À minha esposa, pelo companheirismo, amor incondicional e incentivo constante.

À minha filha, eterna inspiração.

À Dra. Gertrudes Pastor que me ajudou nos primeiros passos na odontologia e me abriu a cabeça para alcançar voos maiores na minha profissão.

Ao aluno de graduação em Engenharia Civil, Matheus Henrique de Menezes pela ajuda, principalmente na criação do modelo.

Ao Engenheiro Mecânico Pedro Fonseca Marinho, pela dedicação, boa vontade, pelos ensinamentos e parceria na execução da simulação.

Ao meu orientador, Carlos Alberto Cimini Jr., pelos ensinamentos e pela confiança depositada no meu projeto.

Ao meu co-orientador Alexandre Fortes Drummond pelo auxílio e exemplo de profissional, que se tornou uma referência para meus caminhos na ortodontia desde a graduação.

Ao Professor Estevam Barbosa de Las Casas e ao Grupo de Biomecânica da UFMG, em especial à Veronika Fedotova pelo auxílio precioso.

Aos amigos e funcionários do Departamento de Engenharia de Estruturas da UFMG, em especial aos amigos do MECBIO pela ajuda e carinho.

Aos amigos, professores e funcionários da Faculdade de Odontologia da UFMG, que me acolheram tão bem no estágio docente e nas disciplinas eletivas.

“Sonhos são como Deuses. Quando não se acredita neles, deixam de existir.”

Marcus Tullius Cicero

RESUMO

A verticalização de molares inferiores é um procedimento exigido com muita frequência na prática ortodôntica e que apresenta certa complexidade quando não está indicada a extrusão do molar, o que acontece na grande maioria dos casos. Uma das dificuldades encontradas é estabelecer uma unidade de ancoragem estável e eficiente. Este estudo sugere uma nova alça de verticalização com intrusão, chamada de Alça de Correção Radicular Modificada (ACRM), que tem uma ativação individualizada, visando atingir as forças e momentos ideais para o movimento. Foi selecionado um modelo de gesso e uma tomografia de um paciente adulto jovem que tinha um segundo molar inclinado. Acessórios ortodônticos foram colados no modelo e as forças liberadas pelas alças foram avaliadas por meio de um dinamômetro. A tomografia foi usada para obtenção de modelos tridimensionais para posterior discretização e simulação através do Método de Elementos Finitos. Testou-se três alças: a Alça de Correção Radicular de Burstone (com ativação sugerida por Marcotte), a alça preconizada por Sander e Wichelhaus e a ACRM. A tendência de giro e intrusão do molar foi verificada em todas as alças. A ACRM apresentou, quando comparada à Alça de Sander, apenas 40% do pico de tensão máxima principal na unidade de ancoragem e 58% em relação à alça sugerida por Marcotte. A ativação da alça de verticalização levando em consideração a distância entre o centro de rotação do dente e a linha de ação de forças, como feito com a ACRM, pode apresentar menos efeitos colaterais na unidade de ancoragem, favorecendo sua aplicação clínica e dispensando o uso de mini implantes em alguns casos.

Palavras chave: Verticalização de Molares. Intrusão de Molares. Método dos Elementos Finitos. Biomecânica. Arco Segmentado.

ABSTRACT

The uprighting of lower molars is a frequently required procedure in orthodontic practice and presents a certain complexity when the molar's extrusion is not indicated, which happens in most of the cases. A difficulty is to establish a stable and efficient anchorage unit. This study suggests a new uprighting spring called "Modified Root Correction Spring" (MRCS), which has an individualized activation to reach the ideal forces and moments for the uprighting with intrusion. A plaster model and a tomography of a young adult patient who had an inclined second molar was selected. Orthodontic accessories were bonded in the model for evaluation of the forces released by the springs using a dynamometer. The tomography was used to obtain a three-dimensional model for discretization and simulation using the Finite Element Method. Three springs were tested: the Burstone's Modified Root Correction Spring (with activation indicated by Marcotte), the spring developed by Sander and Wichelhaus, and the MRCS. The tendency of molar uprighting and intrusion was verified in all the springs. The MRCS showed, when compared with the Sander's Spring, only 40% of top maximum principal stress in the anchorage unit and 58% in relation to the Marcotte's spring. The activation of the uprighting spring considering the distance between the tooth rotation center and the forces' line, as done with the MRCS, may present fewer side effects in the anchorage unit, favoring its clinical application and making the use of mini implants not needed in some cases.

Keywords: Molar Uprighting; Molar Intrusion; Finite Element Method; Biomechanics; Segmented Arch

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação esquemática do ligamento periodontal, osso alveolar, gengiva e dente.....	2
Figura 2 -Unidade reativa ou de ancoragem e unidade ativa.....	2
Figura 3 -Representação da rotação pura: centro de rotação (ponto escuro entre as raízes) e posição do molar pós verticalização (linha tracejada)	6
Figura 4 -A: Foto de modelo em cera mostrando a tendência de extrusão e giro do molar no sentido anti-horário. B: Alça ativa e representação do binário criado no tubo do molar.....	6
Figura 5 - Passo a passo da confecção da alça radicular e as ativações indicadas com os respectivos efeitos esperados.....	9
Figura 6 -Sander Spring: Ilustração da verticalização promovida pela mola da ativação de 135° em alfa para verticalização com intrusão.....	10
Figura 7 - Mecanismo de verticalização do molar com dois cantilevers.....	11
Figura 8 - Ilustração mostrando a alça de correção radicular indicada por Marcotte.....	12
Figura 9 - Alça de correção radicular.....	13
Figura 10 - Verticalização com implante vertical distal ao molar e ilustração mostrando os vetores de distalização (2) e do momento (1) criados na mecânica ancorada em dois mini implantes.....	14
Figura 11 – Representação do modelo de elementos finitos (a) e deformações normais e de cisalhamento (b).....	18
Figura 12 – A - Tensões envolvidas com a alça ativada (Kpa). B – Representação do movimento do molar.....	21
Figura 13 – Alça original e alça de Sander.....	24
Figura 14 – Alça de correção radicular modificada.....	25

Figura 15 - Ativação para verticalização com intrusão indicada por Marcotte.....	26
Figura 16 - Modelo de gesso com acessórios colados e medição da força gerada pela ativação da alça com dinamômetro ortodôntico.....	27
Figura 17 - Retas de calibração obtidas para o dinamômetro ortodôntico.....	27
Figura 18 - Gráfico apresentando a distribuição do número de elementos de acordo com a métrica da qualidade dos elementos, atestando a qualidade da malha quanto a este parâmetro.....	29
Figura 19 - A: Restrição de liberdade em todos os sentidos nos nós localizados na superfície posterior da mandíbula (área destacada em azul). B: Detalhe da malha gerada no modelo..	30
Figura 20 - Representação do vetor de força aplicado na região anterior (seta azul) e da força e momento gerados no tubo do molar.....	31
Figura 21 - Representação do vetor de força colocado na região posterior (seta azul) e da força e momento gerados no tubo cruzado.....	32
Figura 22- Representação dos vetores de força e momento aplicados diretamente nos tubos do modelo, replicando as forças e momentos verificados anteriormente. Em verde, os vetores de reação aos vetores vermelhos.....	33
Figura 23 - Foto de um braquete para ilustrar o posicionamento do fio com a folga no slot, justificando o posicionamento dos vetores de força.....	32
Figura 24 - Deslocamento inicial representado no molar com as três alças. A direção evidenciada pelos vetores e a intensidade demonstrada pelas cores. A região próxima à furca, que não apresenta vetores, é o centro de rotação.....	37
Figura 25 - Deslocamento inicial da coroa para vestibular e da raiz para lingual, evidenciado nas três alças.....	38
Figura 26 - Tensões de Von Mises observadas no ligamento periodontal em cada tipo de alça.....	39
Figura 27 - Tensão máxima principal evidenciada pelas forças de tração a que foram submetidos os ligamentos.....	40
Figura 28 - Tensões mínimas principais, evidenciando áreas de compressão (exceto áreas em vermelho)	41
Figura 29 - Direção e intensidade da movimentação inicial causada pelas ativações das alças na unidade de ancoragem. Região do centro de rotação pode ser observada próxima a região central da raiz do canino.....	42

Figura 30 - Tensões de Von Mises observadas na unidade de ancoragem.....	43
Figura 31 - Tensão máxima principal observada na unidade de ancoragem para cada uma das alças.....	45
Figura 32 - Tensão mínima principal. As áreas em vermelho são áreas de tração e todas as outras cores representam áreas de compressão.....	46
Figura 33 - Ativação da alça de Sander preconizada para verticalização e intrusão de molares e as forças e momentos resultantes.....	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Momentos requeridos e forças verticais resultantes na verticalização, com 30 mm de comprimento entre o centro de resistência da unidade de ancoragem e dos dentes posteriores.....	08
Tabela 2 - Valores atribuídos às estruturas.....	30
Tabela 3. Valores de forças e momentos encontrados nas unidades α (ancoragem) e β (molar) para as ativações da alça original e da alça modificada.....	36
Tabela 4. Valores de forças, momentos e ativações da alça modificada de acordo com a distância entre as unidades α (ancoragem) e β (molar).....	36
Tabela 5. Valores de força indicadas para ativações em β (molar) e em α (ancoragem) para a verticalização de um e dois molares.....	51

LISTA DE ABREVIATURAS

CAD - Programa de desenho assistido por computador

gf – Grama força - unidade de força

gf.mm – Grama força milímetro (unidade de momento)

KPa – Quilo Pascal - unidade de tensão (1000 kpa = 1 mpa)

MEF – Método dos elementos finitos

mm – Milímetros (unidade de medida)

MPa – Mega Pascal - Unidade de tensão (N/mm²)

N – Newton (Unidade de força). Corresponde a 100 gf

N.mm – Newton milímetro (unidade de momento)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Considerações iniciais.....	1
1.2 Objetivos.....	3
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	5
2.1 Verticalização de molares.....	5
2.1.1 Verticalização de molares com extrusão.....	6
2.1.2 Verticalização de molares com controle vertical.....	8
2.2 O método dos elementos finitos e a movimentação dentária.....	15
3 METODOLOGIA.....	23
3.1 Seleção das alças verticalizadoras para o estudo e criação da alça de correção radicular modificada (ACRM).....	23
3.2 Testes de força com dinamômetro ortodôntico.....	25
3.3 Obtenção do modelo geométrico e discretização.....	28
3.4 Simulação.....	31
4 RESULTADOS.....	35
4.1 Resultados dos testes de força.....	35
4.2 Resultados das simulações com o MEF.....	37
4.2.1 Análise dos deslocamentos iniciais e tensões no ligamento periodontal do molar.....	37
4.2.2 Análise dos deslocamentos iniciais e tensões no ligamento periodontal da unidade de ancoragem.....	42
5 DISCUSSÃO.....	47
5.1 Verticalização com intrusão.....	47
5.2 Considerações sobre o método dos elementos finitos	51
6 CONCLUSÃO.....	54
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	55
APÊNDICE	59

1 INTRODUÇÃO

1.1 Considerações iniciais

O estudo do efeito gerado por cargas aplicadas aos dentes apresenta grande interesse científico. Diversas metodologias como modelos fotoelásticos, estudos com laser holográfico, modelos matemáticos analíticos, análises experimentais em humanos e animais, além de análises matemáticas aproximadas utilizando o Método de Elementos Finitos (MEF), foram empregadas em diversos trabalhos com esse objetivo (LOTTI *et al.*, 2006). O MEF permite o estudo da movimentação dentária através da análise das tensões geradas na estrutura de suporte dentário, principalmente no ligamento periodontal (LP), membrana com espessura média de 0,2mm, formada majoritariamente por tecido conjuntivo frouxo altamente vascularizado e fibras colágenas de Sharpey, que unem o dente ao osso (LINDHE, 1999) (Fig. 1). Quando um dente recebe uma força ortodôntica, ocorre um deslocamento inicial dentro do alvéolo (cavidade óssea em que o dente se aloja), que vai provocar o surgimento de tensões no ligamento periodontal, que por sua vez seriam responsáveis pelo gatilho para o processo de formação e reabsorção óssea, observado na movimentação ortodôntica (BOURAEI *et al.*, 1999; JONES *et al.*, 2001). Através da interpretação das tensões e dos deslocamentos iniciais encontrados, é possível deduzir a direção de movimentação e o centro de rotação determinado por diferentes sistemas de força. Pode-se também, comparar tensões envolvidas em diferentes técnicas destinadas para o mesmo objetivo ou analisar novos dispositivos (COSSETIN *et al.*, 2012).



Figura 1: Representação esquemática do ligamento periodontal, osso alveolar, gengiva e dente (LINDHE, 1999).

Toda força ortodôntica aplicada em um elemento dentário através de um fio, mola, ou elástico, logicamente gera uma reação na estrutura onde se apoiam esses acessórios. As estruturas que recebem essa reação são chamadas de unidades de ancoragem, e podem ser outros elementos dentários, mini implantes, mini placas, e até elementos fora da boca (ancoragem extra bucal) (Fig. 2). Quando a unidade de ancoragem é composta por dentes, procura-se evitar que essa reação atrapalhe o tratamento. Uma maneira de se evitar ou minimizar movimentações na unidade de ancoragem dentária é unir vários dentes para “absorver” essa carga, formando um bloco único; princípio defendido pela técnica do arco segmentado de Burstone (BURSTONE, 1962; BURSTONE, 1966).

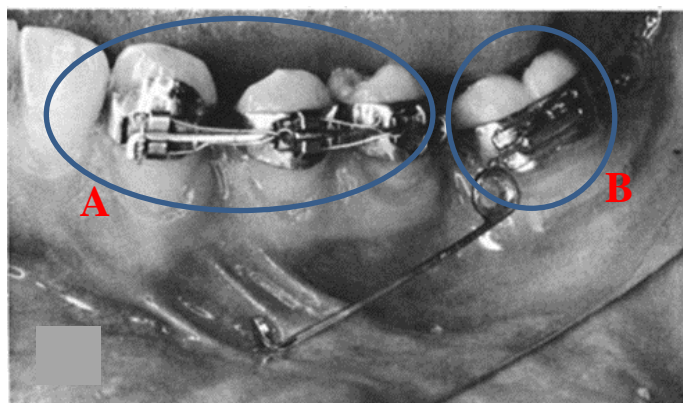


Figura 2 - A. Unidade reativa ou de ancoragem: grupo de dentes unidos formando um único bloco com o intuito de evitar a movimentação destes. B. Unidade ativa: dente que se pretende movimentar (NORTON e PROFFIT, 1968).

No dia a dia do atendimento ortodôntico, molares inclinados para mesial são observados freqüentemente devido à perda precoce de dentes decíduos ou permanentes, anodontia (ausência) de segundos pré-molares ou irrupção ectópica (quando o dente irrompe fora do lugar comumente ocupado na arcada dentária) (McABOY *et al.*, 2003). Tal condição pode trazer diversos problemas como a instalação de defeitos ósseos na mesial dos dentes inclinados, interferências oclusais, extrusão do molar antagonista e inviabilidade de reconstrução protética do dente perdido, por falta de espaço. A verticalização dos molares é o movimento dentário estudado neste trabalho. Visa a promoção de uma melhoria oclusal e periodontal da região, visto que o molar inclinado para mesial aumenta a chance de um futuro problema periodontal (ROBERTS *et al.*, 1982; ZACHRISSON e BANTLEON, 2005). A verticalização é um movimento difícil de se realizar sem provocar a extrusão do molar, que pode produzir contatos prematuros, gerando incômodo ao paciente, mobilidade dentária (que pode se associar à perda óssea em caso de inflamação periodontal prévia), abertura de mordida, além de dor e disfunção da articulação temporomandibular (MARCOTTE, 1998, SAKIMA, 1999). Alguns dispositivos proporcionam um ótimo controle do movimento, principalmente no sentido vertical, gerando o mínimo de efeitos indesejáveis (WEILLAND *et al.*, 1992; MELSEN *et al.*, 1996; MARCOTTE, 1998). Apesar de eficientes, poucos estudos apresentam dados que demonstrem essa efetividade quanto à intrusão dos dentes, bem como os efeitos na unidade de ancoragem.

A ancoragem esquelética com mini implantes tem sido preconizada por vários autores como recurso para verticalização dos molares (DERTON *et al.*, 2012, MAH *et al.*, 2015, MAGKAVELI-TRIKKA *et al.*, 2018). Tem como grande vantagem o fato de a unidade de ancoragem ser fixa e não envolver os dentes, não trazendo efeitos indesejados. Podemos citar como desvantagens a falta de espaço para inserção dos mini implantes em alguns casos, aumento do custo do tratamento, possibilidade de perfuração radicular e de perda dos mini implantes durante a mecânica (MELSEN, 2015).

1.2 Objetivos

Através de uma avaliação criteriosa da mecânica de verticalização com intrusão e uma análise das tensões envolvidas, este estudo tem como principal objetivo sugerir uma alça capaz de proporcionar uma verticalização sem extrusão do molar, sem a necessidade de utilização de mini implantes, com o mínimo de efeitos colaterais nos dentes de ancoragem e mínimo desconforto para o paciente.

São objetivos específicos do presente estudo:

1. Selecionar as alças citadas na literatura que podem entregar os resultados citados acima.
2. Sugerir alterações nas molas, unindo as vantagens observadas em alças diferentes em uma única alça otimizada.
3. Avaliar as forças liberadas pelas alças, em uma mesma "situação clínica".
4. Avaliar o comportamento mecânico das alças selecionadas, por meio da análise das tensões e deslocamentos iniciais verificados através do método dos elementos finitos, visto que se trata de uma análise inédita para a mecânica de verticalização com intrusão.
5. Comparar as alças selecionadas com a alça otimizada.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Verticalização de molares

A verticalização de um molar inclinado é um desafio para o ortodontista devido a grande chance de se encontrar efeitos indesejados em outros dentes durante a mecânica. O molar é um dente com grande volume radicular e sua movimentação com fio contínuo se torna inviável pelos efeitos colaterais que os dentes adjacentes estariam sujeitos (SAKIMA, 1999). A técnica do arco segmentado é a mais indicada para esses casos. Tem como princípio a formação de uma unidade de ancoragem composta por vários dentes, unidos através de um fio retangular de aço de seção 0,019 x 0,025 polegadas, para absorver as cargas reativas geradas por um segmento de fio (cantilever) que se une ao dente que se quer movimentar (BURSTONE, 1962; BURSTONE, 1966). Na verticalização, o molar é o dente a ser movimentado, e o bloco formado por todos os outros dentes (no exemplo deste estudo, de segundo pré-molar a segundo pré-molar) é a unidade de ancoragem.

O efeito dessa mecânica pode ser a verticalização do dente e sua extrusão, ou seja, o dente se movimenta “para cima” além de girar. Podemos ter também uma rotação pura, que ocorre quando não temos uma resultante de forças verticais, ou seja, o centro de resistência, que se localiza na região de furca (área do dente que fica entre as raízes), passa a ser o centro de rotação do dente (Fig. 3) (ROBERTS *et al.*, 1982). E por fim, podemos ter uma verticalização com intrusão, isto é, o dente se movimenta ligeiramente “para baixo”, evitando toques indesejáveis com os dentes da arcada superior.

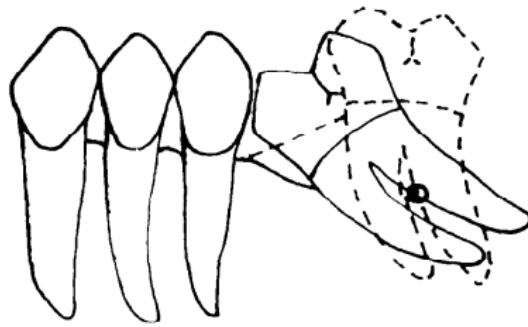


Figura 3 - Representação da rotação pura: centro de rotação (ponto escuro entre as raízes) e posição do molar pós verticalização (linha tracejada) (ROBERTS et al, 1982).

2.1.1 Verticalização de molares com extrusão

As primeiras mecânicas indicadas para a verticalização de molares tiveram início na década de 50. Eram utilizadas molas apoiadas em placas de acrílico que começaram a ter o uso diminuído depois do início da utilização da colagem direta de acessórios nos dentes. Com o uso do aparelho fixo, a mecânica indicada para correção da posição do molar foi a de “Tip back”, que é frequentemente utilizada até os dias de hoje (NORTON E PROFFIT, 1968). Como demonstrado na Fig. 4, essa mecânica gera a extrusão do molar que, na maioria das vezes, é indesejada.

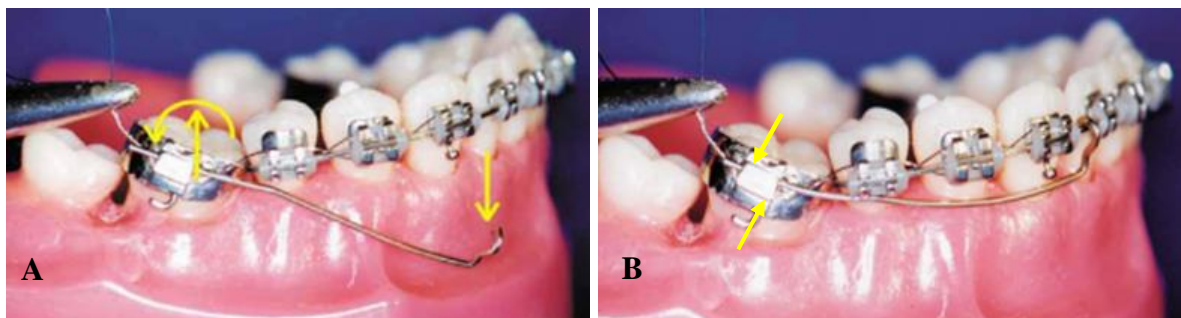


Figura 4 - A: Foto de modelo em cera mostrando a tendência de extrusão (seta vertical para cima) e giro do molar no sentido anti-horário, causados pela colocação do gancho em sua posição, que também resultará em uma tendência de intrusão na região anterior. B: Alça posicionada e representação do binário criado no tubo do molar (SAKIMA *et al.*, 1999).

A mecânica “Tip back” se dá basicamente com a criação de uma tendência rotacional (momento de força) criada por um binário de força aplicado no tubo do molar através de uma alça. Além do momento aplicado, a ativação da alça também gera um vetor de força vertical que vai agir tendendo a extruir o molar e a intruir a unidade de ancoragem.

Norton e Proffit (1968) indicaram aparelhos removíveis para a verticalização de molares mesializados, antes do trabalho restaurador. No mesmo trabalho, indicaram uma mola de verticalização simples feita com fio de aço retangular com seção 0,019 por 0,025 polegadas (ou 0,019" x 0,025") e com um helicóide na saída do tubo do molar e um gancho na extremidade mesial que seria encaixado entre canino e primeiro pré-molar (Figura 2). Para finalizar a verticalização ou em casos em que a inclinação do molar fosse pequena, indicaram um fio contínuo com mola aberta. Os autores ainda discorreram sobre uma mecânica de verticalização para dois molares levemente inclinados através de um fio com uma dobra em “caixa”. Questões quanto ao controle vertical do molar não foram discutidas no trabalho. Todas as mecânicas citadas eram extrusivas.

Em 1974, Safirstein apresentou a opção de colar tubos nos molares no lugar das bandas. Era uma ótima opção pois dava a oportunidade de movimentação de molares muito inclinados, até mesmo aqueles com somente a cúspide vestibulo distal exposta. Usando molas abertas ou molas de verticalização, o autor apresentou casos clínicos em que promovia uma maior exposição da coroa do molar para posterior cimentação de banda e continuação do processo de verticalização. Foi proposta também uma mola confeccionada com fio redondo 0,016” colada diretamente na oclusal do dente, em casos em que fosse inviável a colagem do tubo. As opções ainda não contemplavam controle quanto a extrusão dos dentes e aspectos relacionados às forças e momentos aplicados não foram abordados.

