

**Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico**

Tábitha Olicshevis Bassani

**Estudo das tensões e deformações da alça dupla chave e sua atuação nos  
bráquetes no método dos elementos finitos.**

CURITIBA  
2016

Tábitha Olicshevis Bassani

Estudo das tensões e deformações da alça dupla chave e sua atuação nos  
bráquetes no método dos elementos finitos.

Dissertação apresentada ao  
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino  
Odontológico,  
como parte dos requisitos para obtenção do título  
de Mestre em Odontologia com concentração em  
Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. Augusto Ricardo Andrighetto  
Coorientador: Prof. Dr. Roberto Shimizu

CURITIBA  
2016

Tábitha Olicshevis Bassani

Estudo das tensões e deformações da alça dupla chave s sua atuação nos bráquetes no método dos elementos finitos

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Augusto Ricardo Andrighetto

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dra. Ana Cláudia Moreira Melo

Prof. Dr. Siddhartha U.Silva

Aprovada em: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## **Dedicatória**

Dedico esse trabalho ao meu pai, Cezar, quem me mostrou os caminhos da Odontologia;

À minha mãe, Nanci, quem me ensinou com seu exemplo, a trilhar sempre com força e graça;

Ao meu amor, amigo e companheiro, Thiago Bassani, quem me deu suporte e exemplo durante o tempo do Mestrado;

À Deus, por nunca ter me desamparado.

## **Agradecimentos**

Aos Professores Dr. Augusto Ricardo Andrighetto e Ana Cláudia Moreira Melo e aos demais professores do Ilapeo, por sua dedicação e competência.

À Thiago Bassani, por sua destreza na engenharia da computação, que tornou esse projeto uma realidade.

À equipe do Comsol®, em especial ao Alisson Roman, por todo o auxílio técnico prestado.

À Luciana Cunha, bibliotecária e amiga, que, com tanta atenção e carinho auxiliou na formatação deste trabalho.

## Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução	13
2. Revisão de Literatura	15
3. Proposição	31
4. Materiais e Métodos	32
5. Artigo Científico	
6. Referências	76
8. Anexos	

## Lista de Figuras

Figura 1	Primeira fase da construção das alças: Modelagem mecânica. Arco contínuo e medições das localizações médias dos dentes. ....	32
Figura 2	- Primeira fase da construção das alças: Modelagem mecânica. Confeção do arco e das alças. ....	33
Figura 3	- Modelagem mecânica. Confeção do Bráquete. ....	34
	Estrutura do bráquete. ....	34
Figura 4	.....	35
Figura 5	Modelo mecânico completo. ....	35
Figura 6	Geometria: Definição no corte medial da alça, com o padrão de simetria na linha média. ....	36
Figura 7	Detalhamento da malha no Bráquete, com maior refinamento na região do slot. ...	37
Figura 8	Malha no arco. Maior refinamento nas superfícies de contato e sequenciamento entre as estruturas. ....	38
Figura 9	Detalhamento da malha das alças. Maior refinamento nas angulações. ....	38
Figura 10	- Malha completa. As porções mais refinadas mostradas em azul e as menos refinadas, em vermelho. ....	39
Figura 11	- Superfície de contato na porção interior do bráquete (rosa) e no fio (laranja). ...	39
Figura 12	- Restrição de deslocamento aplicadas às bases dos bráquetes. ....	40
Figura 13	Força aplicada na Normal do fio, simulando uma ..... força tracionando distalmente o fio. ....	44
Figura 14	Força aplicada na Normal do fio, simulando a ..... força do amarrilho de Suzuki, mantendo o fio ativo. ....	45
Figura 15	Forças aplicadas na haste distal da alça mesial e na ..... haste mesial da alça distal. ....	46
Figura 16	Simulação da conjugação das alças Mesial e Distal e a ..... angulação do arco em 17.5°. Teste sem os bráquetes. ....	46
Figura 17	Alças divididas em quadrantes: Superior Direito (SD), Superior Esquerdo (SE), Inferior Direito (ID) e Inferior Esquerdo. ....	56
Figura 18	Bráquete dividido em quadrantes: Superior Direito (SD), Superior Esquerdo (SE), Inferior Direito (ID) e Inferior Esquerdo ..... .....	57
Figura 19	Amostra de uma das ativações e sua rede de efeitos de tensão e deformação na alça DKL, com a ativação Suzuki ..... .....	58
Figura 20	Amostra de uma das ativações e sua rede de efeitos de tensão e deformação nos bráquetes, com a ativação Suzuki. ....	59