Romeo e Burstone, em artigo de 1977, apresentaram uma mecânica segmentada para retro inclinar dentes com inclinação mesial, seguindo a mesma mecânica “Tip back”. Uma alça feita com fio 0,018” x 0,025” era confeccionada com um helicóide para diminuir a razão carga/deflexão. O mecanismo era preso posteriormente no tubo auxiliar do molar e anteriormente, próximo do centro de resistência do segmento anterior. Segundo os autores, seria possível a correção da curva de spee do paciente sem a necessidade de cooperação do mesmo com o uso de um aparelho extrabucal e sem que houvesse vestibularização dos dentes anteriores (efeito colateral do uso de molas abertas ou mecânicas de deslize com elásticos intermaxilares). Considerações sobre as forças necessária foram feitas (Tab. 1). Segundo os autores, para verticalizar um molar, o momento necessário seria de 800 a 1200 gf.mm e para dois molares,

1600 a 2400 gf.mm. Quanto à força extrusiva resultante, destacaram que a força oclusal ajudaria a minimizar esse efeito, mas que isto deveria ser visto com cuidado em pacientes em que um aumento na dimensão vertical fosse indesejado. A ativação da mola deveria ser feita, na maioria dos casos, apenas uma vez, visto que para cada grau de inclinação corrigido, o momento diminuiria aproximadamente 100 g.mm apenas. Os autores concluíram o artigo destacando que o mecanismo era simples, sem desvantagens próprias de outros métodos e que apresentava uma grande extensão de ativação e constância do momento aplicado.

Tabela 1 - Momentos requeridos e forças verticais resultantes na verticalização, com 30 mm de comprimento entre o centro de resistência da unidade de ancoragem e dos dentes posteriores (ROMEO e BURSTONE, 1977).

Dente	Momento requerido (gf.mm)	Comprimento (mm)	Força Vertical (gf)
1 molar	800 – 1.200	30	27 - 40
2 molares	1.600 - 2.400	30	53 - 80
1 molar e 1 pre-molar	1.200 – 1.800	30	40 - 60
2 molares e 1 pre-molar	2.400 – 3.600	30	80 - 120

2.1.2 Verticalização de molares com controle vertical

Roberts *et al.* (1982) indicaram a primeira mola de verticalização com controle vertical, seguindo o conceito da alça de correção radicular apresentada por Burstone em 1966. Preconizada com fio 0,018’’x 0,025’’ de aço, a alça poderia gerar verticalização sem extrusão do molar. A estabilização do segmento anterior deveria ser feita com fio de aço 0,019’’x 0,025’’, além de fio 0,032’’ de aço colado na lingual de canino a canino ou estendido até os dentes posteriores, dependendo da situação. O bráquete do canino deveria ter um slot vertical onde seria inserida a porção anterior, ou alfa, da mola. A porção posterior, ou beta, deveria ser inserida no tubo auxiliar do molar mesializado. Primeiro a mola seria adaptada totalmente passiva nos slots, para depois ser ativada de acordo com a força e o momento desejados. Os autores recomendaram testar as dobras de pré-ativação no momento da confecção da mola e durante o movimento pois, com a movimentação do dente, uma mudança no sistema de força iria ocorrer. Uma pré-ativação padrão seria de 45 graus dos dois lados pois, se fosse desejado

um movimento de pura rotação, as dobras alfa e beta deveriam ser simétricas. Para uma extrusão pura do molar, recomendaram uma dobra em alfa de -20° e o beta mantido em 0° (Fig. 5).

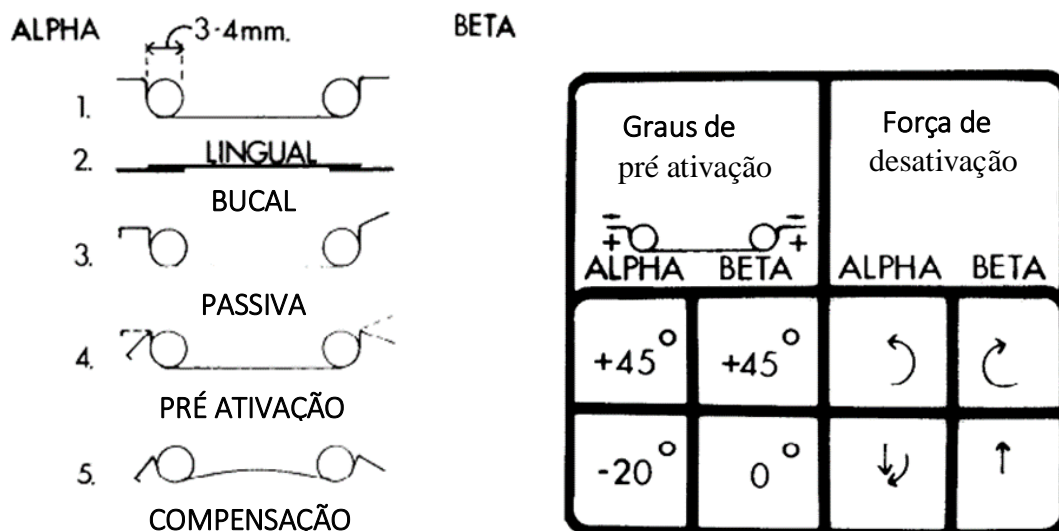


Figura 5 - Passo a passo da confecção da alça radicular e as ativações indicadas com os respectivos efeitos esperados (ROBERTS *et al.*, 1982).

Em artigo de 1992, Weiland *et al.* ressaltaram a importância de se evitar a extrusão dentária durante o movimento de verticalização e indicaram o uso de dois cantilevers para se obter o resultado desejado. Foi recomendado o uso de um fio 0.019" x 0.025" de aço para slot 0.022" e 0.018" x 0.025" para o slot 0.018" nos dentes responsáveis pela ancoragem, além de um fio trançado colado por lingual de canino a canino para aumentar a estabilidade. As alças foram recomendadas com fio 0.016" x 0.025" com dois helicoides para fio de aço ou 0.017" x 0.025" sem helicoides para fio de TMA. O autor ressaltou que devem ser buscados momentos em torno de 2000 gf.mm e indicou uma ativação um pouco maior do cantilever mesial para gerar uma força 20 gf maior que do cantilever distal, gerando uma resultante intrusiva no molar e extrusiva na unidade de ancoragem. Para evitar a extrusão indesejada, o autor sugeriu o uso de um splint maxilar (placa de resina acrílica adaptada na arcada superior) para controle vertical.

Sander e Wichelhaus (1995) apresentaram em seu trabalho uma alça verticalizadora formada por um segmento de fio de níquel-titânio 0,016" x 0,022" pré-contornado, que seria preso ao tubo do molar, unido a um segmento de fio de aço, que seria preso em um tubo cruzado posicionado entre o primeiro pré-molar e o canino. Com uma ativação de 45° na região anterior (α) seria possível uma verticalização com intrusão (Fig. 6). Outra maneira de criar força intrusiva, seria aumentando o braço vertical anterior para 3 mm. Os autores criaram modelos

de dentes artificiais presos em cera (typodont) simulando várias inclinações do molar e verificaram com sensores nos molares e na unidade de ancoragem, as forças e momentos gerados com a alça posicionada com o braço vertical anterior aumentado. Mesmo com molares mais inclinados (até 50°), o momento foi menor que 2000 gf.mm. Foram encontrados momentos na unidade de ancoragem de até 4300 g.mm e forças intrusivas resultantes nos molares de 20 a 50 g. Além disso, foram apresentados dados de 30 verticalizações realizadas com a alça. O tempo de tratamento variou de 4 a 18 meses. Em alguns casos, foi necessária uma nova ativação da alça dobrando o fio de níquel-titânio mais 15°. Foi ressaltado que uma mesialização da raiz do molar poderia ser conseguida, amarrando o tubo do molar aos outros dentes com um fio de amarrilho (fio de aço de pequeno calibre). Os autores destacaram como grande vantagem a maior flexibilidade do fio de níquel titânio, que permitiria uma transferência de forças e momentos mais constantes para o molar.

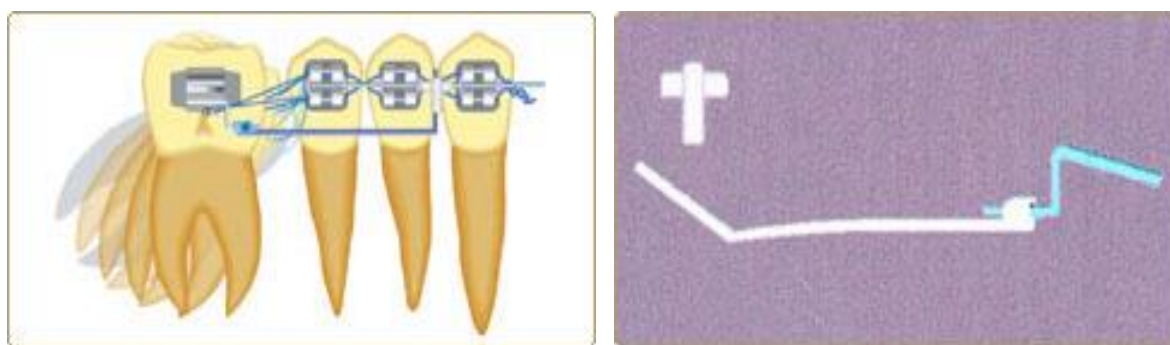


Figura 6 - Sander Spring: Ilustração da verticalização promovida pela mola e da ativação de 45° em alfa para verticalização com intrusão (CATÁLOGO FORESTADENT).

Melsen *et al.*, em artigo de 1996, afirmaram que a verticalização dos molares inclinados deve ser diferenciada, não só pelo grau de inclinação, mas também pelos tipos de movimentos dentários necessários para a correção em todos os três planos do espaço. Para qualquer movimento dentário específico, há apenas um sistema de força correto em relação ao centro de resistência. No plano sagital deve ser determinada a combinação entre movimento vertical e de inclinação. Quando se deseja extrusão, mecanismos simples são empregados com eficácia. O controle de quanto extruir fica com a regulação da proporção momento/força empregada: para uma maior extrusão, mais força é empregada; para pouca extrusão, o momento tem que ser aumentado e o cantilever deve ser o mais longo possível. Quando que se deseja intrusão, a biomecânica se torna mais complexa. Neste caso é sugerido o uso de uma dobra em “V” criando um sistema estaticamente indeterminado, ou o uso de dois cantilevers, que seria uma opção com

um sistema de forças estaticamente determinado (Fig. 7). O plano horizontal também deve ser considerado, com os mecanismos atuando paralelos ao arco e o mais próximo possível dos centros de resistência. Os autores citaram em seu trabalho diferentes mecânicas para a verticalização de molares em diferentes situações, destacando a importância de se levar em conta os princípios biomecânicos para se obter os resultados desejados em cada caso. Destacaram que para se conseguir gerar um sistema de forças adequado, pode ser necessária uma distância inter-bráquetes considerável, que só pode ser obtida com a segmentação do arco.

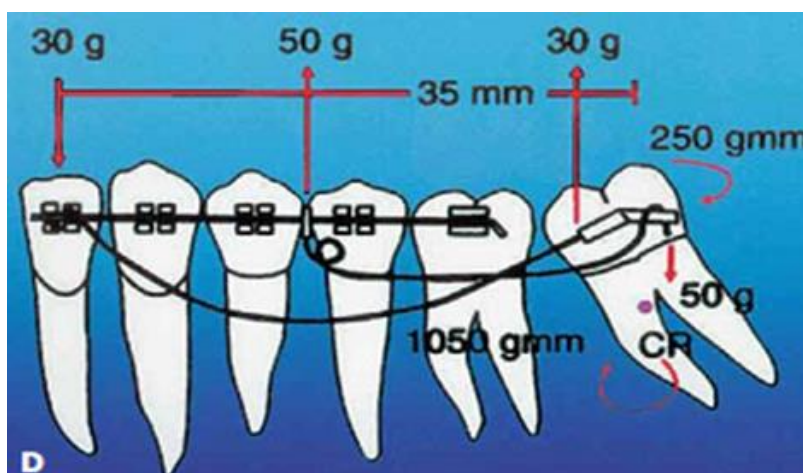


Figura 7 - Mecanismo de verticalização do molar com dois cantilevers. Sistema de força resulta em vetor de intrusão e verticalização do molar (MELSEN *et al.* 1996).

Marcotte, em 1998, sugeriu a utilização da alça de correção radicular para a verticalização e intrusão de molares mesializados. A alça, confeccionada com fio de aço 0.018'' x 0.025'', deveria ser fixada posteriormente em um tubo duplo e anteriormente em um tubo cruzado, preso no fio estabilizador. Uma ativação em alfa (unidade de ancoragem) de 45 graus e em beta (molar) de apenas 10 graus foi indicada (Fig. 8). Esta ativação geraria uma força intrusiva nos molares e momento que resultaria na verticalização. O autor ressaltou que a unidade de ancoragem sentiria os efeitos do momento gerado, mas, como é composta por vários elementos dentários, não ocorreria uma movimentação considerável antes que os molares já estivessem verticalizados. Assim, os efeitos extrusivos e o momento na região anterior não trariam maiores consequências. Além disso, lançando mão de um conjugado até os molares (amarração feita com fio de aço de pequeno calibre, unindo o molar aos dentes mais anteriores), seria possível o efeito de verticalização, mesialização de raiz e fechamento de espaço, pois deslocaria o centro de rotação para mesial do molar.

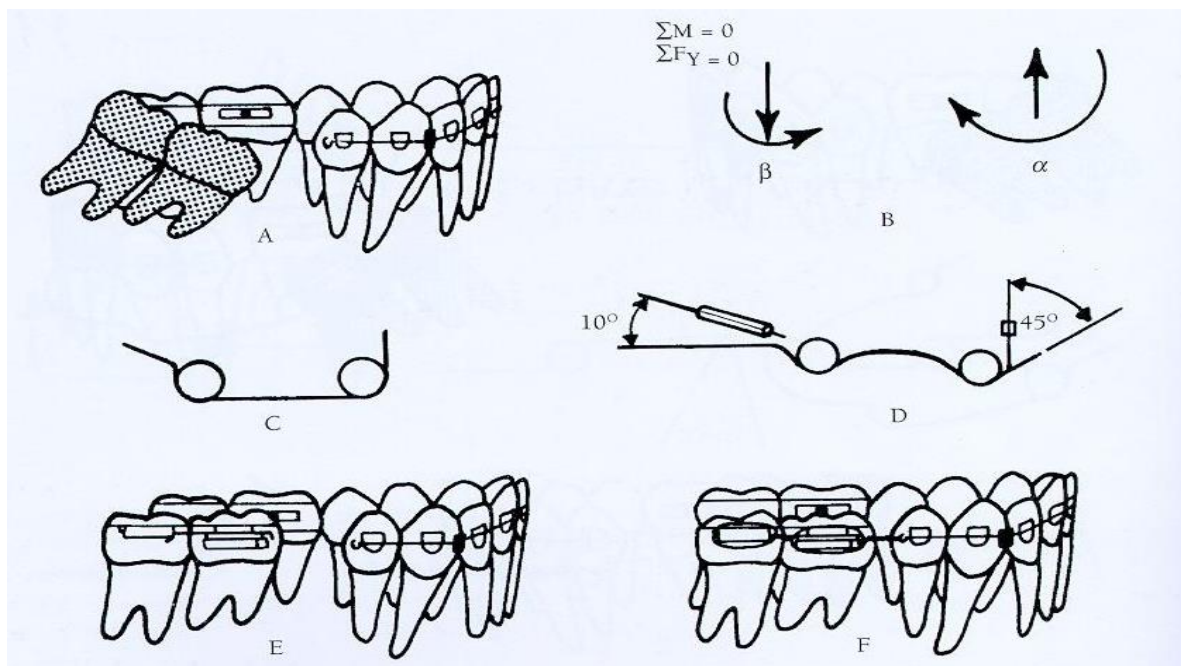


Figura 8 - Ilustração mostrando a alça de correção radicular indicada por Marcotte. Em B, estão representados os momentos e forças resultantes. Em C, a alça passiva e em D, com as ativações sugeridas. Em E e F, a verticalização e mesialização pela utilização do conjugado (MARCOTTE, 1998).

Sakima *et al.* descreveram em 1999, com detalhes, mecânicas utilizadas para verticalização de molares que se encontram inclinados em diferentes situações. Seguindo os modelos utilizados por vários autores, foram confeccionadas molas de verticalização e apresentadas as diferenças entre elas. Destacaram que a verticalização com intrusão é um movimento difícil de se conseguir, mas desejável com frequência. O sistema composto por dois cantilevers foi elogiado por liberar forças e momentos constantes, sem alteração do sistema de forças sob a desativação por constituir um sistema de força estaticamente determinado. A mola para correção radicular e o dispositivo de Sander (sistemas de força estaticamente indeterminados) também são destacados por liberarem sistemas de forças satisfatórios para aplicação clínica na verticalização de molares com intrusão (Fig. 9). Um cuidado especial com a extrusão da unidade de ancoragem é enfatizado pelos autores, pois as forças e momentos resultantes eram consideráveis, sendo difícil evitar extrusão da unidade de ancoragem, principalmente em pacientes com matriz muscular frágil e padrão de crescimento excessivamente vertical, nos quais as forças oclusais não são tão marcantes para ajudar neste controle. As alças que utilizaram fios de níquel-titânio superelástico são elogiadas por liberarem forças leves e contínuas e por, apesar de demonstrarem uma tendência extrusiva, proporcionarem movimentos

resultantes suaves nos dentes. Os autores concluíram o artigo ressaltando que o aparelho de verticalização deve ser escolhido de acordo com a mecânica necessária para a correção de cada caso.



Figura 9: Alça de correção radicular. A: alça em posição e vetores de força e momentos resultantes. B: Ativação em α (unidade de ancoragem). C: Ativação em β (molar). Note que a ativação em α deve ser um pouco maior para gerar uma força resultante intrusiva no molar (SAKIMA *et al.*, 1999).

Zachrisson e Bantleon discutiram, em artigo de 2005, sobre as questões periodontais e a mecânica envolvida na verticalização. Destacaram que não há melhora na inserção periodontal na região mesial do dente verticalizado, mas possibilita-se uma melhor condição de higiene que pode prevenir perdas ósseas futuras. Apresentando alguns casos clínicos, ressaltaram a efetividade de mecânicas de cantilever duplo e da mola de correção radicular quanto à verticalização sem extrusão. A mola pré-fabricada criada por Sander e Wichelhaus em 1995 foi eleita como a melhor opção para a verticalização com intrusão pois, pela experiência dos autores, os cantilevers duplos geravam incômodo no paciente, podendo causar feridas nas bochechas mesmo com a proteção de tubo de borracha.

A utilização de mini implantes promovendo a verticalização dos molares com intrusão foi abordada de duas maneiras em artigo de Derton *et al.* (2012). A primeira técnica, exposta com um caso clínico, envolveu a colocação de um mini implante vertical distalmente ao molar a ser verticalizado (Fig. 10). Um elástico em corrente foi usado para verticalizar, intruindo o molar. Os autores destacaram que essa técnica requer espaço na região distal do molar e um paciente colaborador quanto a higiene oral, devido ao fato da localização do acessório ser de difícil acesso para limpeza. Uma outra limitação da técnica foi a falta de controle da movimentação do dente nos três planos do espaço. A segunda opção para se obter sucesso na verticalização com intrusão abordada no artigo seria a utilização de dois mini implantes inseridos entre as raízes dos dentes mesiais ao dente a ser verticalizado. Esta mecânica teria como grande

vantagem, além de se evitar efeitos colaterais por ser uma ancoragem esquelética, o controle tridimensional do movimento (Fig. 10).

Mah et al. também destacaram a eficiência do método de verticalização usando dois mini implantes em seu trabalho de 2015. Ressaltaram que o segundo mini implante anula o momento que seria suportado pelo primeiro e que, muito provavelmente levaria a perda deste. Casos de impação de segundo e terceiros molares, com muita inclinação poderiam ser tratados com este tipo de ancoragem, com controle mecânico total do movimento. Além disto, destacaram que, em situações em que o paciente apresenta boa oclusão e somente os molares impactados, o uso dos mini implantes evitaria o uso de aparelho ortodôntico nos outros dentes para criar a unidade de ancoragem para suportar as cargas envolvidas na verticalização.

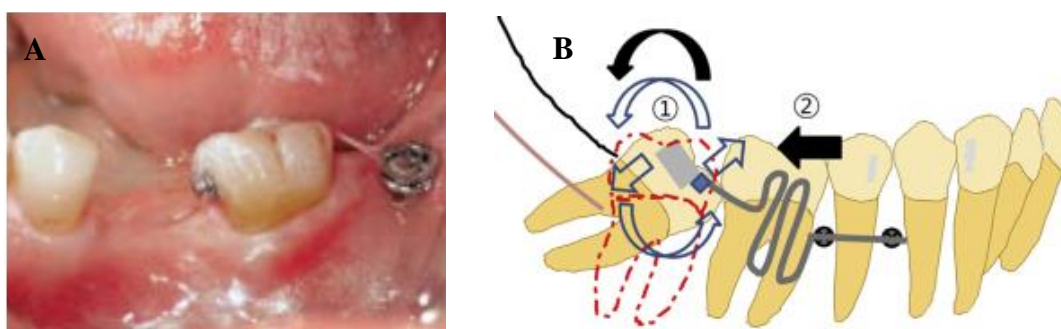


Figura 10 - A- Verticalização com implante vertical, distal ao molar. B - Ilustração mostrando os vetores de distalização (2) e do momento (1) criados na mecânica ancorada em dois mini implantes (DERTON *et al.*, 2012; MAH *et al.*, 2015).

Em revisão sistemática de 2018, Magkaveli-Trikka *et al.* estudaram as publicações sobre verticalização de molares inferiores usando mini implantes. Os autores selecionaram inicialmente 255 citações em pesquisa na Medline, via PubMed além de outras bases de dados, incluindo todos os estudos em humanos. Para uma triagem dos trabalhos, os autores fizeram uma lista de 22 critérios divididos em 7 grupos: pacientes, profissionais que realizaram os tratamentos, avaliação diagnóstica, características dos dispositivos, tratamento empregado, validade dos resultados e conflitos de interesses. Inicialmente 230 artigos foram considerados não relevantes. Após a leitura dos 25 artigos pré-selecionados, apenas 17 foram considerados relevantes e seus achados foram reportados na revisão sistemática. Os autores deram então notas para os critérios estabelecidos para uma análise qualitativa dos estudos, com nota máxima de 44 pontos. A média final dos trabalhos foi de apenas 13,2, indicando que uma metodologia científica pobre foi utilizada na maioria dos trabalhos selecionados. Apenas um estudo foi

ensaio clínico e os outros 16 foram relatos de casos clínicos. Um ponto em comum nos estudos foi o destaque que os autores deram à complexidade do procedimento, o quanto ele é frequente na clínica ortodôntica e o quanto é importante o controle de ancoragem. Ressaltaram também que em casos de ausências de dentes para ancoragem ou comprometimento periodontal, os mini implantes são a única alternativa para a verticalização. Concluíram que os estudos apresentam uma baixa qualidade científica e as sugestões apresentadas têm que ser interpretadas com cuidado para a replicação na prática ortodôntica.

2.2 O Método dos Elementos Finitos e a movimentação dentária

O Método dos elementos finitos (MEF) é um método matemático no qual um meio contínuo é discretizado (subdividido) em elementos que mantêm as propriedades do material que os originou. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados (LOTTI *et al.*, 2006).

O método teve sua origem no final do século XVIII com Gauss, mas sua utilização de maneira prática aconteceu no século XX, na década de 50, com o surgimento da computação, que permitia a resolução de equações complexas. O primeiro artigo que trata do método de elementos finitos utilizado de maneira prática, para análise estrutural foi escrito por Turner *et al.* (1956). O desenvolvimento do método estava ligado à indústria aeroespacial e no início dos anos 60 surgia o primeiro programa de computador para esse fim, desenvolvido pela NASA, o NASTRAN (BELYTSCHKO e JACOB, 2009).

Atualmente o MEF permite o cálculo de tensão, vibração e outros fenômenos de uma ampla gama de estruturas. É comumente aplicado na análise térmica, dinâmica dos fluidos, eletromagnetismo, além da análise estrutural estática, dinâmica e de fadiga.

Na odontologia, é usado para análise estrutural em várias especialidades como endodontia, prótese, implantodontia, dentística e ortodontia. Entre as variadas aplicações do MEF na ortodontia pode-se citar alguns exemplos como: o estudo da distribuição das tensões durante o movimento dentário, o efeito de forças ortopédicas no complexo craniofacial, superposições cefalométricas, a verificação das cargas exercidas em implantes como recurso de ancoragem, a avaliação da resistência da base de bráquetes e avaliação do desempenho de molas para fechamento de espaços (COSSETIN *et al.*, 2012).

Em comparação com outros métodos de pesquisa odontológica, apresenta como vantagens a homogeneidade da amostra, controle da morfologia, características físico-químicas exatas,

ausência de fatores aleatórios que poderiam afetar os indivíduos avaliados em pesquisas *in vivo* (problemas nutricionais, stress, doenças sistêmicas, parafunção, etc); além de ser bem aceito pela comunidade científica, apresentar riqueza de informações, ter baixo custo e ser útil para indicar aspectos mecânicos de biomateriais e tecidos humanos que dificilmente poderiam ser medidos *in vivo*. Podemos citar como desvantagens a dependência da inter-relação de profissionais da odontologia e da engenharia; simplificações quando da representação de determinadas estruturas; e a necessidade de validação, por se tratar de um método de análise complementar, sendo recomendada a comparação com outras pesquisas (BELYTSCHKO e JACOB, 2009; LOTTI *et al.*, 2006).

Os trabalhos usando MEF para avaliação das tensões geradas nos dentes e tecidos de suporte começaram na década de 70. A ferramenta era aplicada inicialmente em modelos bidimensionais (WIDERA *et al.*, 1976). Hoje, podemos dizer que estudos com MEF são feitos nas mais diversas aplicações dentro da ortodontia: protração maxilar, fios, mini implantes, osso alveolar, barra transpalatina, reabsorção radicular, expansores, cirurgia ortognática, movimentos dentários individualizados, bráquetes, tecidos moles, etc (PROKASH e FELICITA, 2015).

Rubin *et al.* (1983) apresentaram um modelo tridimensional de um primeiro molar inferior sem considerar o ligamento periodontal, e testaram as tensões exercidas nos dentes pelas forças de mastigação. Os autores destacaram avanços do modelo em relação ao modelo bidimensional, mas ressaltaram a importância de buscar modelos mais fiéis ao dente e às estruturas de suporte.

Tanne *et al.* (1987) apresentaram um modelo tridimensional formado de um pré-molar inferior, ligamento periodontal e osso alveolar, elaborado para observar as tensões geradas a partir de três sistemas de força, gerando inclinação, torque e movimento de translação do dente. O modelo foi dividido em 240 elementos isoparamétricos e somente o comportamento linear elástico foi considerado. A distribuição de tensões encontradas estava de acordo com o que se esperava para cada movimento, mostrando que o MEF poderia ser uma ferramenta importante para se estudar o movimento ortodôntico. Foi possível observar que a tensão máxima em movimentos de inclinação dentária foi quatro vezes maior que a que se encontra em um movimento de translação.

Puente *et al.* (1996), analisaram a distribuição de tensões na estrutura dentária e periodontal quando um movimento simples de inclinação ou quando um torque é produzido. Foi utilizado um modelo de canino inferior que foi discretizado em 396 elementos isoparamétricos. Para o movimento de inclinação do dente foi aplicada uma força de 100 gf com direção de vestibular

para lingual, no centro da face vestibular da coroa do canino. Para o torque, duas forças de 50 gf foram aplicadas próximas ao centro da coroa, em sentidos opostos, gerando um binário que resultaria em um movimento radicular para vestibular. O LP foi simulado como uma membrana de 0,2 mm de espessura em volta de toda a seção radicular. O autor não entrou em detalhes quanto ao comportamento mecânico do ligamento e do osso alveolar. Foi observado que as maiores tensões se encontravam na raiz, depois no ligamento e finalmente no osso. Os autores destacaram que o centro de rotação do dente apresentou-se como uma área de tensão nula, e não um ponto. Como esperado, essa área se moveu em direção coronal quando o binário produziu o torque.

Provatides (2000) investigou através do MEF a influência de algumas representações do ligamento periodontal na movimentação do dente quando uma carga é aplicada. O centro de resistência e de rotação determinados por Burstone em trabalho preliminar foram as referências. No primeiro modelo, o ligamento periodontal foi considerado isotrópico, linear elástico e contínuo. No segundo, terceiro e quarto modelo, o ligamento foi considerado não linear e anisotrópico, mudando a orientação das fibras. No quinto modelo o ligamento foi considerado um material ortotrópico, apresentando uma estrutura contínua com fibras. Os centros de resistência e rotação no modelo linear se apresentaram mais incisais, enquanto nos outros modelos se mostraram mais apicais e excêntricos. O autor ressaltou que todos os modelos apresentaram os centros de resistência e rotação dentro da margem de resultados clínicos medidos por Christiansen e Burstone. O autor sugere que medições tridimensionais sistemáticas e precisas do centro de rotação *in vivo* têm que ser conduzidas para se obter uma representação mecânica fiel do ligamento periodontal, além de investigações mais aprofundadas em modelos não lineares e viscoelásticos.

Através de um modelo numérico baseado nas teorias de remodelação óssea para simular a movimentação dentária, o estudo de Bourauel *et al.* (2000) demonstra que o movimento ortodôntico pode ser simulado e que esta simulação poderia ser levada em conta no planejamento ortodôntico. Dois modelos foram feitos: um deles baseado na deformação (normal e de cisalhamento) do ligamento periodontal como desencadeador do processo de remodelação óssea, e o outro baseado na deformação do osso alveolar (Fig. 11). Os dois modelos foram utilizados para cálculos não lineares de diferentes tipos de movimento: inclinação do canino, rotação em volta do próprio eixo, translação e intrusão/extrusão. Dente, osso e ligamento foram descritos como estruturas homogêneas e isotrópicas e o ligamento foi determinado com uma abordagem bilinear. Para simular o movimento esperado na clínica, foi

feito um cálculo baseado no princípio do centro de resistência do canino para cada movimento dentário, usando o modelo matemático do “Orthodontic Measurement and Simulation System” (OMSS) que calcula o movimento dentário incrementalmente, mas assume uma posição fixa do centro de resistência. O modelo baseado na deformação do ligamento periodontal apresentou resultados muito semelhantes ao modelo baseado no centro de resistência (OMSS) e diferentes do modelo baseado na deformação do osso alveolar, que apresentou movimentação diferente da esperada (efeitos colaterais) principalmente nos movimentos de inclinação descontrolada, translação e intrusão/extrusão; a teoria de que deformação do ligamento periodontal seria guia para determinação do movimento dentário se sobressaiu, comparada à teoria da deformação do osso alveolar.

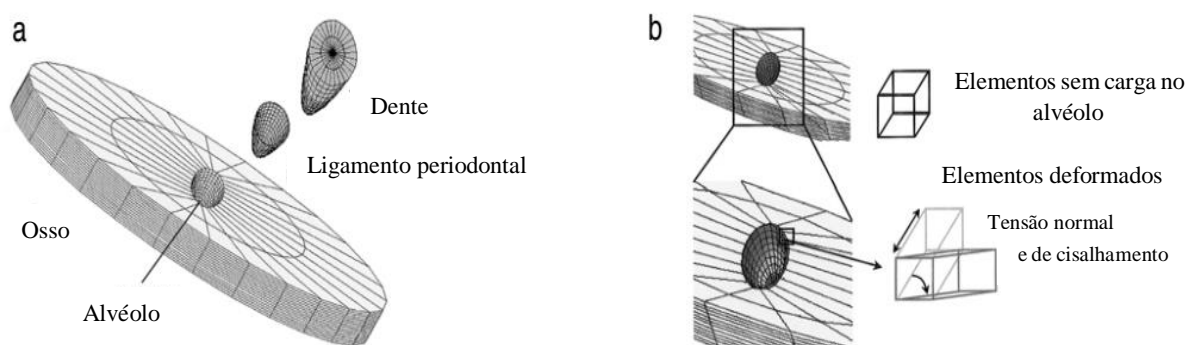


Figura 11 - Representação do modelo de elementos finitos (a) e deformações normais e de cisalhamento (b) (BOURAUUEL *et al.*, 2000).

Jones *et al.* (2001) avaliaram o deslocamento inicial dos incisivos centrais *in vivo*, usando um aparato a laser (Classe 2 LAS-501V) em oito voluntários. Eram feitos ciclos de 1 minuto, com uma força de 39 gf direcionada para o centro da coroa do incisivo. O aparato registrava os deslocamentos gerados a cada centésimo de segundo. Os dados encontrados apresentaram muita variação entre os voluntários e em ciclos do mesmo voluntário; mas o padrão de deslocamento foi similar. Foi elaborado um modelo tridimensional de acordo com uma morfologia padrão do incisivo (esmalte e dentina), ligamento periodontal, osso alveolar e cortical. Através do software MSC/PATRAN, foi criada a malha de elementos finitos. Os autores modificaram as propriedades do ligamento até que os deslocamentos encontrados na simulação fossem similares ao padrão encontrado no estudo *in vivo*. Os autores chegaram à conclusão que o ligamento apresenta um comportamento elástico inicialmente e viscoelástico

depois e que um módulo de Young de 1 MPa e um coeficiente de Poisson de 0,45 seriam ideais para as simulações.

Poppe *et al.* (2002) destacaram em seu trabalho que para forças leves (ortodônticas), uma configuração bilinear elástica do ligamento pode representar satisfatoriamente o comportamento não-linear do ligamento periodontal. Os autores utilizaram uma amostra de 8 blocos de dentes humanos unirradiculares, presos ao seu tecido periodontal para avaliar o deslocamento inicial dos dentes através de um sistema de mensuração de mobilidade, que obteve os dados de deslocamento através de laser e sensores. Após os testes laboratoriais, as amostras foram fixadas e seccionadas para possibilitar uma mensuração tridimensional, feita com a ajuda de um microscópio. Através de um software (GAGOG), as imagens tridimensionais foram criadas e posteriormente transferidas para um programa de MEF. Foram feitos testes quanto às características atribuídas ao ligamento e os autores chegaram à conclusão que um ligamento com um Módulo de Young 0,05 MPa na primeira fase e 0,28 MPa na segunda, com mudança de fase após 7,5% de deformação, seria ideal para simular a movimentação dentária inicial, quando forças leves estivessem envolvidas.

Cossetin *et al.* (2002) avaliaram a resposta biológica frente a força aplicada em dentes de ratos, através de um modelo experimental *in vivo*, e compararam com as tensões geradas através do Método dos Elementos Finitos. Para isso aplicaram força constante (0,25 N) durante 7 dias no primeiro molar superior esquerdo de 6 ratos. Os ratos foram então sacrificados e suas cabeças fixadas em formol 10% por 48 horas. As peças foram então descalcificadas em ácido nítrico a 7,5%, incluídas em parafina e seccionadas na espessura de 4 micrômetros. Em seguida, foram coradas com hematoxilina e eosina (HE). A amostra apresentou maior concentração de osteoclastos, reabsorção radicular e hialinização nas áreas consideradas de maior compressão do ligamento periodontal, correspondendo a áreas de reabsorção óssea. Para a obtenção do modelo matemático foi extraído um molar e fotografado em um estereomicroscópio. Foi feita uma impressão em papel milimetrado que permitiu que fossem obtidas as coordenadas de interesse. Elementos finitos quadrilaterais de nove nós para o estado plano de tensão formaram a malha de discretização. Dentes, ossos e ligamento periodontal foram admitidos como meios homogêneos e isotrópicos. O ligamento periodontal foi determinado com comportamento bilinear elástico, com módulo de elasticidade $E = 0,15$ MPa na fase inicial e após atingir deformação de 6,3%, passa para um módulo $E = 0,60$ MPa e mobilidade reduzida. Os resultados obtidos mostraram uma boa correlação entre os dados experimentais e os numéricos,

comprovando a eficiência do MEF em análises de problemas relacionados à movimentação dentária, sobretudo no estudo da distribuição das forças ortodôntica.

Cattaneo *et al.* questionaram, em seu estudo de 2005, a teoria de que em áreas de compressão ocorre reabsorção óssea e nas áreas de tração ocorre formação óssea durante a movimentação dentária. Destacaram que, apesar do fato do ligamento periodontal (LP) ser um material viscoelástico não linear, a maioria dos estudos com elementos finitos apresentavam-no como homogêneo, linear elástico, isotrópico e contínuo. O osso alveolar (OA) por sua vez era considerado um material homogêneo, não tendo recebido os ajustes para as diferenças quanto a micromorfologia. O estudo apresenta uma comparação das tensões apresentados por um modelo composto por um canino e um pré-molar, sob as mesmas forças, mas com características diferentes das estruturas. Foi testado um modelo com LP não linear e OA baseado na densidade óssea, outro com LP não linear e osso homogêneo e um terceiro com LP linear e OA baseado na densidade óssea. Através das análises dos resultados observou-se que nas áreas em que o dente comprimia o ligamento, existia pouca tensão; o que levou os autores a sugerirem que a tensão diminuta no ligamento seria o gatilho para a remodelação óssea. As trações foram muito mais predominantes que as compressões de uma maneira geral e, além disso, em determinadas áreas ocorria tração e compressão ao mesmo tempo.

Kojima *et al.* (2007), estudaram os efeitos da mecânica de verticalização de molares com uma mola de verticalização feita com fio de seção quadrangular de aço 0.016", avaliando a importância do uso de uma contenção lingual para dar mais estabilidade na unidade de ancoragem e dos efeitos de uma dobra de 25° na alça, no sentido de lingualizar a unidade de ancoragem, contrapondo a tendência de vestibularização da mesma. Os autores criaram um modelo tridimensional da mandíbula e fizeram os testes através do MEF. Na construção do modelo, dentes e osso alveolar foram considerados corpos rígidos. O ligamento periodontal foi considerado com espessura uniforme de 0,2mm e linear elástico, com Módulo de Young de 0,2 MPa e Coeficiente de Poisson de 0,47. Os fios de estabilização da unidade de ancoragem do modelo foram discretizados em elementos 3D de viga elástica e os nódulos que estavam na altura dos dentes, foram conectados aos respectivos elementos dentários. Os dentes foram modelados com elementos tetraédricos (cada dente com aproximadamente 2000 elementos). Da relação entre quantidade de reabsorção (micrometro) por unidade de tensão (KPa) e unidade de tempo (dia) foi determinado um coeficiente C (mm/KPa/dia). Através de uma fórmula desenvolvida pelo autor e levando em consideração o coeficiente C, o movimento ortodôntico "U" pôde ser calculado para um pequeno intervalo de tempo (Fig. 12). O autor conseguiu,

assim, simular o movimento dos dentes. A unidade de ancoragem foi composta pelos pré-molares e caninos esquerdos unidos por um fio vestibular 0,016" quadrado de aço fixado a bráquetes Edgewise. Um fio trançado 0,04" foi colado por lingual de primeiro a primeiro pré-molar para verificar o comportamento da unidade de ancoragem com a contenção lingual. A verticalização foi avaliada em três situações: sem o fio trançado lingual e sem dobra lingual no braço da mola (dobra lingual de 25 graus na saída do tubo), com o fio lingual mas sem a dobra e sem o fio lingual mas com a dobra. Foi observada a verticalização do molar em todos os modelos. A unidade de ancoragem se mostrou mais estável com o fio lingual. A dobra na mola também melhorou a estabilidade na unidade de ancoragem, mas provocou um giro considerável do molar para vestibular.

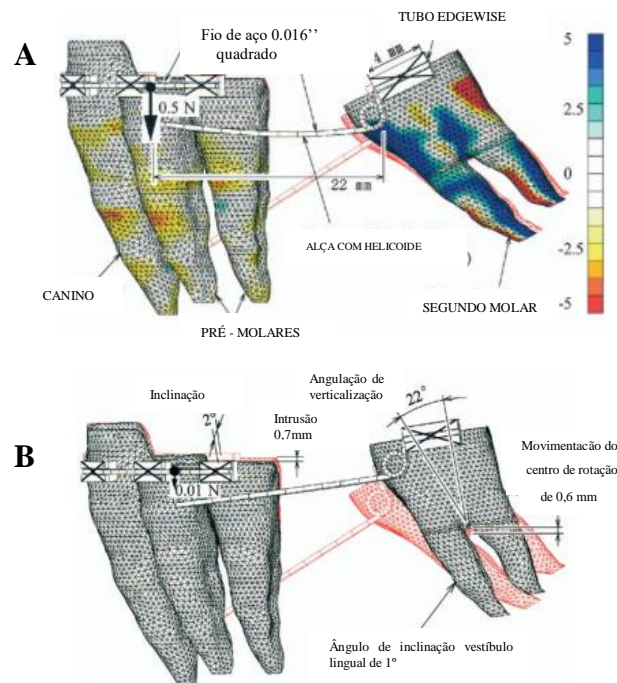


Figura 12 - A – Tensões médias envolvidas com a alça ativada (KPa). B -Representação do movimento do molar (KOJIMA *et al.*, 2007).

Corroborando com o estudo feito por Poppe em 2001, Dong-Xu *et al.* (2011) também encontraram sucesso na configuração bilinear do ligamento periodontal para a simulação de movimentos dentários com forças leves. Os autores testaram o movimento de 8 segmentos de maxila contendo os incisivos centrais, registrando os deslocamentos através de um sistema de sensores a laser (ESPI). Posteriormente fizeram micro tomografia dos corpos de prova e criaram a geometria 3D destes através do software Mimics. Os modelos foram então transferidos para o software de elementos finitos Ansys, onde foram feitas as simulações, testando diferentes

parâmetros elásticos do LP para se encaixarem com os resultados encontrados nos testes laboratoriais. Chegaram à conclusão que um parâmetro bilinear do LP teve sucesso para simular o movimento dentário. O Módulo de Young inicial ideal seria de 0,04 MPa e, após uma deformação do ligamento de 7,3%, o Módulo de Young final seria de 0,16 MPa.

Hohmann *et al.* (2011) avaliaram 17 modelos diferentes de um primeiro molar inferior, feitos por 4 colaboradores, baseados na mesma tomografia. O objetivo era observar a influência de diferentes técnicas de geração de geometrias e malhas na simulação de movimento ortodôntico com forças leves. Foram comparados modelos quanto a espessuras e geometrias do ligamento periodontal, número e tipo de elementos usados, condições de contorno empregadas e importância do uso de osso alveolar na simulação. Os autores observaram que não houve alteração no deslocamento inicial do dente em modelos com osso (fixação dos nós na parte externa do osso) quando comparados com modelos com a fixação dos nós entre o ligamento e osso. Além disso, simularam um aumento gradativo no módulo de elasticidade do osso cortical e observaram que a partir de 500 MPa não houve alteração no deslocamento dentário. Isto comprovou que o osso não interfere no movimento inicial dos dentes quando aplicadas forças leves, visto que o osso cortical apresentava valores maiores que 1000 Mpa na maioria dos estudos prévios. Constataram que a espessura do ligamento não tem influência significativa na leitura das tensões, mas sim, no deslocamento do dente; e que não linearidades geométricas do ligamento (no caso do ligamento linear elástico) podem ser negligenciadas no caso de uma simulação de cargas leves.

Em revisão de literatura feita em 2012 sobre a modelagem do ligamento periodontal, Fill *et al.* encontraram uma grande variedade nas propriedades mecânicas do ligamento. As técnicas numéricas focaram em quatro tipos de modelo constitutivo: linear elástico, hiperelástico, viscoelástico e multi-fase. De acordo com suas observações, os autores concluíram que a simulação não linear do ligamento periodontal promove um cálculo mais preciso e confiável da tensão e do deslocamento de um grande número de movimentos dentários. Ressaltaram a importância das fibras colágenas na resposta mecânica do ligamento periodontal e que a influência do fluido intersticial no comportamento do ligamento deve ser considerada. Concluíram o estudo indicando um modelo constitutivo do ligamento periodontal multi-fase para avaliar respostas a forças ortodônticas leves. Modelos mais simples seriam indicados para a avaliação da resposta inicial e modelos mais complexos para a avaliação de respostas de longo prazo.

3 METODOLOGIA

3.1 Seleção das alças verticalizadoras para o estudo e criação da alça de correção radicular modificada (ACRM)

O primeiro passo para o estudo foi determinar como seria uma alça de verticalização ideal, que permitisse a intrusão dos molares com o mínimo de desconforto para o paciente. Como vimos na revisão de literatura, temos poucas mecânicas relatadas para verticalização com intrusão sem o uso de mini implantes. De acordo com Zachrisson e Bantleon (2005), o uso de cantilevers duplos causam grande desconforto aos pacientes. Como temos a opção de usar apenas uma alça para conseguir o mesmo objetivo, as mecânicas propostas por Weiland *et al.* (1992) e Melsen *et al.* (1996) foram descartadas do estudo.

Sobraram apenas a alça de correção radicular proposta por Roberts *et al.* (1982), que será denominada no texto como “alça original” e a alça de Sander (1995). A alça original é confeccionada com fio 0,018"x 0,025" de aço e apresenta dois helicoides de 3 a 4 mm de diâmetro. O protocolo de ativação da alça original aplicado no estudo, foi o sugerido por Marcotte (1998), que contemplou a intrusão associada à verticalização. A alça de Sander é comercializada atualmente pela empresa Forestadent e apresenta um fio mais elástico, feito de Titanol® (liga de níquel-titânio fabricada pela empresa), com seção 0,018"x 0,025" na região posterior, que se une a um fio de aço 0,017"x 0,022". (Sander e Wichelhaus, 1995; Zachrisson e Bantleon, 2005) (Fig. 13).

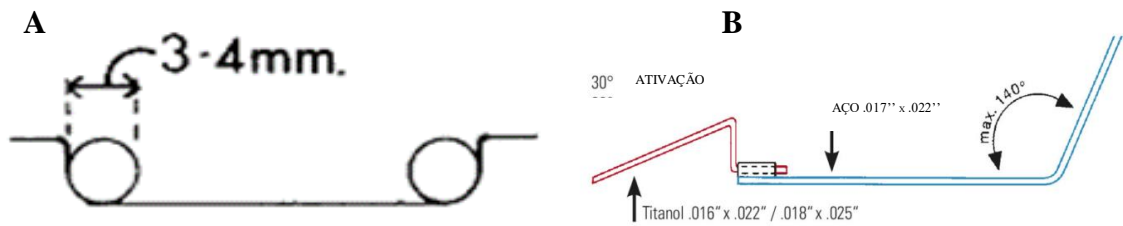


Figura 13: A - Alça original. B - Alça de Sander (ROBERTS *et al.*, 1982; CATÁLOGO FORESTADENT).

Tentando aliar os conceitos das duas alças a um controle de forças mais rigoroso, como proposto por Melsen *et al.* (1996) e Romeo e Burstone (1977), sugerimos a alça de correção radicular modificada (ACRM). Para obtê-la, foram feitas as seguintes alterações na alça original (alça de correção radicular) (Fig. 14):

- Mudança no material: o fio de TMA (liga de titânio-molibdênio) é o de escolha para alças nos dias de hoje por apresentar um módulo de elasticidade mais baixo que o aço, promovendo uma liberação de forças mais gradual.

- Espessura do fio: foi reduzida para 0,017''x 0,025'' também com o intuito de aumentar a elasticidade da alça.

- Remoção do helicóide anterior: à medida que o molar verticaliza a resultante de intrusão aumenta (Burstone e Koenig, 1974), não sendo necessário um dispositivo para tornar a liberação de forças mais gradual na região anterior. Além disso, há um aumento do conforto para o paciente removendo-se o helicóide.