## Lista de tabelas

- Tabela 1 Tabela das Propriedades dos bráquetes. Fonte: Yamaguto; Helena; Vasconcelos, 2005. Densidade dada pelo *Software Comsol Multyphysics*, a partir dos dados do material. Propriedades dos bráquetes . Fonte: COIMBRA et al. (2008). Densidade dada pelo Software Comsol Multyphysics, a partir dos dados do material. 36
- Tabela 1 Critérios para a análise qualitativa de tensão: Caracteres de sinalização indicando o nível de tensão recebida em cada quadrante da alça DKL, associada com a escala de cores encontradas nos resultados de cada ativação. 48
- Tabela 2 Critérios para a análise qualitativa de tensão: Caracteres de sinalização indicando o nível de tensão recebida em cada quadrante da alça DKL, associada com a escala de cores encontradas nos resultados de cada ativação. 49
- Tabela 3 Tabela das Propriedades dos bráquetes. Fonte: Yamaguto; Helena; Vasconcelos, 2005. Densidade dada pelo *Software Comsol Multyphysics*, a partir dos dados do material. Propriedades dos bráquetes . Fonte: Coimbra ,2008. Densidade dada pelo Software Comsol Multyphysics, a partir dos dados do material. 54
- Tabela 4 Critérios para a análise qualitativa de tensão: Caracteres de sinalização indicando o nível de tensão recebida em cada quadrante do bráquete e nas alças DKL, associada com a escala de cores encontradas nos resultados de cada ativação . 57
- Tabela 5 Tabela Qualificativa da pressão recebida pelo bráquete durante a Tração distal, com e sem alças conjugadas . 58

## **Lista de Gráficos**

Gráfico 1 força sendo aplicada de maneira crescente em uma das ativações.

44

## Lista de abreviaturas, Siglas e Símbolos

AEF	Análise dos Elementos Finitos	
cm	Centímetros	
cRes	Centro de Resistência	
cRot	Centro de Rotação	
$K$	Constante de proporcionalidade que depende das propriedades da mola, podendo ser representada pela unidade de medida g/mm; •	
$u$	Deslocamento	
$x$	Distância da aplicação de força	
DKL	Double Key Loop (Alça Dupla- Chave)	
DKH	Double Key Hole ((Alça Dupla- Chave)	
$F -$	Força liberada, ou agente capaz de alterar o estado de repouso ou de movimento de um corpo, expressa em Newtons	
FEM	<i>Finite Element Method</i> (Método do Elemento Finito)	
gf	Grama/força	
GAC	Industria americana de produtos ortodônticos, marca comercial;	
ICS	Incisivo Central Superior	
MEF	Método do Elemento Finito	
mm	Milímetro, unidade de medida de comprimento – Sistema Internacional	
mPa	Megapascal. Unidade de medida de força, aplicada sobre uma área	
$E$	Módulo de elasticidade, também chamada de módulo de <i>Young</i>	
$M$	Momento	
$N$	Newton-Medida de 3D	Plano Tridimensional
2D	Plano Bidimensional	
kgf	Quilograma/ Força	
$s$	Superfície	
$t$	Tensão	
$T$	Trabalho	
gf/cm <sup>2</sup>	Unidade de medida de pressão e equivale à 98,06037 Pa; •	
gf	Unidade de medida de força equivalente à 9,80665.10 <sup>-3</sup> N; •	