O helicóide posterior foi mantido, mesmo usando um material mais elástico, com o intuito de obtermos forças mais constantes de verticalização, evitando reativações frequentes da alça e, assim, simplificando a prática clínica. A proposta de uma alça com a parte posterior mais flexível segue a proposta do mecanismo proposto por Sander e Wichelhaus (1995). Além da alteração do design e do material empregado, a ativação da ACRM teria que proporcionar uma liberação de forças e momentos ideais. Como indicado por Roberts *et al.* (1982), a ativação deve ser individualizada, de acordo com a distância entre as unidades α e β , mas sempre com o intuito de termos uma resultante de intrusão no molar como indicado por Weiland *et al.* (1992) e Melsen *et al.* (1996).

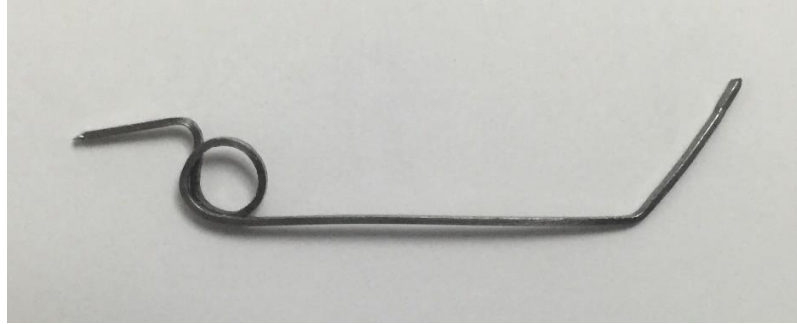


Figura 14 -Alça de correção radicular modificada.

3.2 Testes de força com dinamômetro ortodôntico

Para avaliar se as forças liberadas pelas alças preconizadas por Marcotte e Sander estavam próximas às forças ideais de verticalização e intrusão do molar, bem como para estipular uma ativação próxima do ideal para a ACRM, foi realizado um teste de forças. Um paciente do sexo masculino, 32 anos, foi selecionado para o estudo. O modelo de gesso da arcada inferior do paciente, que apresentava molares inferiores mesializados, foi utilizado para a colagem de acessórios de um aparelho ortodôntico. Foi confeccionada uma alça de verticalização de acordo com o modelo preconizado por Roberts et al. (1982), com fios de aço 0,018" x 0,025" e helicoides de 4 mm de diâmetro. Os autores não sugeriram uma ativação que visava a intrusão do molar, apenas rotação pura, por isso ativamos a alça seguindo o protocolo descrito por Marcotte, em seu livro de 1998: a alça foi posicionada de maneira passiva no tubo do molar e no tubo cruzado, depois foi retirada e foram feitas as dobras de 10° na parte posterior (unidade β) e 45° na região anterior (unidade α), além de uma angulação no corpo da alça para evitar a deflexão desta após a ativação (Fig. 15). Para medir as angulações, a alça passiva foi desenhada em uma folha de papel com uma lapiseira e em seguida, com a ajuda de um transferidor, os segmentos angulados foram desenhados, servindo de guia para a verificação das angulações das dobras. As forças envolvidas foram medidas com dinamômetro ortodôntico Correx (Haag-Streit Diagnostics, Berna, Suíça) elevando a alça até o tubo cruzado ou duplo, até que esta ficasse paralela ao plano oclusal do modelo (Fig. 16). O mesmo procedimento foi realizado com a alça de Sander, que deve ter uma ativação de 45° em α , como orientado pelo autor, lembrando que a ativação em β já vem pré-ativada em 30° no fio de níquel-titânio.

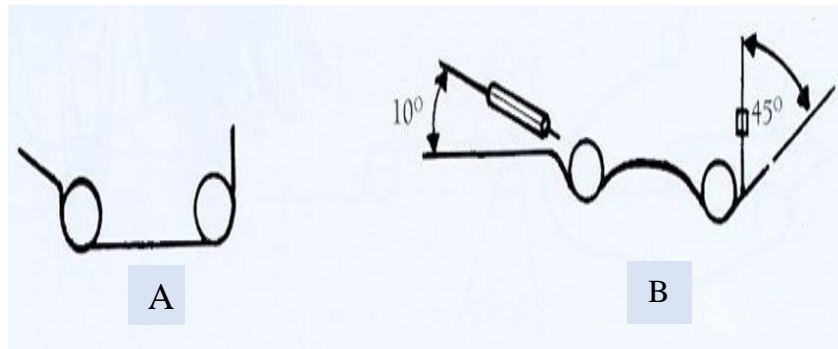


Figura 15: Ativação para verticalização com intrusão indicada por Marcotte. Em A, a alça está sem dobras de ativação, ou seja, passiva. Em B, com a ativação indicada pelo autor: 10° em β (molar) e 45° em α (unidade de ancoragem), além da curvatura na parte central da alça (MARCOTTE, 1998).

Ao contrário das alças citadas, a determinação da ativação da alça de correção radicular modificada (ACRM) se daria a partir da distância entre as unidades α e β , com o objetivo de gerar momento e força resultante ideais no molar. O caso selecionado apresentava uma distância de 30 mm entre o centro de rotação do molar, localizado próximo à região de furca e a linha de ação de forças que passava no centro do tubo cruzado. Como o momento ideal para a verticalização de um molar é de 1000 g.mm (ROMEO e BURSTONE, 1977; MELSEN *et al.*, 1996), a força necessária de ativação da alça é de 33 g, dado que $M = F \times D$ (momento é igual a força multiplicada pela distância). Foi confeccionada a alça, que foi montada primeiramente passiva no modelo. Removemos a alça do modelo e a desenhamos em um papel, assim como a alça original. Voltamos com a alça para o modelo e testamos angulações em β (na saída do tubo duplo) até conseguirmos visualizar a força de 33 gf no dinamômetro. A alça foi, então, removida do modelo e sobreposta ao desenho original. Desenhamos então o segmento de alça angulado e verificamos, com a ajuda de um transferidor que uma angulação de 43° foi feita. Sabendo que a força de intrusão ideal é de 20 gf (WEILLAND *et al.*, 1992; MELSEN *et al.*, 1996), seria necessária uma força de 53 gf atuando em β para se obter essa resultante. Seguimos os mesmos passos descritos para o segmento posterior e verificamos que a angulação indicada em α (dobra anterior da alça) seria de 27° .

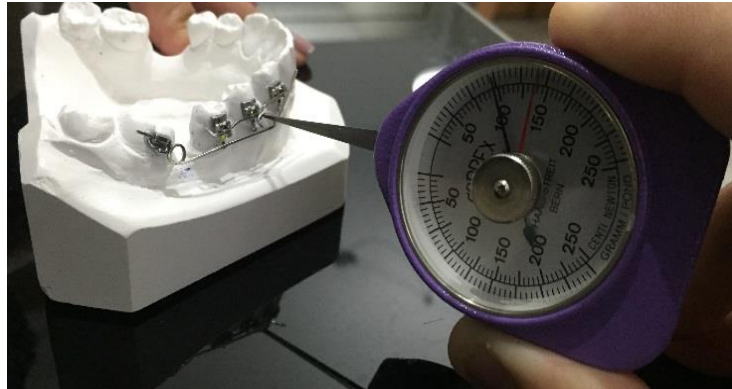


Figura 16: Modelo de gesso com acessórios colados e medição da força gerada pela ativação da alça com o dinamômetro ortodôntico.

Além da comparação entre as alças, testes com a ACRM com diferentes tamanhos foram feitos para atestar e quantificar a diferença de forças e momentos gerados nas estruturas, de acordo com a distância entre o molar e a unidade de ancoragem.

Para atestar a fidelidade de leitura do dinamômetro foi feita a medição de 5 massas aleatórias por dez pessoas diferentes, e estas medidas foram comparadas com o peso aferido por uma balança eletrônica de precisão, devidamente calibrada. Os dados foram então utilizados para gerar uma reta de calibração, que foi considerada para a conversão das medidas encontradas no dinamômetro.

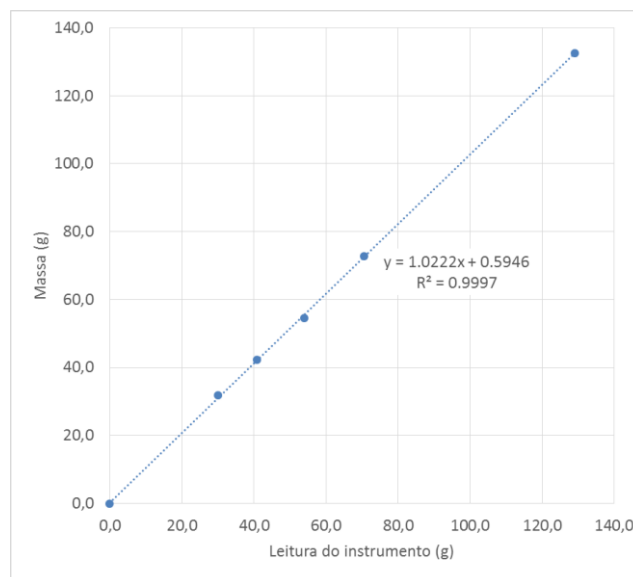


Figura 17 - Reta de calibração obtida para o dinamômetro ortodôntico.

3.3 Obtenção do modelo geométrico e discretização

Com o intuito de comparar as tensões e deslocamentos iniciais gerados pelas alças no molar e, principalmente, na unidade de ancoragem, foi usada uma tomografia computadorizada Cone Beam, do mesmo paciente que cedeu o modelo de gesso, para obtenção de um modelo 3D. O arquivo com 396 cortes tomográficos em formato DICOM, com pixels de 0,2mm foi importado para o software Mimics versão 17.0 (Materialise, Lovaina, Bélgica). Através do programa, foram criados modelos tridimensionais do osso mandibular, do ligamento periodontal e dos dentes. Os modelos tridimensionais dos acessórios ortodônticos foram criados no programa Rhinocerus versão 5.0 (McNell, Seattle, EUA) utilizando as medidas padrão para o aparelho ortodôntico com slot 0.022". Foram desenhados bráquetes, tubo duplo para o molar, tubo cruzado e o fio 0,019" x 0.025" para a unidade de ancoragem. Os modelos tridimensionais confeccionados no software CAD (computed aided design) foram então transferidos para o software CAE (computed aided engineering) Abaqus versão 6.12 (HKS, RhodeIsland, EUA) onde foram devidamente discretizados. As alças de verticalização, com as mesmas medidas das alças utilizadas no teste de forças, foram confeccionadas diretamente no software Abaqus, com geometria linear.

O tipo de elemento usado nas estruturas foi determinado seguindo referências na literatura (KOJIMA *et al.*, 2007; HONMANN *et al.*, 2011; DONG-XU *et al.*, 2011; TROJAN, 2014). Para o ligamento periodontal foram gerados 1 352 988 elementos quadráticos tetraédricos (C3D10) e 2 262 201 nós. Para o dente foram gerados 405 801 elementos quadráticos tetraédricos (C3D10) e 592 220 nós. Para a alça modificada foram gerados 220 elementos lineares (B31) e 221 nós. Para a alça original foram gerados 269 elementos de viga (B31) e 272 nós, e para a alça de Sander 188 elementos de viga (B31) e 190 nós.

Para um aperfeiçoamento das malhas gerada, os modelos foram tratados no programa Hypermesh (Altair Engineering, Troy, EUA). Não foi estabelecido contato entre dente - ligamento e ligamento - osso, sendo confeccionada uma malha conexa para as três estruturas. Buscou-se deixar o ligamento periodontal com a malha devidamente refinada e com qualidade, pois seria a estrutura chave para a observação das tensões, mesmo se isso levasse a um maior peso computacional (Fig. 19). Para elementos tetraédricos, a qualidade de um elemento é definida pelo determinante da matriz Jacobiana. Quando o valor é 1, o elemento não apresenta distorção. Assim, se uma malha apresenta grande parte dos elementos com valor 1 ou próximos de 1, temos uma malha de qualidade. Verificamos no Hypermesh que quase a totalidade dos

elementos apresentavam um valor de determinante 1, o que deixa claro a qualidade da malha (TROJAN, 2014) (Fig. 18). Outra medida tomada para verificar se a malha estava com um refinamento adequado no sentido de não distorcer os resultados frente as forças aplicadas, foi um teste de malha que está detalhado no Apêndice 1.

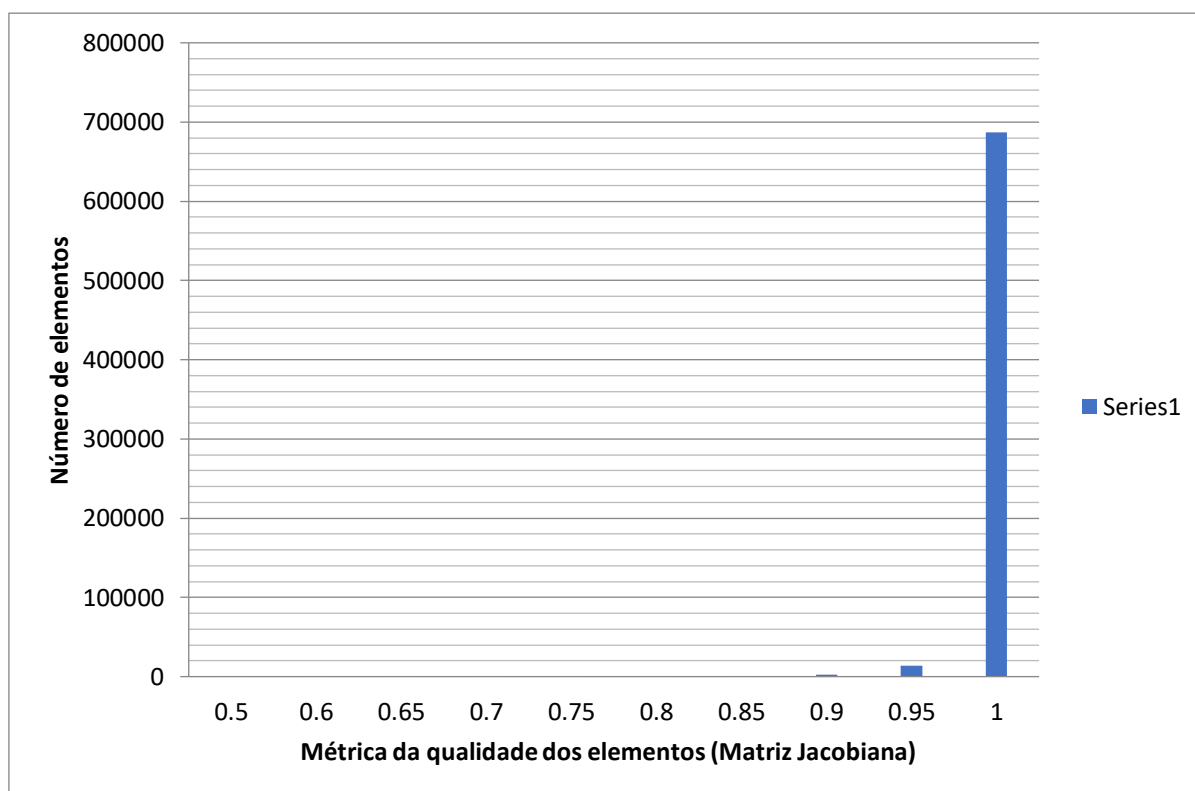


Figura 18: Gráfico apresentando a distribuição do número de elementos de acordo com a métrica da qualidade dos elementos, atestando a qualidade da malha quanto a este parâmetro.

Cada material recebeu as propriedades estabelecidas a partir de estudos anteriores como mostra a Tab. 2. Todas estruturas foram consideradas meios homogêneos e isotrópicos. O ligamento periodontal, considerado peça chave na avaliação de tensões envolvendo a movimentação ortodôntica, foi confeccionado com espessura uniforme de 0,2 mm e com comportamento bilinear elástico. Sabe-se que o movimento inicial real do dente é muito similar ao encontrado em simulações com o modelo bilinear do ligamento (GOTTO, 1971; JONES *et al.*, 2001; KOJIMA e FUKUI, 2010). O módulo de Young inicial do ligamento foi considerado 0.04 MPa e após 7,3% de deslocamento, passou a ser 0.16 MPa; seguindo valores sugeridos por Dong-Xu *et al.* em seu estudo de 2011, que encontrou uma correlação muito precisa do deslocamento encontrado *in vivo* com o encontrado no modelo de MEF.

Tabela 2. Valores atribuídos às estruturas (Gurgel *et al.*, 2001; Poppe *et al.*, 2002; Kojima e Fukui, 2010; Hohmann *et al.*, 2011; Ammar *et al.*, 2011; Ferreira *et al.*, 2012; Liu *et al.*, 2012; Dong-Xu *et al.*, 2014; Caballero *et al.*, 2015).

	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson(ν)
Dentes	20700	0.3
Osso	14700	0.3
Lig. Periodontal 1	0.04	0.45
Lig. Periodontal 2	0.16	0.45
Aço Inoxidável	200000	0.3
TMA	69000	0.3
Níquel-titânio	33000	0.3

As condições de contorno foram determinadas com a fixação de nós externos da porção posterior do osso mandibular, imobilizando toda a mandíbula (Fig. 19).

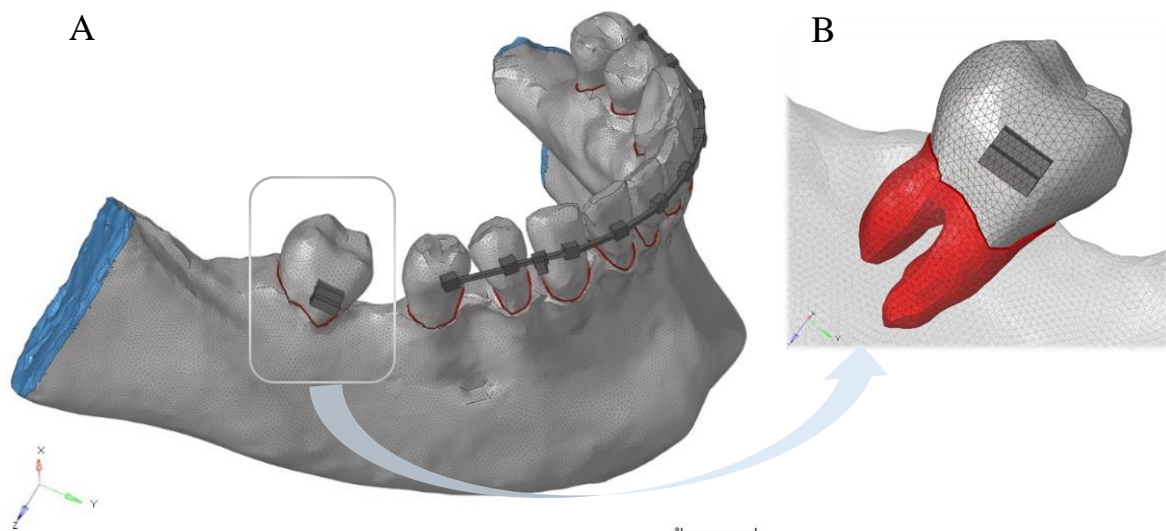


Figura 19. A: Restrição de liberdade em todas as direções nos nós localizados na superfície posterior da mandíbula (área destacada em azul). B: Detalhe da malha gerada no modelo.

3.4 Simulação

As alças foram inseridas dentro do tubo do molar e do tubo cruzado sem as ativações e depois foram colocados os ângulos indicados pelos autores, modificando diretamente a malha da alça no software Hypermesh.

A simulação foi realizada em três etapas:

1. Fixação das alças ativadas, ou seja, com as angulações recomendadas, no tubo do molar (fixação rígida) e aplicação das forças encontradas no teste de bancada na região anterior de cada uma das alças, no mesmo ponto em que foi apoiado o dinamômetro ortodôntico. A folga entre o slot dos tubos e o fio (os fios tinham seções menores que o slot dos tubos) não foram consideradas por apresentarem uma magnitude muito pequena e por essa variável ser praticamente igual para todas as alças.

As forças aplicadas geraram um momento no sentido anti-horário no tubo do molar, além de uma força de extrusão (força para cima). Os valores foram registrados para serem usados na terceira etapa da simulação.

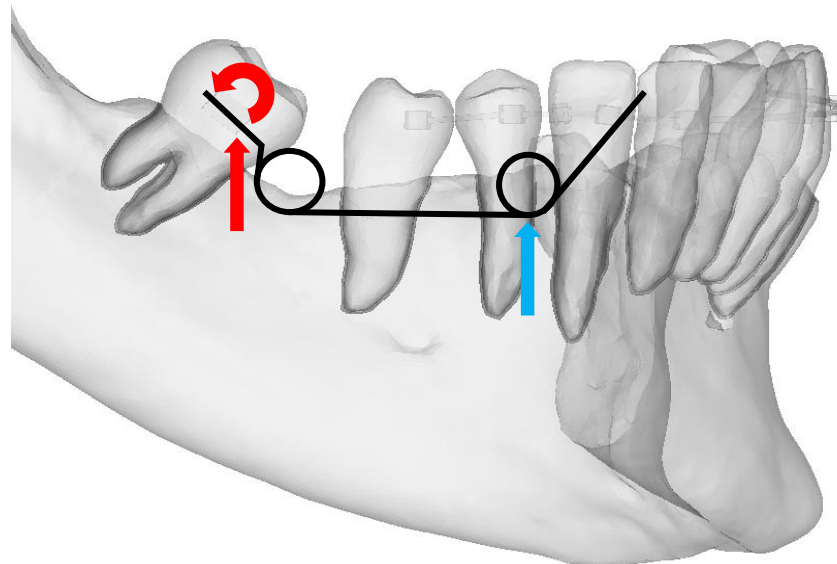


Figura 20: Representação do vetor de força aplicado na região anterior (seta azul) e da força e momento gerados no tubo do molar.

2. Fixação das alças ativadas no tubo duplo (fixação rígida) e aplicação da força na região posterior da alça, onde fora apoiado o dinamômetro, no teste de forças. O deslocamento provocado pela força causou um momento no sentido horário no tubo duplo além de uma força extrusiva. Os valores também foram registrados para a terceira etapa da simulação.

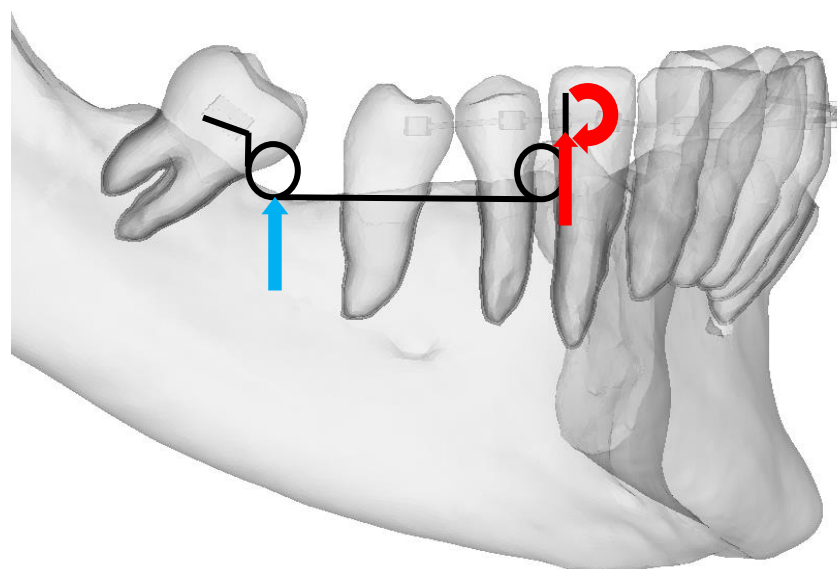


Figura 21: Representação do vetor de força colocado na região posterior (seta azul) e da força e momento gerados no tubo cruzado.