## **Resumo**

O propósito do presente estudo foi avaliar, por meio do método dos elementos finitos, a rede de efeitos gerada nos braquetes e no arco de retração Dupla chave (DKL), após a simulação de duas ativações, as quais, clinicamente, são escolhidas de acordo com o nível de controle vertical anterior desejado durante a movimentação. Foi desenvolvido um modelo representativo de um arco DKL em aço inoxidável, com dimensões .019x.025”, inserido em braquetes, também de aço, com canaletas .022” no programa Comsol Multiphysics®. Foram feitas as simulações de ativações realizando-se o tracionamento distal do arco de maneira convencional. Esta foi realizada também sem e com a pré-ativação de 17,5 graus, obtida a partir da aproximação entre as alças de um mesmo lado. Foram observadas diferenças na distribuição e direção das tensões a partir das diferentes ativações tanto nos braquetes quanto no arco ortodôntico, incluindo a região das alças. Concluiu-se que a forma de ativação do arco de retração Dupla chave exerce influência na intensidade, distribuição e direção das tensões durante diferentes tipos de ativações na simulação da retração anterior.

Palavras-chave: Análise dos Elementos Finitos; Ortodontia; Fechamento de Espaço Ortodôntico.

## **Abstract**

The purpose of this study was to evaluate, using the finite element method, the effects generated in the brackets and Double Key Loop archwire retraction (DKL), after the simulation of two different types of activations, which clinically are chosen according to the previous level of vertical control required during the move. We developed a virtual model of a DKL stainless steel archwire with dimensions .019x.025 ", inserted into the bracket, also of steel, with .022" slots, using Comsol Multiphysics<sup>®</sup> program activations, carrying out simulations of the distal traction activation in a conventional manner, performed with and without pre-activation 17.5 degrees obtained from the approachment between the mesial and distal loop on the same side. Differences in the distribution and direction of the stresses were observed from different activations both in brackets and in orthodontic archwire, including the region of the loops. It was concluded that the form of Double Key retraction activation influences the intensity, distribution and direction of the stresses during different types of activations in the simulation of the anterior retraction.

**Key words:** Finite Element Analysis; Orthodontics; Orthodontic Space Closure

## 1. Introdução

Em Ortodontia, diversas são as mecânicas utilizadas para o fechamento de espaços remanescentes pós- extrações. Todavia, é importante que a técnica de eleição seja precedida de embasamento científico, utilizando-se ferramentas da física, matemática e engenharia para a ampliação do conhecimento da biofísica, buscando, dessa forma, otimizar o tratamento ortodôntico (KOENIG & BURSTONE 1989). A retração de dentes anteriores deve ser realizada minimizando-se os efeitos colaterais e o desconforto do paciente. Segundo Chakravarthy et al (2014), o modelo ideal para o fechamento de espaço deveria compreender os seguintes aspectos: a possibilidade de combinações de retração anterior com a perda ou não de ancoragem, uni ou bilateralmente; ser um mecanismo fácil de se manusear; requerer poucos ajustes; não necessitar da colaboração do paciente; ter ótima resposta biológica; proporcionar controle de eixos corono-axiais e gerar mínimo de dano tecidual.

O arco "dupla-chave" (DKL) é umas das opções para a retração em massa dos dentes anteriores. Contendo 4 alças verticais no formato de buraco de fechadura, com 4 mm de altura e 5 mm de largura, localizadas nas proximais dos caninos, o mesmo é confeccionado em fio retangular de aço inoxidável .019" X .025" ou .021" X .025" (SUZUKI & LIMA 2001). Caracterizando-se por sua versatilidade, dependendo da manobra de ativação adotada, pode se dispor de maior ou menor controle vertical anterior durante a retração. Contudo, apesar de ser utilizado clinicamente já há algum tempo, poucos são os estudos na literatura que contemplam o comportamento mecânico deste dispositivo.

Assim, a fim de contribuir com o melhor entendimento da rede de efeitos gerada a partir da utilização do arco de dupla chave, no presente estudo, foi realizada

uma avaliação, por meio do método de elemento finito, da distribuição das tensões geradas a partir da simulação de diferentes ativações do arco DKL.

## 2. Revisão de Literatura

Reitan, em 1974 relatou que as alças, embora muito úteis para a retração, dependiam muito da destreza do ortodontista. No caso de alças pré-fabricadas, afirmou, ainda, que os erros são minimizados, mas não eliminados, pois cada empresa tem um protocolo de confecção.