3. Aplicação das forças encontradas na simulação das alças nas etapas 1 e 2, nos tubos do modelo, sem as alças. Optamos por fazer dessa forma devido à dificuldade em convergir o modelo com o deslocamento direto das alças e fixação desta nas duas extremidades. Além das forças citadas acima, foram aplicadas forças de reação nos tubos. A força extrusiva gerada no tubo duplo, pelo deslocamento descrito no passo 1 da simulação, gera uma força igual e intrusiva (para baixo) no tubo cruzado. Da mesma forma, a força extrusiva no tubo cruzado, causada pelo deslocamento descrito no passo 2 da simulação, gera uma força intrusiva de mesma intensidade no tubo duplo do molar (Fig. 22).

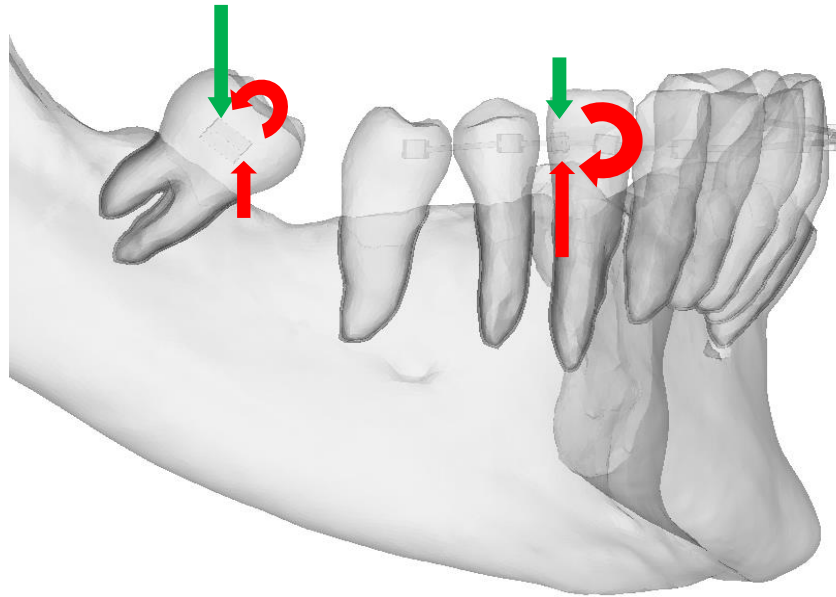


Figura 22: Representação dos vetores de força e momento aplicados diretamente nos tubos do modelo, replicando as forças e momentos verificados anteriormente. Em verde, os vetores de reação aos vetores vermelhos do lado oposto.

No tubo duplo o momento gerado pelo deslocamento da alça até o tubo cruzado (região anterior) foi registrado no centro do slot. A força de extrusão, causada pelo mesmo deslocamento, foi registrada na região anterior e superior do slot. O deslocamento da alça quando esta está presa ao tubo cruzado, vai causar uma força intrusiva no tubo duplo, na região posterior do slot. O registro foi feito dessa forma devido a folga do fio em relação ao slot (Fig. 23).

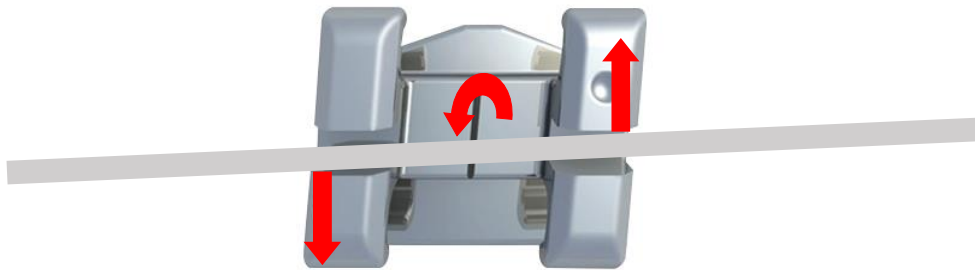


Figura 23: Foto de um bráquete para ilustrar o posicionamento do fio com a folga no slot, justificando o posicionamento dos vetores de força.

Os resultados foram analisados da seguinte forma:

1. Comparação das forças geradas pelas alças no molar e na unidade de ancoragem
2. Avaliação através do MEF dos deslocamentos dentários iniciais provocados pelas alças e do centro de rotação do molar e da unidade de ancoragem na mecânica aplicada.
3. Comparação das tensões envolvidas no ligamento periodontal do molar e dos dentes da unidade de ancoragem

4 RESULTADOS

4.1 Resultados dos testes de força

Os valores do teste de forças encontrados para as alças foram listados na Tab. 3. Na alça original, a angulação de 10° em β (molar), gerou uma força extrusiva de 31 gf (medida encontrada quando tiramos o erro do dinamômetro) e um momento de verticalização de 1080 gf.mm, dado que a distância estimada entre o centro de rotação do molar e a linha de ação de forças foi de 30 mm. O molar recebeu ainda uma força de intrusão de 103 gf obtida com a ativação de 45° em α (unidade de ancoragem), gerando uma força resultante intrusiva de 67 gf (103 gf – 36 gf). A unidade α por sua vez, recebe a mesma força resultante, só que extrusiva e um momento de 3090 gf.mm, obtido pela multiplicação de 103 gf por 30 mm.

A ativação da ACRM foi feita com o objetivo de gerar 1000 gf.mm no molar e uma força intrusiva de 20 gf. Como $M=F \times D$, então para se conseguir o momento ideal foram necessários 33 gf (aproximadamente 31,7 gf no dinamômetro). Essa força foi conseguida com uma angulação de 43° em β . Para obter a força intrusiva resultante de 20 gf era preciso gerar, com a ativação em α , uma força intrusiva de 53 gf (aproximadamente 52,4 gf no dinamômetro) no molar. Para conseguirmos esse valor, um ângulo de 27° foi necessário em α . O momento gerado na unidade de ancoragem foi de 1590 gf.mm, quase a metade do produzido pela alça original, que foi de 3090 gf.mm.

A Alça de Sander apresentou, por sua vez, uma força resultante de 66 gf e um momento na unidade de ancoragem de 3690 gf.mm, mais que o dobro do encontrado na ACRM.

Tabela 3. Valores de forças e momentos encontrados nas unidades α (ancoragem) e β (molar) para as ativações da alça original e da alça modificada.

	Força (gf)	Momento (gf.mm)
Alça Original		
α	67 \uparrow (103 – 31)	3090
β	67 \downarrow (31- 103)	1080
Alça Modificada		
α	20 \uparrow (53 - 33)	1590
β	20 \downarrow (33 – 53)	1000
Alça de Sander		
α	66 \uparrow (123 – 57)	3690
β	66 \downarrow (57 – 123)	1650

Os valores das ativações encontradas para a verticalização de um molar com as distâncias entre as unidades de 15, 20, 25, 30 e 35 milímetros podem ser conferidos na Tab. 4. Os valores de forças que incidem em β sempre serão 20 gf maiores dos que incidem em α e o momento em β será de 1000 gf.mm. Esse teste foi feito apenas para destacar como cada distância exigiria uma angulação diferente da alça para alcançar forças e momentos ideais. Foi verificada uma variação de 45% nas angulações em α (45° - 25°) e 25% nas angulações de β (52° - 39°).

Tabela 4. Valores de forças, momentos e ativações da alça modificada de acordo com a distância entre as unidades α (ancoragem) e β (molar).

Distância α - β (mm)	Força em	Momento em	Ativação α	Ativação β
	α (gf)	α (gf.mm)		
15	67	1305	25°	42°
20	50	1400	33°	39°
25	40	1500	45°	45°
30	33	1590	27°	43°
35	29	1710	43°	52°

As angulações encontradas no estudo devem servir apenas como um guia para a ativação em boca. O recomendado é verificar as forças com um dinamômetro ortodôntico.

4.2 Resultados das simulações com o MEF

4.2.1 Análise dos deslocamentos iniciais e tensões no ligamento periodontal do molar:

A primeira análise que foi feita se refere ao deslocamento inicial do dente frente as forças recebidas. Observamos que as três alças produziram um movimento de giro, no sentido de promover a verticalização do molar. A tendência intrusiva também pôde ser verificada nos três casos. A alça de Sander apresentou maior deslocamento inicial, com deslocamento máximo de 0,283 mm frente aos 0.153 da alça original e 0.150 da ACRM. O centro de rotação obtido com o sistema de forças pode ser observado próximo à área de furca (área onde não se observam os vetores).

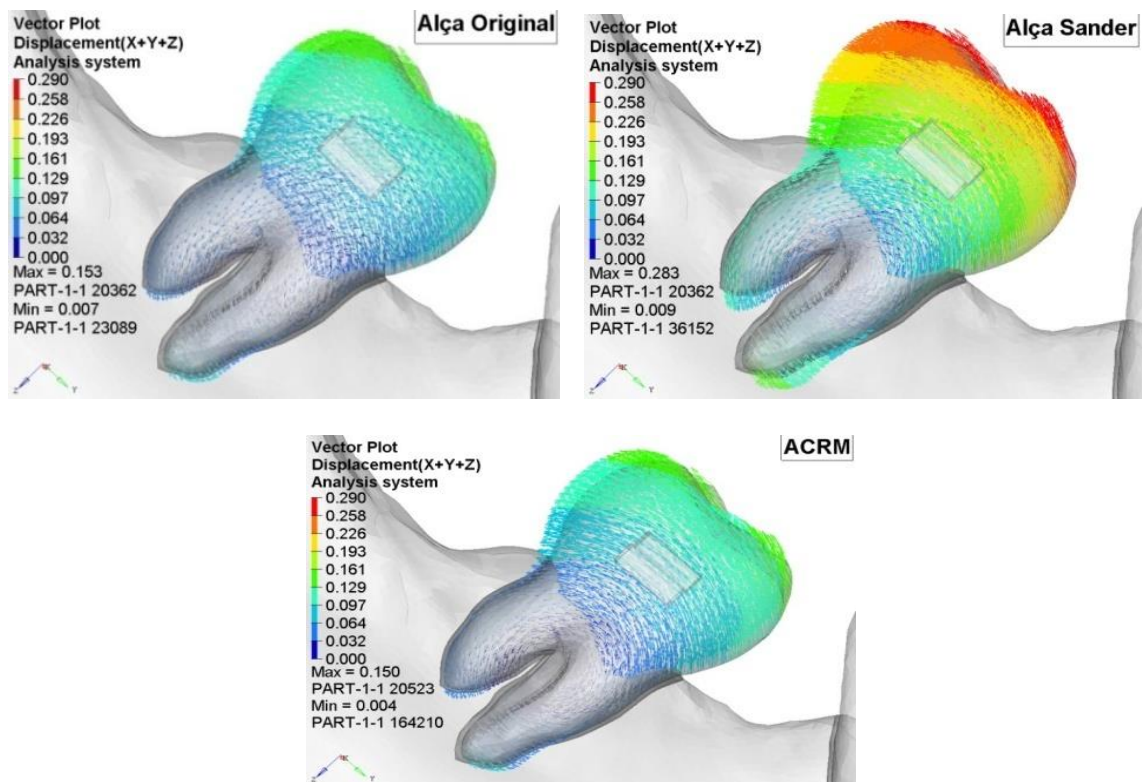


Figura 24: Deslocamento inicial em milímetros representado no molar com as três alças. A direção evidenciada pelos vetores e a intensidade demonstrada pelas cores. A região próxima à furca, que não apresenta vetores, é o centro de rotação.

Em uma vista do molar por mesial, notamos a tendência de vestibularização (inclinação do molar em direção à bochecha), já esperada pelo fato das forças atuarem no tubo que fica vestibularizado em relação ao centro de resistência do dente, que se encontra no terço mais

coronal da raiz e centralizado no sentido vestibulo - lingual. Apenas os vetores no eixo X foram evidenciados. Observamos que na ACRM o deslocamento é de menos da metade da alça original e de um terço da alça de Sander, devido a uma menor força vertical resultante no tubo. Lembrando que essa representação é apenas do movimento inicial. O controle deste deslocamento tende a ser obtido devido à seção transversal retangular das alças. Clinicamente, uma torção na alça pode ser feita para minimizar esse efeito, muitas vezes indesejado.

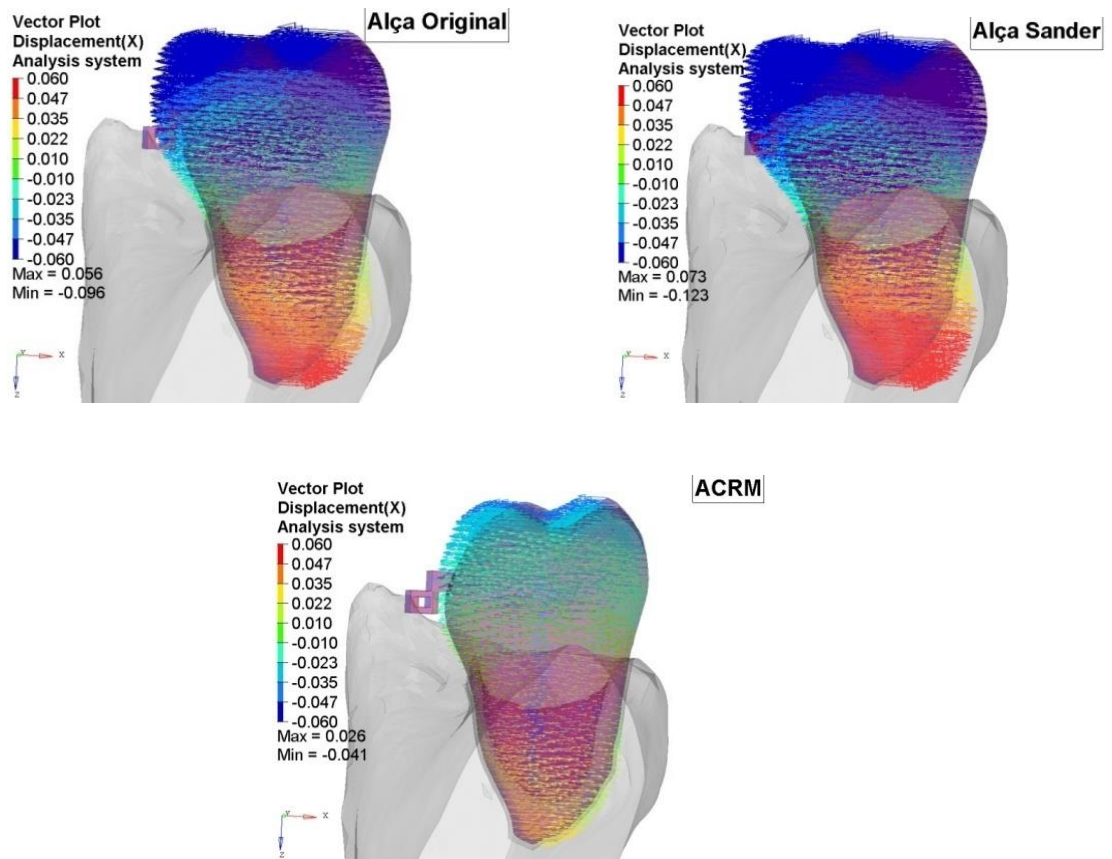


Figura 25: Deslocamento inicial em milímetros da coroa para vestibular e da raiz para lingual, evidenciado nas três alças.

A análise de tensões no ligamento periodontal foi feita para podermos comparar a intensidade e distribuição das tensões geradas pelas forças e momentos resultantes das ativações das alças. Na Fig. 26 observamos as tensões de Von Mises, que nos trazem uma visão geral das tensões envolvidas, não distintas entre tração e compressão. As áreas vermelhas nos mostram as maiores tensões no ligamento, observadas no movimento inicial do molar. Nas áreas azuis mais escuras, as tensões são mínimas. O pico de tensões é observado na região cervical do ligamento, por mesial e distal, tendo uma intensidade 0,023 MPa quando simulada a ação da alça de

Sander; 0,014 MPa quando testada a ACRM e 0,013 MPa na avaliação da alça original. Notamos que a ACRM apresenta os menores valores de tensões de Von Mises, o que demonstra que, como a alça se baseia em forças e momentos ideais, intensidades de tensão desnecessárias são observadas principalmente na Alça de Sander, que apresenta uma tensão máxima de Von Mises 70% maior que a tensão observada na ACRM.

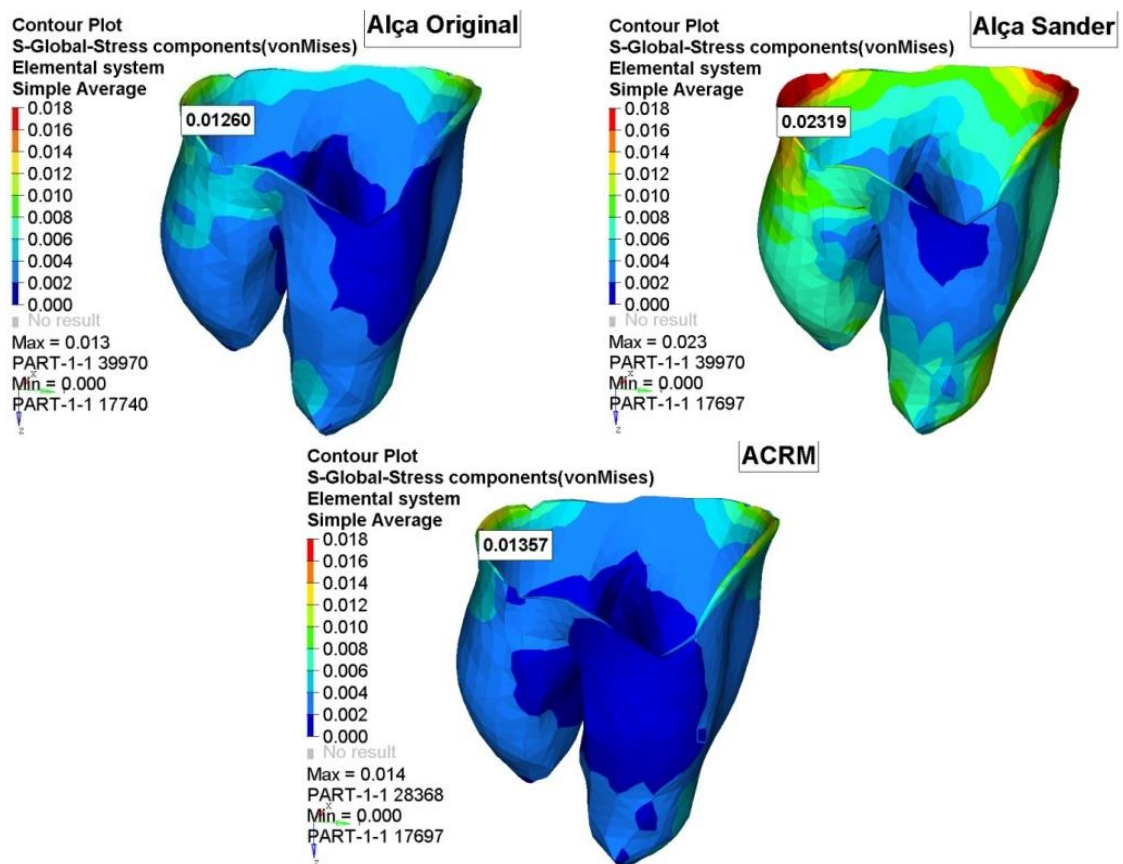


Figura 26: Tensões equivalentes (Von Mises) observadas no ligamento periodontal em cada tipo de alça (em MPa).

Com o objetivo de verificar as áreas de tração no ligamento periodontal, foi avaliada a tensão máxima principal (Fig. 27). As áreas de pico de tração do ligamento são verificadas na região cérvico-mesial e na raiz mesial, resultado esperado para o movimento em questão. Nestas áreas, o estímulo criado no ligamento estimularia a formação óssea.

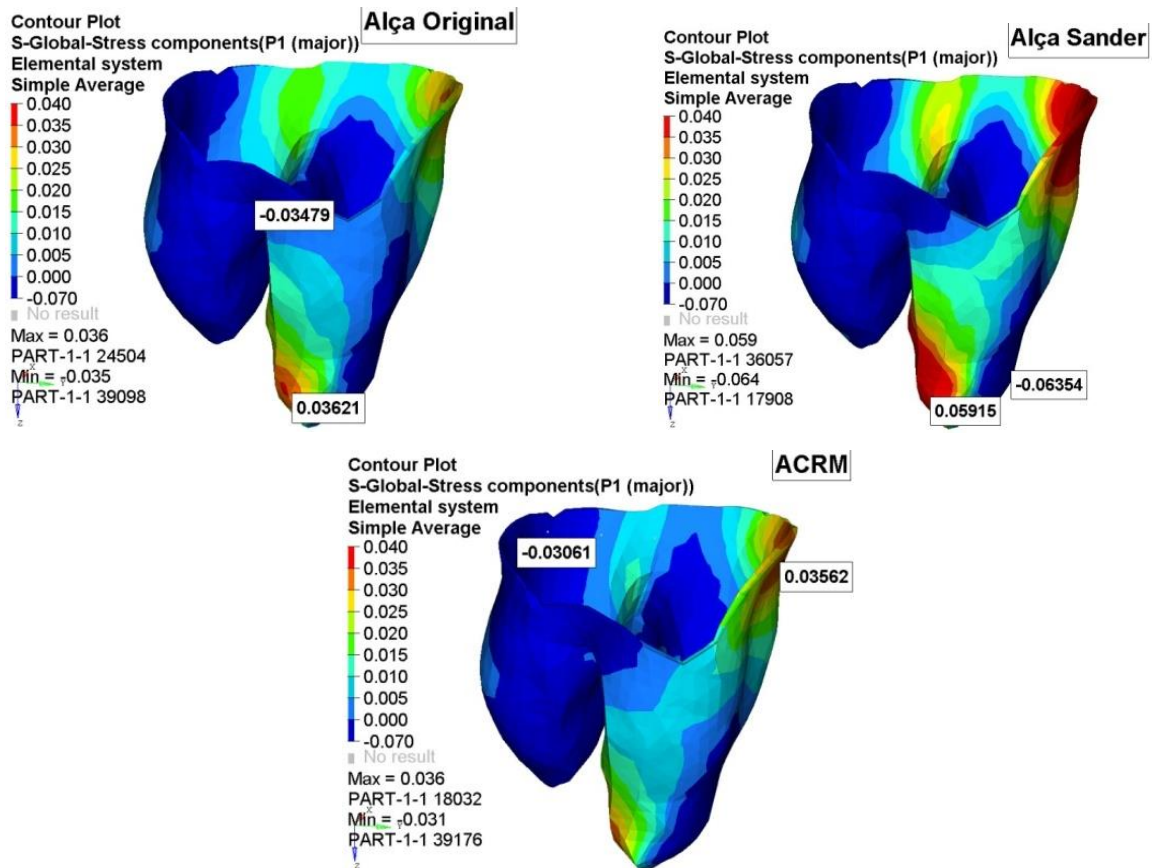


Figura 27: Tensão máxima principal (em MPa) evidenciado as forças de tração a que foram submetidos os ligamentos (exceto as áreas em azul escuro).

A análise das áreas de compressão (tensão mínima principal) evidencia a compressão do ligamento na região cérvico-distal e nas áreas apicais e mesiais das raízes, como esperado para o movimento de verticalização e intrusão. Essa compressão seria responsável por desencadear o processo de reabsorção óssea nessas áreas. Como esperado, uma intensidade maior de tensões de compressão é observada quando utilizada a alça de Sander, devido a uma maior resultante de força de intrusão.

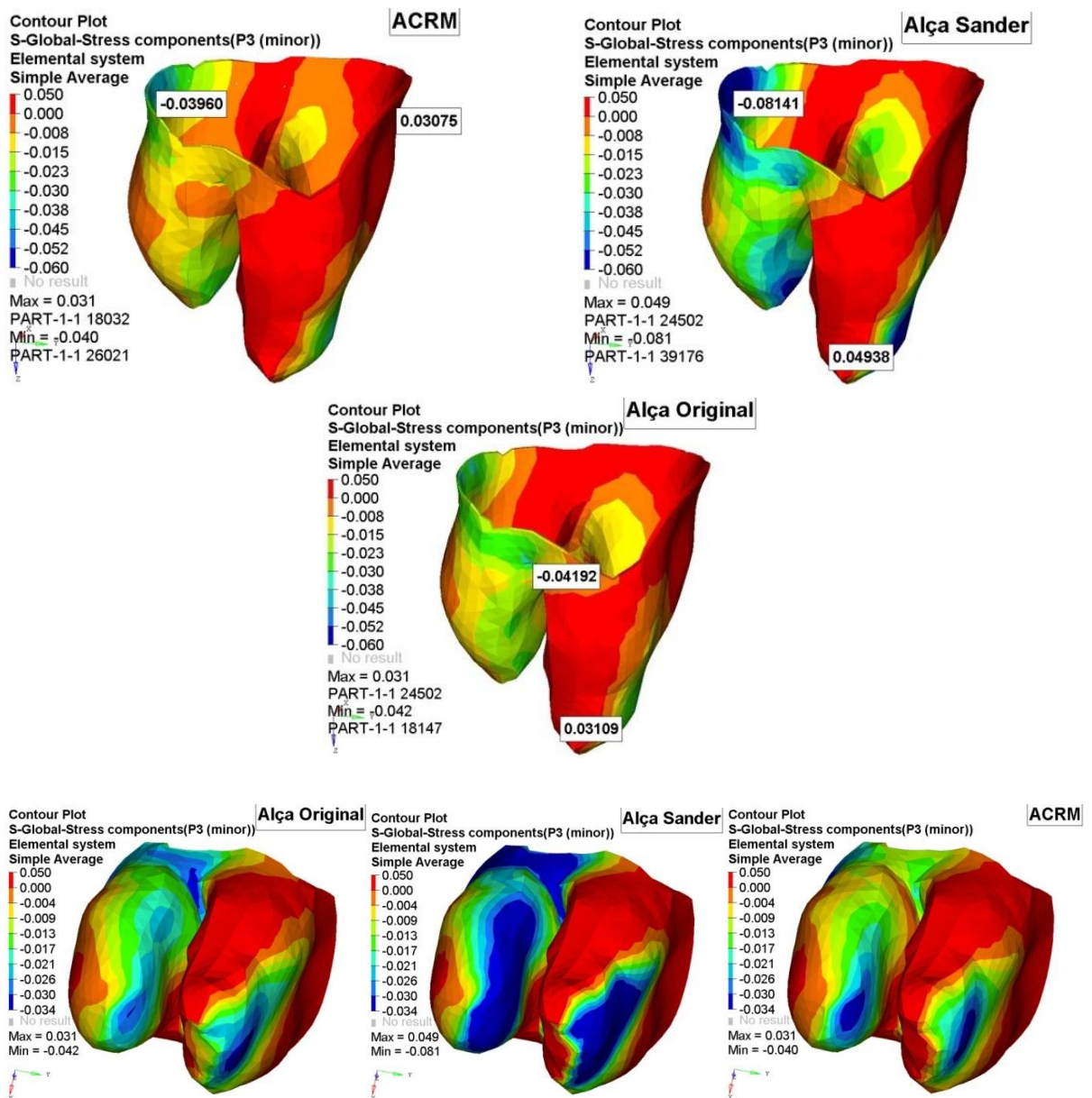


Figura 28: Tensões mínimas principais (em MPa), evidenciando áreas de compressão (exceto áreas em vermelho). A visão apical do ligamento (três últimas figuras) evidencia as áreas de compressão que desencadeariam o processo de remodelação óssea para a intrusão do molar.

4.2.2 Análise dos deslocamentos iniciais e tensões no ligamento periodontal da unidade de ancoragem:

A unidade de ancoragem vai apresentar uma tendência extrusiva na região do segundo e primeiros pré-molares, bem como uma tendência de vestibularização dos dentes anteriores devido ao giro de todo o bloco de dentes causado pelo momento gerado pela ativação das alças em α . Comparativamente teremos um deslocamento máximo inicial na ACRM (0.042mm) de quase metade em relação à alça original (0.078mm) e de um terço da alça de Sander (0.113mm).

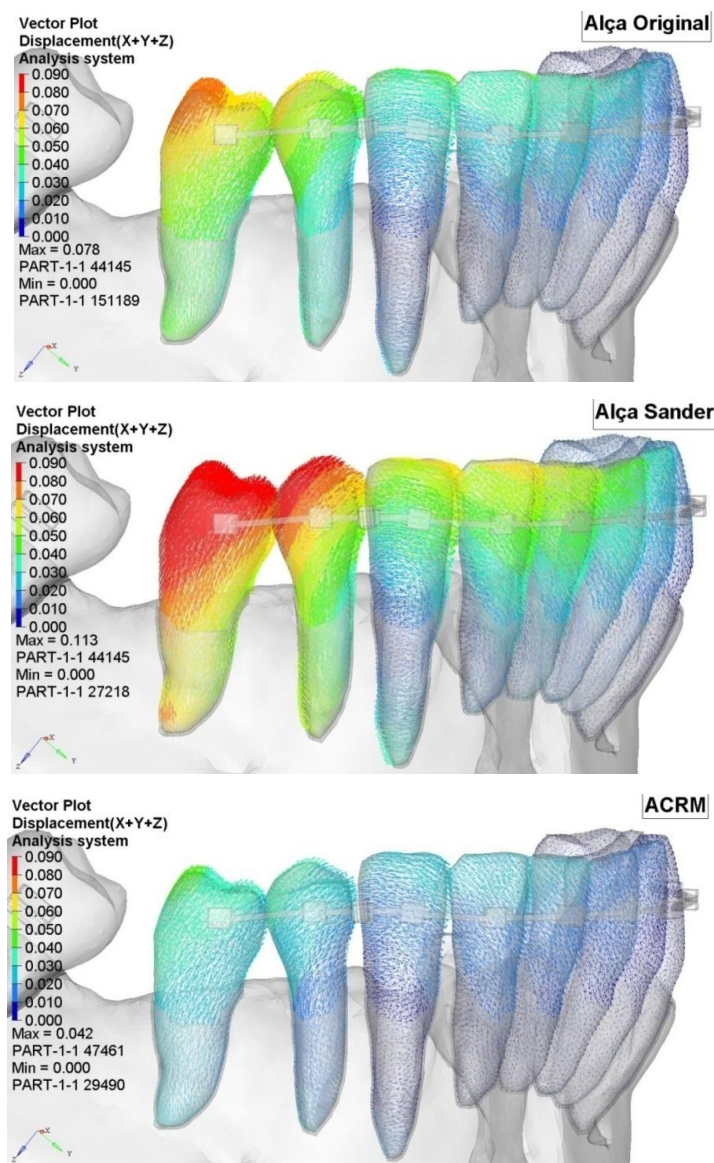


Figura 29: Direção e intensidade da movimentação inicial causado pelas ativações das alças na unidade de ancoragem. Região do centro de rotação pode ser observada próxima a região central da raiz do canino.

A avaliação da tensão gerada na unidade de ancoragem é de suma importância, visto que uma menor tensão nos ligamentos periodontais representaria uma menor tendência de efeitos colaterais nos dentes responsáveis pela ancoragem do sistema. Notamos claramente menores tensões quando da utilização da ACRM se comparada à alça original e, principalmente, à alça de Sander (Fig. 30).

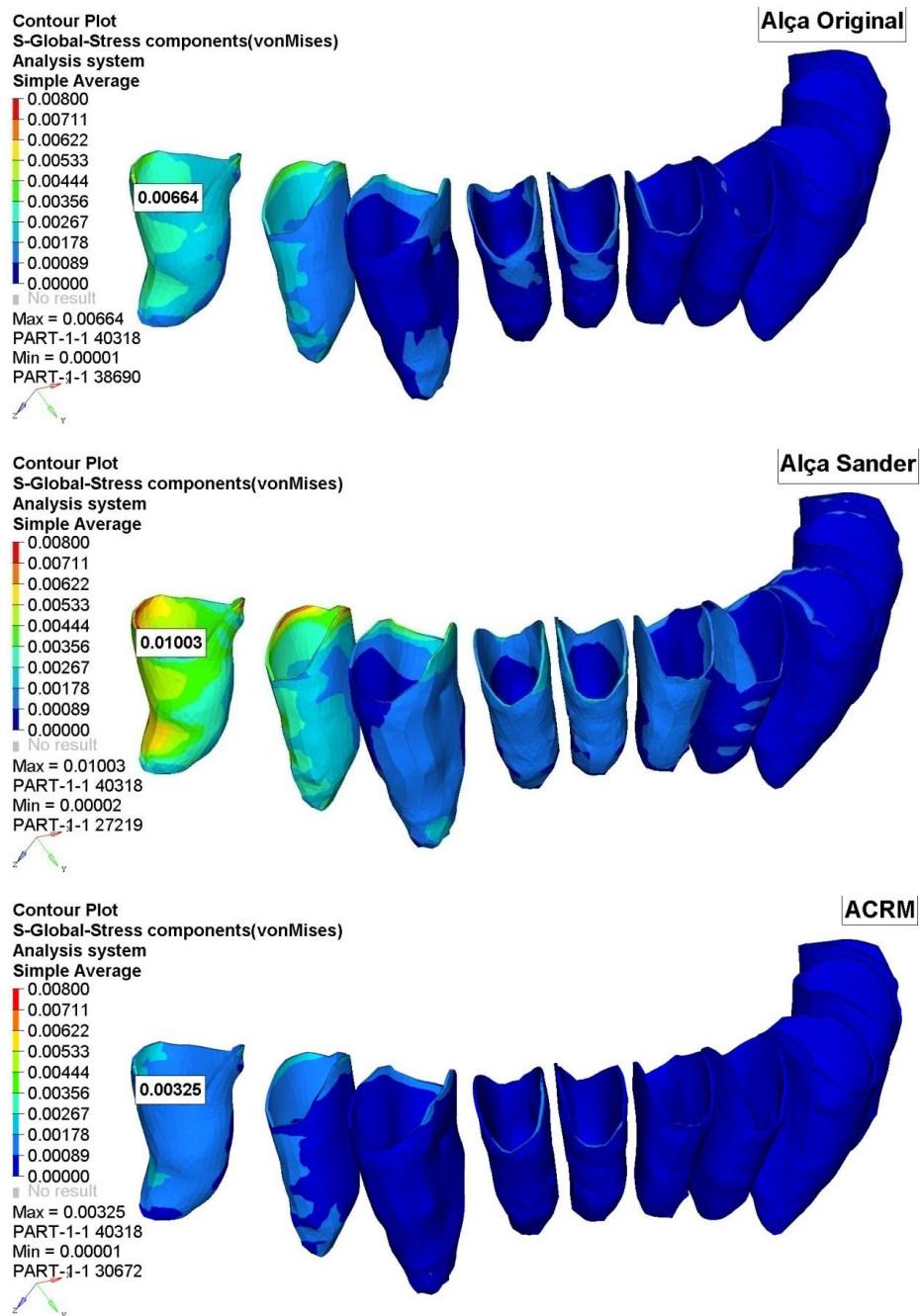


Figura 30: Tensões equivalentes (Von Mises) observadas na unidade de ancoragem (medidas estão em MPa).

A tensão máxima de Von Mises observada em um determinado ponto do ligamento foi de 0.00325 MPa para o uso da ACRM, 0.00664 MPa quando a alça original foi testada (portanto mais de duas vezes maior que a ACRM) e 0.01003 MPa quando a alça de Sander foi a escolhida (mais de três vezes maior que a ACRM). Observamos também que as tensões apareceram muito mais concentradas nos pré-molares e caninos em todos os casos. No caso da ACRM, quase não se observaram tensões nos dentes anteriores, sugerindo não haver uma forte tendência de vestibularização destes dentes no uso da alça.

A representação das tensões de tração (tensão máxima principal) encontradas nos ligamentos periodontais, evidencia picos na área de ápice radicular do segundo pré-molar, pois, como visto anteriormente, este elemento dentário apresenta maior deslocamento, provocado pelo momento gerado no tubo cruzado. Essa mesma tendência de giro originou as áreas de compressão na região cérvico-mesial do primeiro pré-molar quando utilizada a alça original e na região apical dos caninos nas outras alças. Essas áreas de compressão são causadas pelo giro de todo o bloco de dentes e representam áreas que desencadeariam uma reabsorção óssea. A tendência de vestibularização dos incisivos pode ser observada pela presença de áreas de tração na região cérvico-lingual destes dentes, bem como áreas de compressão na região cérvico-vestibular. Toda a área azul escura da Fig. 31 representa as regiões que não apresentaram tensões de tração e todas as outras cores representam um gradiente de tensões de tração a que o ligamento periodontal dos dentes de ancoragem foram submetidos.

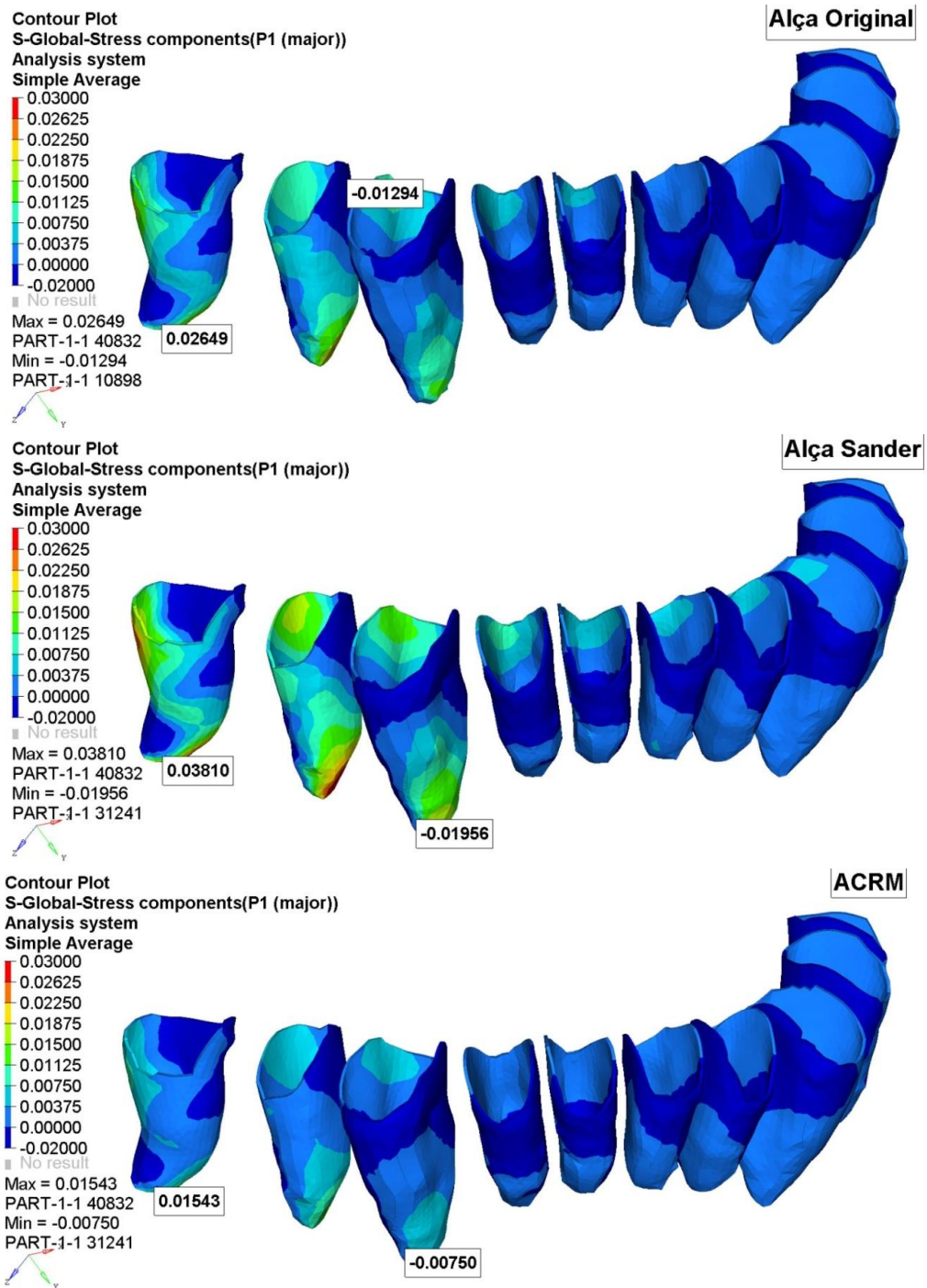


Figura 31: Tensão máxima principal (em MPa) observada na unidade de ancoragem para cada uma das alças.

A tensão mínima principal, com a representação das áreas de compressão, pode ser observada na Fig. 32. As áreas de maior compressão são observadas na região apical da raiz do segundo pré-molar e do canino. Como temos um momento atuando, a porção mais distal da raiz vai comprimir o ligamento e a região mais mesial vai tracionar o ligamento. As áreas de compressão na região cervico-lingual do ligamento evidenciam a tendência de giro dos pré-molares para lingual.

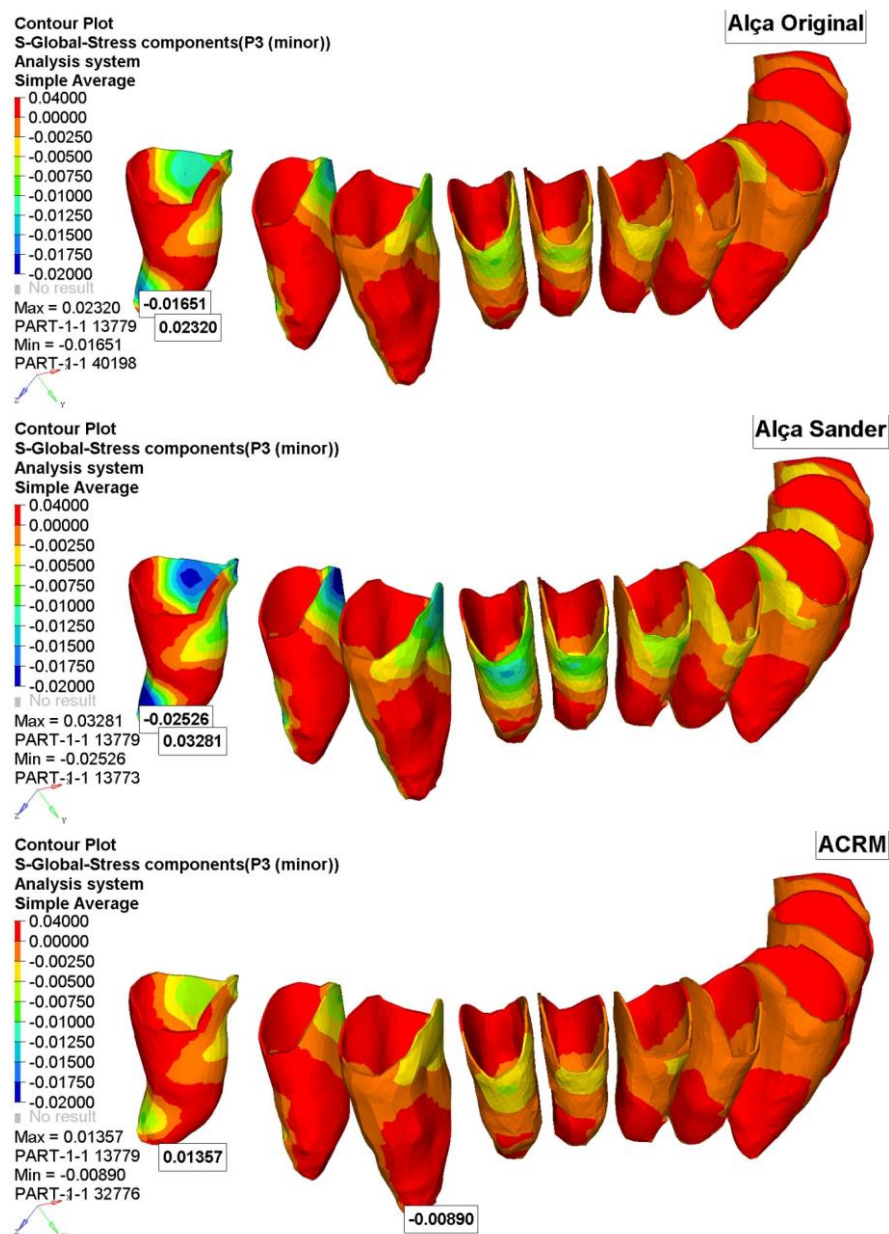


Figura 32: Tensão mínima principal (em MPa). As áreas em vermelho são áreas de tração e todos as outras cores representam áreas de compressão.

5 DISCUSSÃO

5.1 Verticalização com intrusão

A verticalização de molares é um desafio para o ortodontista, principalmente no que se refere ao controle vertical do dente. As primeiras mecânicas, realizadas na década de 50, não contemplavam este controle. Os pacientes submetidos à mecânica teriam que conviver com desgastes nas estruturas dentárias para evitar toques prematuros, desconforto, dores e até efeitos colaterais de abertura de mordida, decorrentes dos efeitos extrusivos. Somente na década de 80, surgia o primeiro trabalho que contemplava o controle vertical na mecânica (ROBERTS, *et al.* 1982).

Como visto na revisão de literatura, o trabalho de Roberts e colaboradores não indicava uma ativação com resultante intrusiva do molar, mas uma ativação que promoveria uma rotação pura, onde só atuaria o momento. A rotação pura oferece um certo controle vertical, mas o dente mesializado apresenta frequentemente uma extrusão da raiz distal, o que geraria uma extrusão dentária mesmo que atuasse somente o momento na mecânica (MARCOTTE, 1998; WEILAND *et al.*, 1992, MELSEN *et al.*, 1996).

Marcotte (1998) apresentou um sistema de verticalização que apresentava uma resultante intrusiva, baseado na mesma alça de correção radicular apresentada por Roberts. A verticalização proposta pelo autor em seu livro, indicava uma ativação de 10° em α e 45° em β . O exemplo ilustrava a verticalização de dois dentes, mas o autor não indicou valores de ativação diferentes para apenas um dente, ou para diferentes distâncias. No presente trabalho, avaliando os resultados do teste de bancada, a alça de Marcotte produziria na unidade de ancoragem uma força extrusiva de 60 gf e um momento 2850 gf.mm, quase o dobro apurado para a alça modificada. Avaliando a tensão gerada, encontramos uma tensão cerca de duas vezes maior no ligamento periodontal dos dentes da unidade de ancoragem se comparada com a ACRM. Isso representa uma tendência maior de efeitos colaterais de extrusão e giro da unidade de ancoragem se usada a alça original.

A alça proposta por Sander e Wichellaus (1995), se assemelha à alça de Roberts *et al.* (1982), mas é composta por um fio de níquel-titânio 0.018" x 0.025" ou 0.016" x 0.022" em β unido a um fio de aço 0.017" x 0.022". Uma ativação de 45° em α é indicada para verticalização com intrusão. Foi escolhido para os testes, o fio 0.018" x 0.025" por ser o recomendado para o slot usado no trabalho (0.022"). A Fig. 33, retirada do catálogo do empresa que comercializa a alça, ilustra a alça de Sander e a ativação indicada para verticalização de um molar com intrusão. A ilustração indica um momento na unidade de ancoragem variando de 2000 gf.mm a 6000 gf.mm e força resultante de 50 a 100 gf. Encontramos no trabalho um momento de 3690 gf.mm e um força resultante de 66 gf, dentro da margem indicada pela fabricante da alça. Os valores de força resultante foram três vezes maiores se comparados à ACRM (20 gf) e o momentos na unidade de ancoragem é mais que o dobro (1590 gf.mm). As tensões encontradas na unidade de ancoragem quando utilizada a alça de Sander foram as maiores. Como observamos nos resultados, o pico de tensões de Von Mises foi três vezes maior que na ACRM. Comparando as alças testadas no trabalho, os efeitos colaterais tendem a ser os piores usando a alça de Sander.

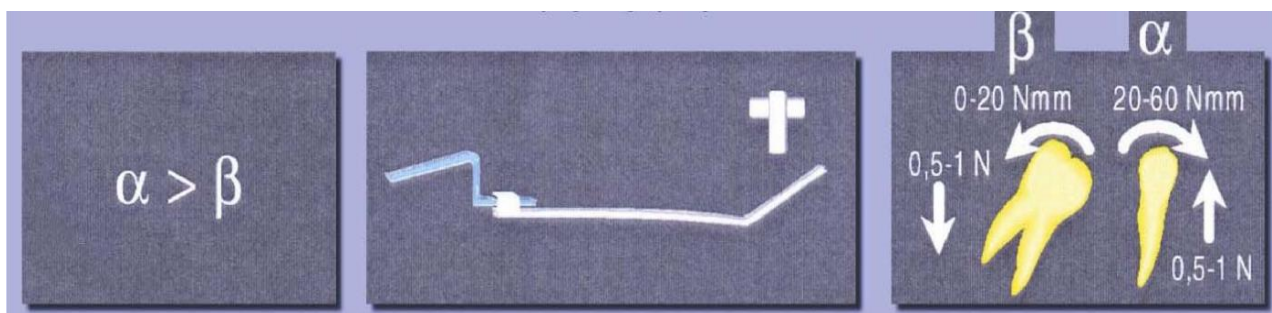


Figura 33 - Ativação da alça de Sander preconizada para verticalização e intrusão de molares e as forças e momentos resultantes (CATÁLOGO FORESTADENT).

Tanto a indicação de Marcotte como a preconizada por Sander, não levaram em consideração a distância entre as unidades α e β . Tal distância influencia de maneira significativa os momentos gerados nos molares e na unidade de ancoragem, como visto na Tabela 4, sendo indicadas diferentes ativações para cada distância. Além disso, as variações dos valores indicados no catálogo da Forestadent comprovam, por si só, a importância de individualizarmos as ativações na mecânica. No método proposto, a ativação é determinada à partir da referida distância, que vai nos indicar as forças e momentos ideais para cada caso. Como resultado temos maior eficiência na verticalização por aplicarmos um momento ideal, além de um maior controle dos efeitos indesejados na unidade de ancoragem. Vale ressaltar que

as angulações presentes na Tabela 4 não são indicações exatas para uso na clínica ortodôntica. Os valores foram registrados para ilustrar as diferentes ativações exigidas para as diferentes distâncias. Recomenda-se usar as angulações como ponto de partida para as medições com dinamômetro ortodôntico em boca. Roberts *et al.* (1982) indicaram em seu trabalho a individualização da ativação da sua alça, mas não indicaram ativações que promoveriam intrusão do molar, ao contrário de Weilland *et al.* (1992) e Melsen *et al.* (1996) que indicavam individualizar as ativações e forças resultantes de intrusão, mas através de cantilevers duplos, que são mais incômodos para o paciente e de confecção e instalação mais trabalhosas para o dentista.

Um fator importante para viabilizar uma estabilidade da unidade de ancoragem, além do uso de um fio 0.019'' x 0.025'', é a força oclusal que vai atuar contra a tendência extrusiva e de giro dos dentes anteriores (MARCOTTE, 1998). Com o controle de forças sugerido, espera-se que essas forças anulem a tendência do movimento indesejado. Por precaução, é importante monitorar a verticalização e lançar mãos de medidas para evitar os efeitos colaterais, como a confecção de um splint. Esses cuidados são especialmente importantes em pacientes dólico-cefálicos (indivíduos com face alongada no sentido vertical e estreita no sentido horizontal), que apresentam sabidamente uma musculatura menos atuante, sendo mais susceptíveis a uma possível abertura de mordida anterior decorrente dos efeitos extrusivos na unidade de ancoragem (WEILLAND, *et al.*, 1992; MELSEN *et al.*, 1996; SAKIMA, 2000).

As desvantagens do desenho de alça escolhida para a ACRM seriam o fato de utilizarmos um sistema de forças estaticamente indeterminado (menor previsibilidade do movimento) e os efeitos colaterais na unidade de ancoragem (SAKIMA, 1999). Quanto aos efeitos colaterais, observamos nos resultados uma diminuição importante nas tensões com o controle de forças empregado. Apesar de ser realmente um sistema de forças estaticamente indeterminado, pelo fato da alça se unir nas duas extremidades a tubos (gerando dois binários), a verticalização é previsível pela diferença de suporte do molar em relação à unidade de ancoragem. À medida que o molar verticaliza, há um leve aumento na resultante de intusão, devido a uma diminuição do vetor extrusivo gerado pela ativação em β , e diminuição do momento no molar. Na unidade de ancoragem, há um leve aumento da resultante de extrusão e pouca alteração no momento. Ou seja, há uma mudança de uma geometria IV para III na destivação da alça (BURSTONE e KOENING, 1974). Apesar do leve aumento no vetor de extrusão na unidade de ancoragem durante a desativação, acredita-se que esse vetor, desde que se atente para o controle das forças

e para os cuidados citados anteriormente, pode ser facilmente anulado pelas forças oclusais (Marcotte, 1998).

Roberts *et al.* (1987) destacam que a alça teria que ser verificada constantemente para que a ativação original se mantivesse e não se alterasse o sistema de forças com a desativação. Mas sua alça foi preconizada com fio de aço 0.018''x 0,025'', com variação de ativação de caso a caso, mas com ativação padrão de 45° de cada lado. Comparativamente, teríamos uma liberação de forças mais intensa e menos constante que na ACRM, confeccionada com fio de TMA 0.017'' x 0.025'' e com helicóide na saída do tubo duplo. A variação das forças resultantes em um sistema com forças leves e constantes obviamente é menor na desativação. Em α , onde propositalmente não foi colocado helicóide, teremos uma liberação de força menos constante que em β , o que vai ser favorável para o sistema, pois essa perda diferencial de ativação vai se contrapor à desativação que se dá em β pelo movimento de verticalização do molar. Assim, podemos esperar que a ACRM possa necessitar de poucas reativações, ou até mesmo não precisar, dependendo do caso, assim como propõe a alça de Sander.

A ancoragem esquelética é muito eficiente e usada largamente nos dias de hoje para auxiliar a mecânica de verticalização (DERTON *et al.*, 2012; MAH *et al.*, 2015). Porém, como observado por Melsen (2015), os mini implantes aumentam o custo do tratamento, podem ser perdidos durante a mecânica, podem perfurar raízes dos dentes adjacentes, além de exigirem, muitas vezes, abertura de espaço entre as raízes dos dentes para sua inserção. Os mini implantes extra alveolares são um avanço por serem fixados fora do osso alveolar, mas ainda não existem estudos específicos para a verticalização de molares com intrusão. Chang *et al.*, (2018) apresentaram uma opção de mini implante extra alveolar inserido no ramo da mandíbula, buscando a verticalização de molares impactados, extremamente inclinados. A mecânica apresentava vetores extrusivos, não se enquadrando no caso de verticalização com intrusão. Apesar dos avanços que representam os mini implantes como opção de ancoragem, o estudo se mostra importante para se ter uma escolha segura para o uso da ancoragem em dentes, pois alguns ortodontistas não são adeptos ao uso dos mini implantes, ou evitam usá-los por não estarem confortáveis com a técnica ou por não terem acesso a um colega cirurgião para instalá-los.

A alça apresenta um design de fácil replicação pelo clínico, que deve, após confeccioná-la, medir a distância entre a região de furca do molar e o tubo cruzado e, a partir dessa distância, realizar as dobras que resultarão nas forças ideais para a verticalização com intrusão. Verificando a Tab. 5, o profissional terá as forças que incidirão em β (molar) e em α

(ancoragem) para a verticalização de um ou dois molares. O valor de referência de 1000 gf.mm para a verticalização de um molar e de 2000 gf.mm para a verticalização de dois molares, são valores recomendados para dentes em perfeitas condições periodontais (ROMEO e BURSTONE, 1977; MELSEN *et al.*, 1996). Deve ser ressaltado que esses valores servem como uma referência pois não existe comprovação científica de que exista uma força ótima que poderia servir para todos os casos. Sabe-se que a resposta à força é individual, e vai depender de fatores locais e da resposta biológica de cada indivíduo ao estímulo gerado. Em casos em que o paciente apresenta perda óssea na região dos molares por exemplo, os valores para o momento devem ser menores devido a menor resistência ao movimento, pela perda de inserção, e devido ao deslocamento apical do centro de rotação do molar (MELSEN, 2007).

Tabela 5: Valores de força indicadas para ativações em β (molar) e em α (ancoragem) para a verticalização de um e dois molares (ROMEO e BURSTONE, 1977; MELSEN *et al.*, 1996).

Distância α - β (mm)	Força em α (gf)	Força em β (gf)	Força em α (gf)	Força em β (gf)
	1 molar	1 molar	2 molares	2 molares
15	67	87	134	154
20	50	70	100	120
25	40	60	80	100
30	33	53	66	86
35	29	49	58	78

5.2 Considerações sobre o método dos elementos Finitos

Os trabalhos que utilizam o MEF para estudos de movimentos iniciais dos dentes, apresentam uma enorme variedade quanto às propriedades dos tecidos, principalmente do ligamento periodontal, devido às suas dimensões diminutas e a complexidade da sua composição (FILL *et al.*, 2012). O presente estudo considerou o ligamento com 0,2 mm de espessura uniformemente, contornando as raízes dos dentes pois irregularidades geométricas não alteram as leituras das tensões no ligamento quando submetidos a forças leves (HONMANN *et al.*, 2011). Quanto às propriedades do ligamento, optamos por considerá-lo bilinear. Como verificado em vários estudos, esse modelo consegue replicar o movimento inicial do dente, mesmo não levando em conta as propriedades não lineares do ligamento. Um modelo que levasse em considerações a micro anatomia do ligamento e sua viscoelasticidade

teria um peso computacional que inviabilizaria a análise dos resultados. Além disso, essa configuração mais detalhada não seria necessária para avaliação de forças ortodônticas leves, como as avaliadas no estudo (GOTTO, 1971; JONES *et al.*, 2001; KOJIMA e FUKUI, 2010; DONG-XU *et al.*, 2011; HONMANN *et al.*, 2011). O fato da análise proposta ser comparativa e não quantitativa, reforça a opção pelo modelo simplificado do ligamento periodontal.

O modelo foi criado apenas com uma propriedade mecânica para o osso, baseada no osso cortical porque se trata de uma simulação de forças leves, que levam a um deslocamento inicial do dente dentro do alvéolo. O osso alveolar não tem influência neste deslocamento quando forças leves estão envolvidas (JONES *et al.*, 2001; DONG-XU *et al.*, 2011; HONMANN *et al.*, 2011). Uma caracterização fiel do osso, levando em conta o osso esponjoso e diferentes densidades ósseas, seria importante para a avaliação de forças mais intensas, como forças mastigatórias ou para estudos de aplicações de forças mais prolongadas, desencadeando o processo de reabsorção e formação óssea (HONMANN *et al.*, 2011; FILL *et al.*, 2012).

O ligamento periodontal é apontado como estrutura chave para avaliação da movimentação ortodôntica, pois forças leves geram pouca tensão e mínima deformação óssea, o que justifica a avaliação de tensões no ligamento periodontal e não no osso (JONES *et al.*, 2001; KOJIMA *et al.*, 2007; HONMANN *et al.*, 2011; CABALLERO *et al.*, 2015).

Além dos testes referentes à qualidade dos elementos e da malha, os resultados encontrados na simulação foram compatíveis com outros estudos. Kojima *et al.* (2007) encontrou picos de tensão média no molar de 0.005 MPa para uma verticalização com alça aplicando uma força de 50 gf em um LP linear com módulo de elasticidade de 0,2 MPa. Valor parecido com os 0,013 MPa encontrados quando usada a ACRM, com o molar recebendo forças de 33 gf e 53 gf. Além disso, o modelo usado por Caballero *et al.* (2015) com LP linear e 0,71 MPa, apresentou tensão máxima de 0.0098 MPa para uma força de inclinação de canino de 12 gf, valores também compatíveis com os encontrados no trabalho.

Apesar de podermos correlacionar as áreas de tração no modelo com as áreas de formação óssea no decorrer do movimento dentário, bem como as áreas de compressão com as áreas de reabsorção óssea como visto no estudo de Cossetin *et al.* (2012), esta correlação encontra muitas controvérsias nos dias de hoje. Não se sabe exatamente como se dão os estímulos para o processo de remodelação óssea no movimento ortodôntico. Sabendo que o osso reconhece tensão e não tração ou compressão, se existem tensões leves na área de compressão, mas maiores que as que mantêm o dente em equilíbrio, deveria se esperar formação óssea e não reabsorção direta (FROST, 1994). Outra questão é que a intensidade de forças aplicadas ao

dente, muitas vezes não seria capaz de causar nenhuma deformação óssea, que seria, para alguns, o gatilho para o remodelamento (BAUMRIND, 1969; HELLER e NANDA, 1979). Muitos autores observaram que, mesmo sem a detecção de deformação óssea em seus modelos de MEF, foram encontradas tensões no ligamento capazes de desencadear o processo de remodelamento ósseo (BOURAUUEL *et al.*, 1999; JONES *et al.*, 2001). Cattaneo *et al.* (2005), apresentaram um modelo com ligamento periodontal não linear e um osso alveolar com diferentes propriedades (de acordo com as densidades verificadas na tomografia), e verificaram que, com forças leves, notava-se forças de tração e compressão agindo ao mesmo tempo ao redor do dente, com presença muito maior de tração que compressão. Observaram também uma diminuição de tensão na região em que se esperava compressão do ligamento. Este estudo deu suporte à teoria que defende que nas áreas de reabsorção óssea ocorreria uma tensão abaixo da tensão mínima efetiva e que nas áreas de tração, a tensão nas fibras periodontais levaria ao início do processo de aposição óssea (FROST, 1994; MELSEN, 2001). Portanto, estudos levando em conta a micro anatomia do ligamento periodontal e osso, além da não linearidade e viscoelasticidade do ligamento periodontal podem ser preciosos para elucidar essa questão e contribuir com trabalhos futuros. Para a simulação proposta neste estudo, essa simplificação, que assume que áreas de tração causam aposição óssea e áreas de compressão levam à reabsorção, pode ser feita para a avaliação de movimentos iniciais, pois encontra correlação com o processo de remodelamento e consequente movimentação dentária observada clinicamente (BOURAUUEL *et al.*, 1999; COSSETIN *et al.*, 2012).

6 CONCLUSÃO

O presente estudo possibilitou, através das análises de força e distribuição de tensões nos ligamentos periodontais dos dentes envolvidos, um olhar mais aprofundado sobre a mecânica de verticalização de molares inferiores com controle vertical. As seguintes conclusões podem ser feitas a partir dos dados encontrados:

- Os mecanismos estudados realmente geram vetores resultantes de intrusão e momentos aparentemente satisfatórios para permitir a verticalização do molar com intrusão.
- Observa-se uma tendência de vestibularização do molar durante a mecânica, que deve ser monitorada pelo ortodontista.
- As tensões geradas na unidade de ancoragem se concentram na região de pré-molares e canino e uma tendência de extrusão (principalmente dos pré-molares) e de vestibularização dos dentes anteriores pôde ser comprovada nas análises.
- Os valores de tensões incidindo na unidade de ancoragem são muito menores quando são utilizados momentos e forças ideais para a verticalização do molar com intrusão (ACRM) quando comparados aos resultados da alça de correção radicular indicada por Marcotte e da alça de Sander, sugerindo uma diminuição nos efeitos colaterais da mecânica com o uso da alça proposta no estudo.
- O método de ativação da alça de correção radicular proposto por Marcotte e da alça de Sander, que assumem uma única ativação para todos os casos, podem se mostrar ineficientes quanto ao controle da ancoragem, por causarem tensões que podem variar muito caso a caso.
- Para consolidar os achados do trabalho, estudos voltados para uma avaliação do comportamento clínico da alça serão importantes.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANMAR, H. H.; NGAN, P.; CROUT, R. J.; MUCINO, V. H.; MUCDADI, O. M. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 139, n.1, p. e59-e71, 2011.

BAUMRIND, S. A reconsideration of the propriety of the "pressure-tension" hypothesis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* v. 55, n.1, p.12-22, 1969.

BOURAUUEL C.; VOLLMER D.; JAGER, A. Application of Bone Remodeling Theories in the Simulation of Orthodontic Tooth Movements. *Journal of Orofacial Orthopedics*, v.61, n.4, p.266-279, 2000.

BURSTONE, C. J. The Rationale of the segmented arch. *American Journal of Orthodontics*, n.48, p. 805-821, 1962.

BURSTONE, C. J. The mechanics of segmented arch techniques. *The Angle Orthodontist*, v.36, n.2, p.99-120, 1966.

BURSTONE, C. J.; KOENIG, H. A. Force systems from an ideal arch. *American Journal of Orthodontics*, v.65, n.3, p.270-289, 1974.

CABALLERO G. M.; CARVALHO FILHO O. A; HARGREAVES B. O.; BRITO H. H., MAGALHÃES JÚNIOR P. A; OLIVEIRA D. D. Mandibular canine intrusion with the segmented arch technique: A finite element method study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.147, n.6, p.691-97, 2015.

CATTANEO, P. M.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research*, v.84, n.5, p.428-433, 2005.

CHANG, H. C.; LIN, J. S.; ROBERTS, W. E. Ramus screws: the ultimate solution to lower impacted molars. *Seminars in orthodontics*, v. 24, n. 1, p. 135-154, 2018.

COSSETIN, E.; NÓBREGA, S. H. S.; CARVALHO, M. G. F. O estudo das tensões geradas no ligamento periodontal através do método dos elementos finitos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v.17, n.1, p.47.e1-8, 2012.

DERTON, N.; PERINI, A.; MUTINELLI, S.; GRACCO, A. Mandibular molar uprighting using mini-implants: Different approaches for different clinical cases - Two case reports. *Orthodontics: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement*, v.13, p.138-145, 2012.

DONG -XU, L.; HONG-NING, W.; CHUNG-LING, W.; HONG, L.; PING, S.; XIAO, Y. Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation. *Angle Orthodontist*, v.81, n.2, p. 229-236, 2011.

FERREIRA, M. A.; LUERSEN, M. A.; Borges, P. C. Nickel-titanium alloys: A systematic review. *Dental Press Journal of Orthodontics*, v.17, n.3, p.71-82, 2012.

FILL, T. 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, n.1, p.9-16, 2012.

FROST, H. M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, v. 64, n. 3, p. 175-188, 1994.

GURGEL, J. A.; Ramos, A. L.; Kerr, S. D; Fios Ortodônticos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial, Maringá*, v. 6, n. 4, p. 103-114, 2001.

HELLER I. J.; Nanda R. Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement. An experimental study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.75, n.3, p.239-258, 1979.

HOHMANN, A.; KOBER, C.; YOUNG, P.; DOROW, C.; GEIGER, M.; BORYOR, A.; SANDER, F. M.; SANDER, C.; SANDER, F. G. Influence of different strategies for the periodontal ligament modeling on finite element simulation results. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.139, n.6, p.775-783, 2009.

JACOB, F.; BELYTSCHKO, T. Um primeiro curso em elementos finitos. 1ed. São Paulo: LTC, 2009.

JONES, M. L.; HICKMAN, J.; PHIL, M.; M.ORTH., MIDDLETON J.; KNOX, J.; ORTH, M.; VOLP C. A Validated Finite Element Method Study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject. *Journal of Orthodontics*, v.28, n.1, p. 29-38, 2001

KOJIMA, Y.; TOSHIRO, M.; FUKUI, H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.132, n.5, p.630-638, 2007.

LINDHE J. Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

LIU, T.C.; CHANG, C. H.; WONG, T. Y.; LIUC, J. K. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 141, n. 4, p. 468-476, 2012.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W. Mazzeiro E. T.; JUNIOR, L. J. Aplicabilidade Científica do Método dos Elementos Finitos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v.11, n.2, p.35-43, 2006.

MAGKAVALI-TRIKKA P.; EMMANOUILIDIS G.; PAPADOPOULUS, M. A.; Mandibular molar uprighting using orthodontic miniscrew implants: a systematic review. *Progress in Orthodontics*, v.19, n.1, p.1-12, 2018.

MARCOTTE, M. R. Biomecânica em Ortodontia. 1.ed. São Paulo: Santos, 1998.

MAH, S.; WON, P.; NAM, J.; Kim, E.; Kang, Y. Uprighting mesially impacted mandibular molars with 2 mini screws. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.148, n.5, p.849-61, 2015.

McABOY, C. P. et al. Surgical uprighting and repositioning of severely impacted mandibular second molars. *The Journal of American Dental Association*, v.134, p. 1459-1462, 2003.

MELSEN, B.; FIORELLI, G.; BERGAMINI, A. Uprighting of lower molars. *Journal of Clinical Orthodontics*, v.30, n.11, p. 640-645, 1996.

MELSEN, B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement. *European Journal of Orthodontics*, v.23, p. 671-681, 2001.

MELSEN, B. Ortodontia: Tratamento em Adultos. 1. ed. Maringá: Dental Press, 2015.

NORTON, L. A.; PROFFIT, W. R. Molar uprighting as an adjunct to fixed prostheses. *The Journal of American Dental Association*, v.76, n.2, p.312-315, 1968.

POPPE, M.; BOURAUUEL, C.; JAGER, A. Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the Location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth. *Journal of Orofacial Orthopedics*, v.63, n.5, p. 358–370, 2002.

PRAKASH, V.; FELICITA A, S. Applications of three dimensional finite element method in orthodontics. *Indian Journal of Dental Advancements*, v.6, n.4, p. 1681-1685, 2014.

PROVATIDIS, C. G. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Medical Engineering & Physics*, v.22, n.5, p. 359-370, 2000.

PUENTE M. I.; GALBAN L.; COBO J. M. Initial stress differences between tipping and torque movements: a three-dimensional finite element analysis. *European Journal of Orthodontics* v.18, p.329-39, 1996.

ROBERTS, W. W.; CHACKER, F. M.; BURSTONE, C. J. A segmental approach to mandibular molar uprighting. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.81, n.3, p.177-184, 1982.

ROMEO, D. A.; BURSTONE, C.J. Tip-back mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.72, n.4, p.414-421, 1977.

RUBIN, C.; KRISHNAMURTHY, N.; CAPILOUTO, E.; YI, H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of Dental Research*, v. 62, n.2, p.82-86, 1983.

SAFIRSTEIN, G. R. Unlocking impacted lower molars with direct bonding. *Journal of Clinical Orthodontics*, v.8, n.4, p. 205-212, 1974.

SAKIMA, T. et al. Alternativas Mecânicas na verticalização de molares. Sistemas de Força Liberados pelos Aparelhos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v.4, n.1, p.79-100, 1999.

SANDER F. G.; WICHELHAUS A. The clinical use of the new Niti-SE-steel uprighting spring. *FortschrKieferorthop*, v.56, n.6, p.296-308, 1995.

TANNE K.; SAKUDA, M.; BURSTONE, C. J.; Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 92, n.6, p. 499-505, 1987.

SERPE, L. C. T. *Análise biomecânica do osso maxilar durante a expansão rápida da maxila – efeitos ortodônticos e ortopédicos gerados pelo uso de disjuntores palatinos*. 2014. 98 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Estruturas) - Faculdade de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais.

TURNER, M. J.; CLOUGH, R.W.; MARTIN, M.C.; TOPP, L.J. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of Aeronautical Sciences*, v. 23, n. 9, p. 805-823, 1956.

WEILAND, F. J.; BANTLEON, H. P.; DROSCHL, H. Molar uprighting with crossed tipback springs. *Journal of Clinical Orthodontics*, n.26, p.335-337, 1992.

WIDERA, G. E. O.; TESK, J. A.; PRIVITZER, E. Interaction effects among cortical bone, cancellous bone, and periodontal membrane of natural teeth and implants. *Journal of Biomedical Materials Research Symposium*, n.7, p. 613-623, 1976.

ZACHRISSON, B. U.; BANTLEON, H. P. Ask an expert: Optimal mechanics for mandibular molar uprighting. *World journal of orthodontics*, v.6, n.1, p.80-87, 2005.

APÊNDICE

Teste de malha

Com o intuito de verificar qual tamanho de elemento poderia entregar um resultado satisfatório na simulação, com um menor peso computacional, foi feito um teste de malha considerando os elementos com 2mm, 1mm, 0.8mm, 0.5mm e 0.2mm. Foi segmentado um modelo apenas com o molar, ligamento periodontal e osso mandibular para o teste, visto que o teste com um modelo completo muito refinado teria um peso computacional enorme.

Na simulação teste foi colocada a carga que a alça de correção radicular modificada (momento e força) exercia no molar. Um nó em quatro regiões diferentes foi selecionado para verificar as tensões registradas em cada modelo (Fig. 1) e os valores estão apresentados nas tabelas e gráficos abaixo. O ponto verde em destaque nos gráficos, se refere à malha escolhida (composta com elementos de 0,5mm) e o ponto vermelho corresponde à malha mais refinada (0,2mm).

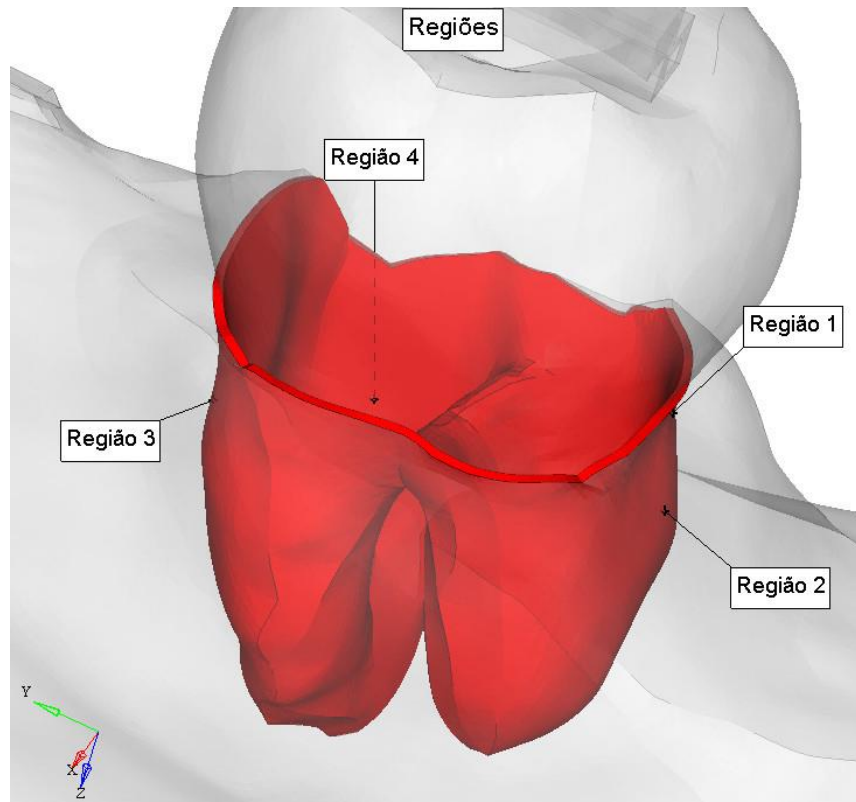
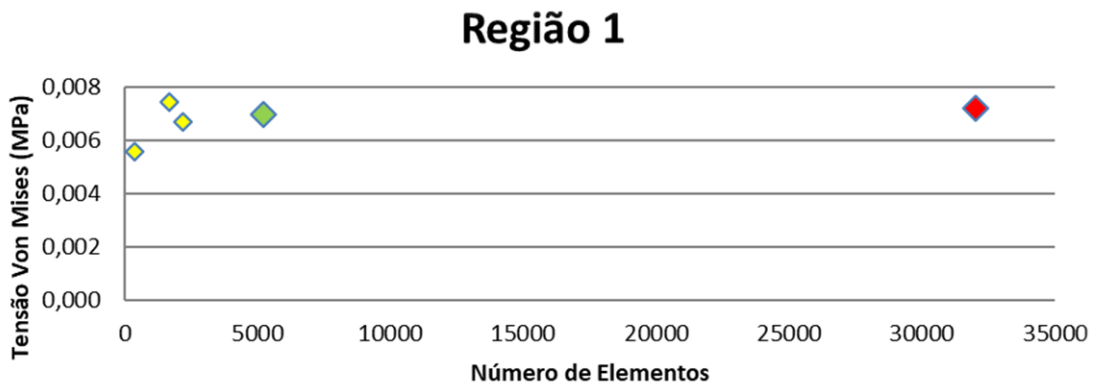
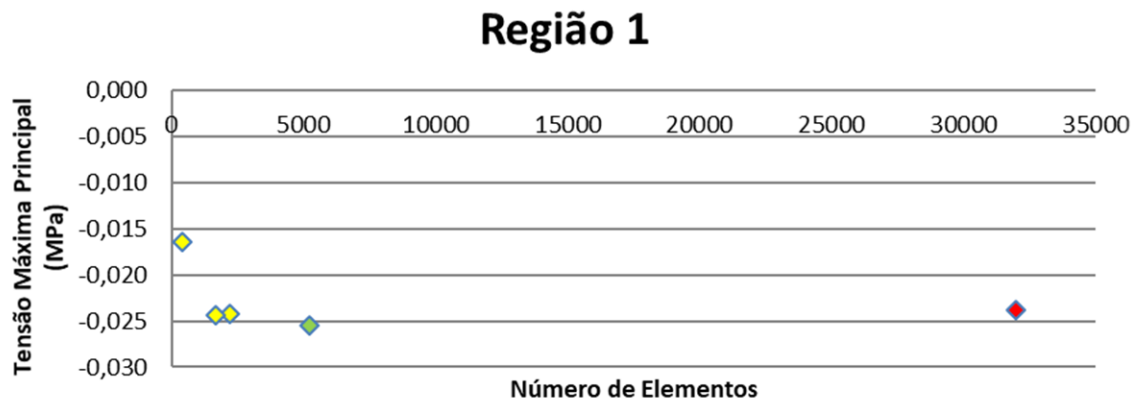


Figura 1: Pontos selecionados para o teste de malha.

Tabela 1: Valores de tensão encontrados para cada modelo, com tamanhos de elementos variando de 0.2mm a 2 mm na **região 1**.

Elemento	Máxima Principal	Mínima Principal	Von Mises
0,2	-0,02391	-0,03193	0,00720
0,5	-0,02549	-0,03319	0,00695
0,8	-0,02420	-0,03163	0,00670
1,0	-0,02443	-0,03275	0,00747
2,0	-0,01647	-0,02270	0,00561



Região 1

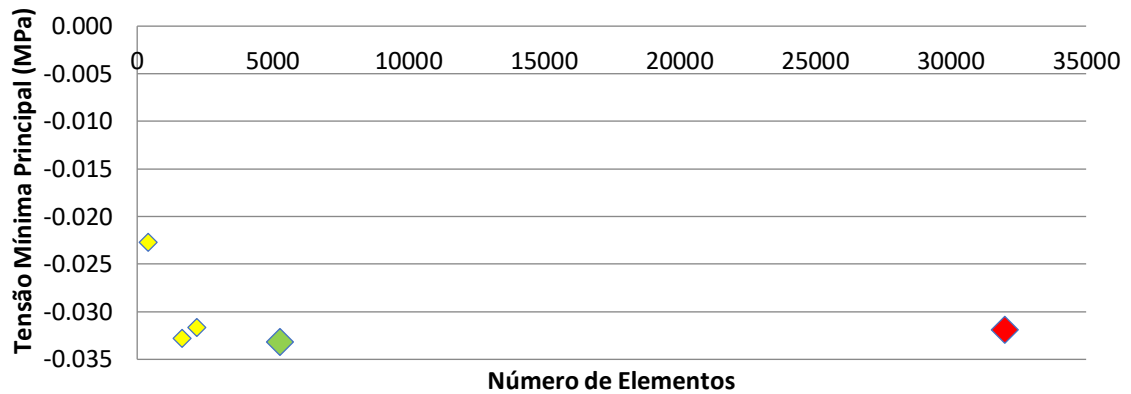
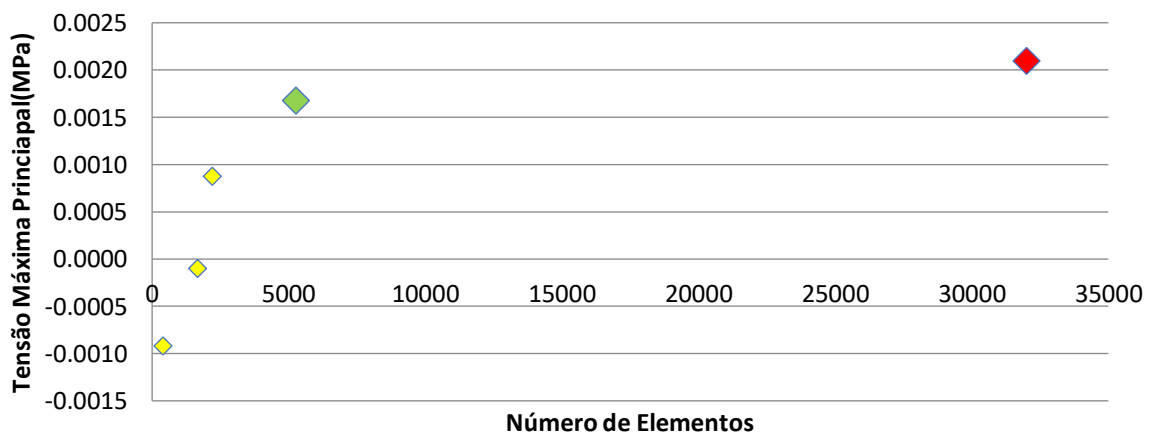


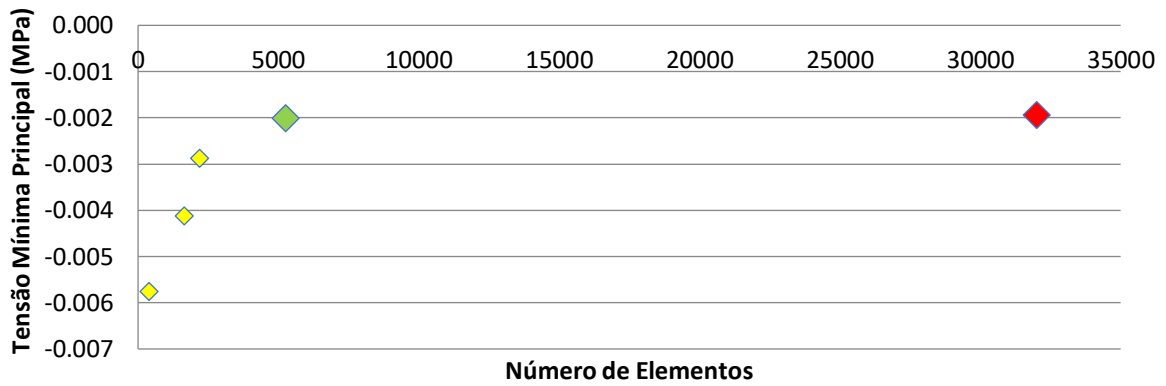
Tabela 2: Valores de tensão encontrados para cada modelo, com tamanhos de elementos variando de 0.2mm a 2 mm na **região 2**.

Elemento	Máxima Principal	Mínima Principal	Von Mises
0,2	0,00209	-0,00195	0,00350
0,5	0,00167	-0,00201	0,00319
0,8	0,00088	-0,00288	0,00325
1,0	-0,00010	-0,00413	0,00349
2,0	-0,00092	-0,00576	0,00420

Região 2



Região 2



Região 2

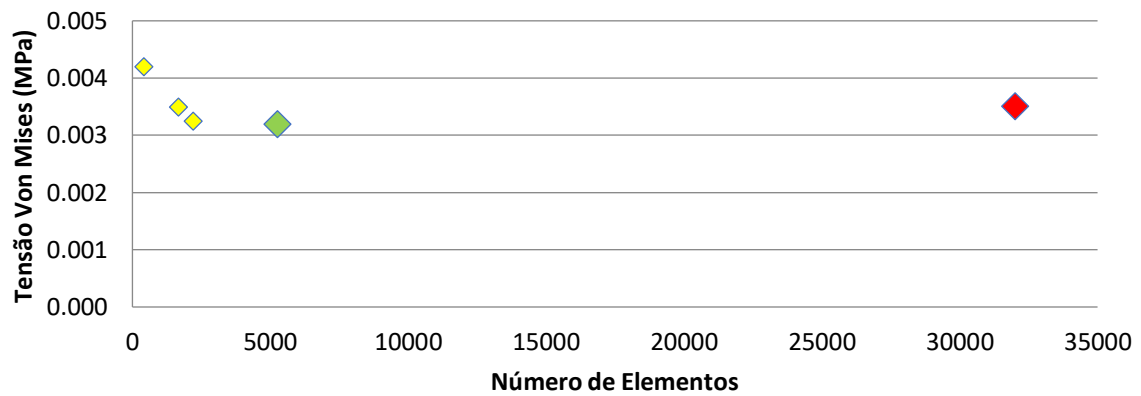
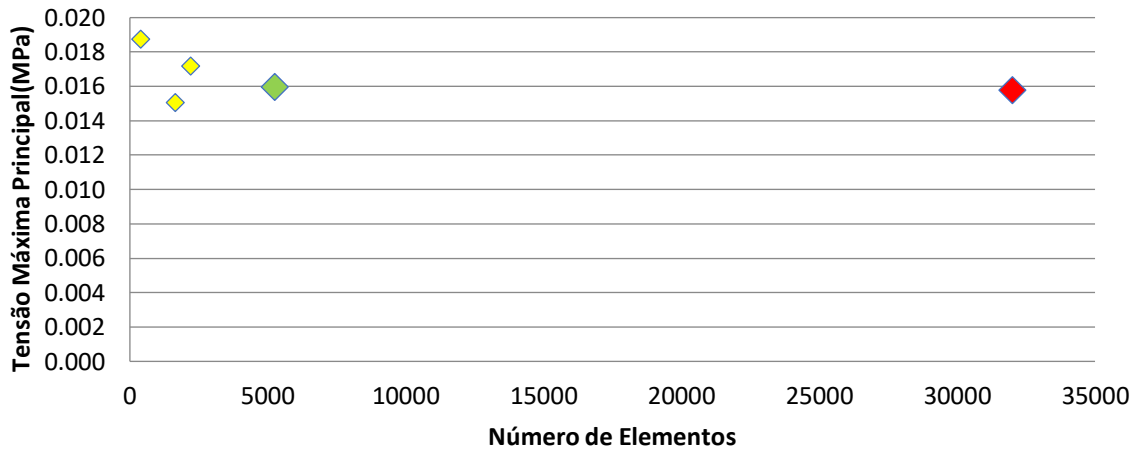


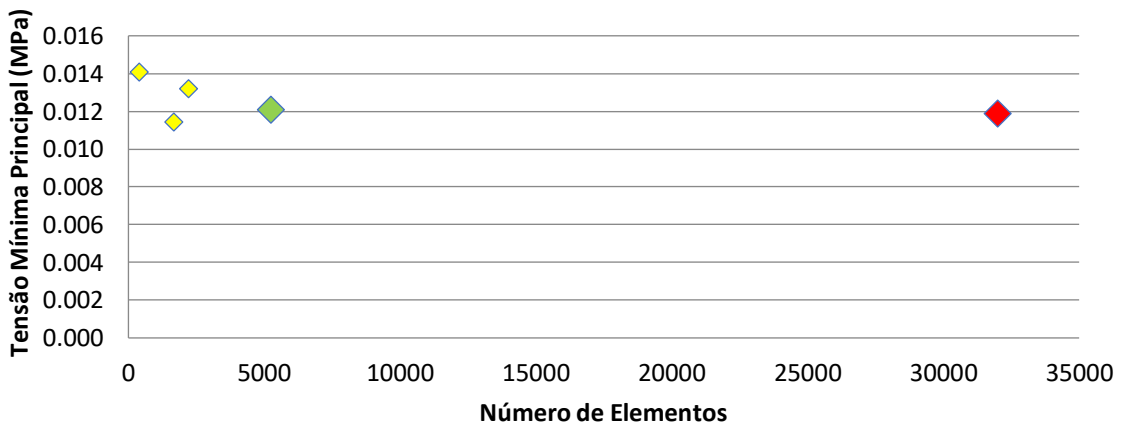
Tabela 3: Valores de tensão encontrados para cada modelo, com tamanhos de elementos variando de 0.2mm a 2 mm na **região 3**.

Elemento	Máxima Principal	Mínima Principal	Von Mises
0,2	0,01575	0,01185	0,00345
0,5	0,01596	0,01208	0,00345
0,8	0,01721	0,01320	0,00358
1,0	0,01506	0,01145	0,00321
2,0	0,01875	0,01410	0,00414

Região 3



Região 3



Região 3

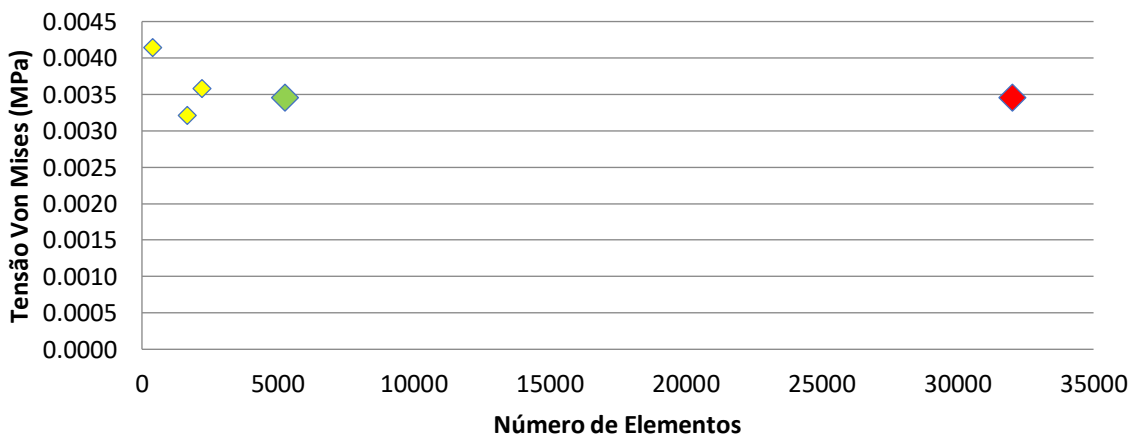
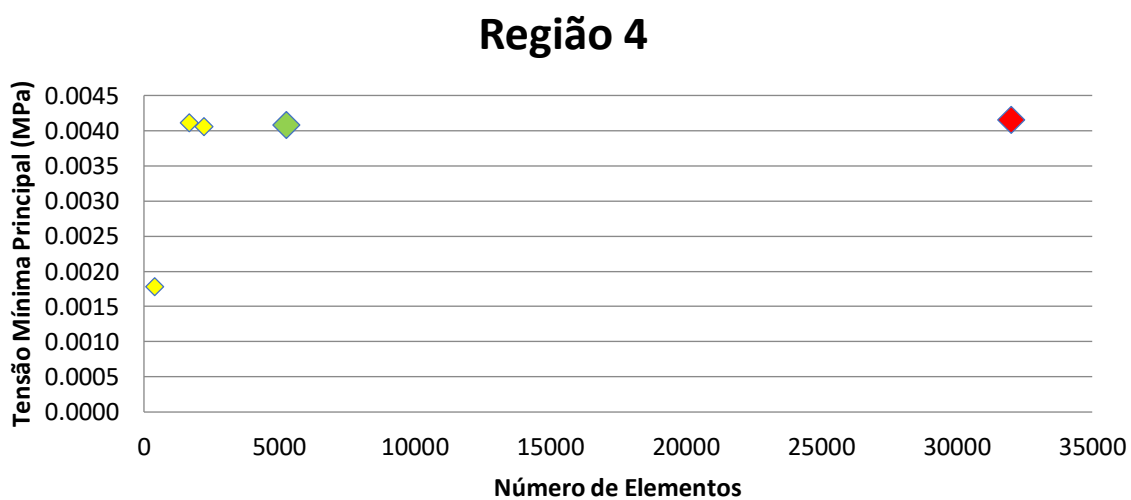
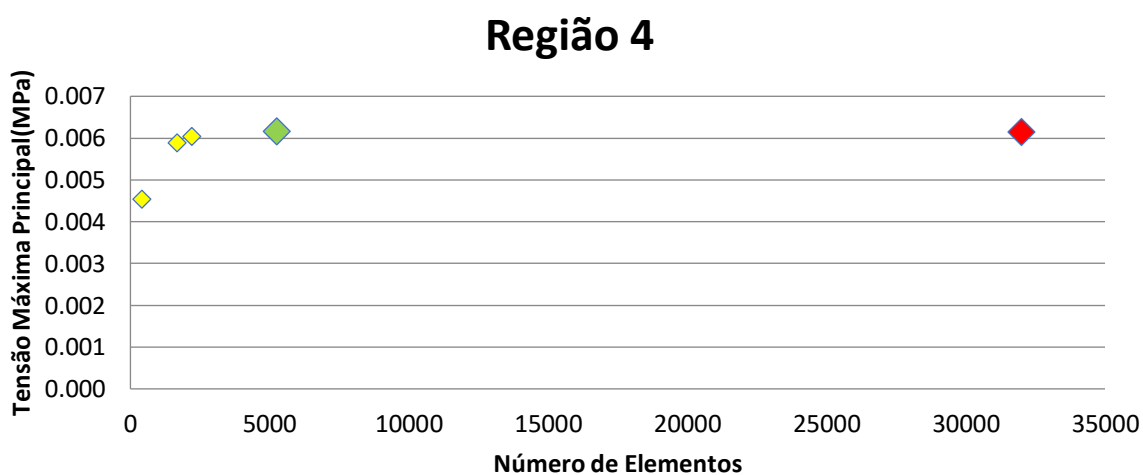
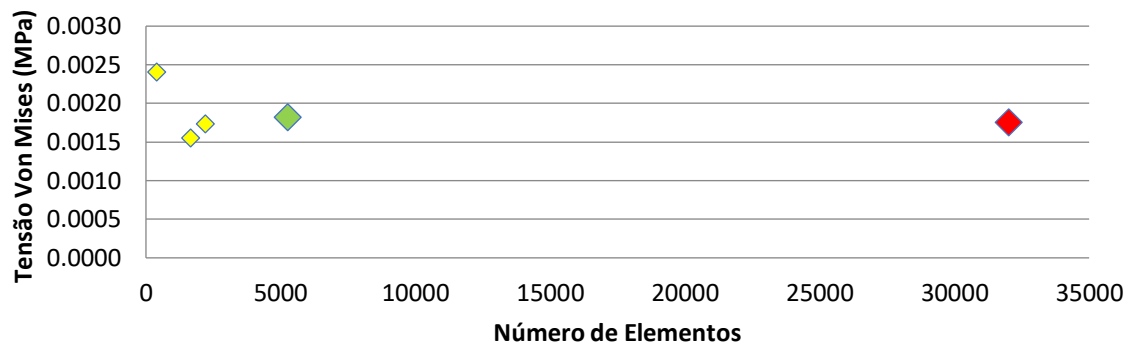


Tabela 4: Valores de tensão encontrados para cada modelo, com tamanhos de elementos variando de 0.2mm a 2 mm na **região 4**.

Elemento	Máxima Principal	Mínima Principal	Von Mises
0,2	0,00614	0,00415	0,00175
0,5	0,00615	0,00408	0,00182
0,8	0,00604	0,00406	0,00174
1,0	0,00588	0,00411	0,00156
2,0	0,00454	0,00178	0,00241



Região 4



A escolha pelos elementos de 0,5 mm se deu devido à proximidade dos números de tensão apresentados pelos modelos em relação à malha de 0,2 mm, evidenciada pela similaridade de posicionamento dos pontos no eixo y dos gráficos.

Abaixo, para um melhor entendimento, está representada através de ilustrações, a equivalência de resultados do modelo escolhido (com elementos de 0,5 mm) e do modelo mais refinado (com elementos de 0,2 mm).