Burstone e Koenig, em 1976, disseram que um bom diagnóstico e um planejamento detalhado é imprescindível para uma boa conclusão de caso. Segundo eles, independentemente do método empregado para a retração em massa anterior, a extrusão dos incisivos é um efeito colateral comumente observado. Portanto, controle adicional é requerido quando o paciente já apresenta mordida profunda ou incisivos protruídos. Assim, advertem que é importante adotar-se providências para se evitar este fenômeno e, para tanto, os autores indicaram as propriedades para o fechamento de espaço: o momento-força determina o centro de rotação e o controle da inclinação da raiz durante o movimento dental; mensuração da força horizontal durante o fechamento das alças e a carga-deflexão da alça durante seu fechamento, que é definida pela perda de força para cada milímetro de desativação da alça. Concluem que é necessário maior entendimento do sistema de forças para que o mesmo se torne mais previsível, preciso e com menores efeitos colaterais e que a incorporação do efeito Gable nas alças, durante a retração, pode otimizar o controle vertical anterior.

Shimizu (1995), salientou que o importante, além de se encontrar um desenho de alça específico, deve-se ter melhor entendimento da física e do sistema de forças produzidas pela alça e, conseqüentemente, entender essa resposta para melhor aproveitamento clínico visando sempre diminuir os efeitos colaterais.

Halazonetis (1997) ainda nos primórdios da utilização do computador como auxílio na parte ortodôntica, mostrou que com o uso de ferramentas simples, era possível explicar as características de força nas alças, ver resultados e entender melhor o comportamento das mesmas, bem como redesenhá-las para adquirir os benefícios para cada caso. Ele alertou que poderiam ocorrer erros na fabricação virtual, no posicionamento ou nos cálculos, quando muito simplificados. Essas simplificações são ainda hoje necessárias para fazer as ativações em um tempo coerente, ou para deixar os materiais menos complexos, removendo características não-relevantes para o estudo, cientes que todo o processo é cauteloso e nem sempre intuitivo.

Siatkowski (1997) comprovou, em estudo de derivação teórica sistemática uniplanar, que duas alças que consomem a mesma quantidade de fio, sendo uma em desenho de "T" e outra em "L", apresentam diferença de proporção M/F. No entanto, observaram que quando a alça "L" foi angulada, o M/F aumentou mais que as outras alças.

Shroff et al. (1997) constituiu um arco base de três peças na técnica segmentada para retração com deslocamento em massa de anteriores, com um controle intrusivo e do torque dos dentes anteriores durante a movimentação.

Arici (1998), descreveu a composição dos bráquetes ortodônticos. O bráquete de aço inox, de composição ferrosa, mais de 11% de cromo, resistente à corrosão em mais de 1 ATM, melhorando suas propriedades com a adição de 8 à 10% de Níquel, 2 à 3% de Molibdênio, 0,1% de Manganês e sílica, em fase austenítica. Possui alta resistência à corrosão, não é magnético e, normalmente, é fabricado nas ligas de aço inoxidável 303, 304, 304L e 316L, sendo que quanto maior o valor, menor é o conteúdo de Carbono incorporado. A letra "L" representa estrutura com baixo Carbono (Low Carbon). As propriedades ideais do bráquete foram as seguintes: densidade de

8g/cm<sup>3</sup>, força de tensão de 552MPa, com ruptura por tração de 50% e resistência à fratura, com diferença entre os fatores de intensificação de tensões máximo e mínimo de 80-95 MPa(V) m. Ele realizou uma síntese das propriedades ideais dos bráquetes, contendo valores para carga/deflexão, deformação, stress, tensão e compressão, podendo essas serem contínuas, além de força, ductibilidade, dureza e resistência.

Suzuki e Lima (2001) sugerem, dentre outras opções, a ativação do arco Dupla chave, com amarrilho .025" que se estende preferencialmente de segundo molar às alças distais, em ambos os lados (amarrilho de Suzuki). Recomendaram, ainda, que nos casos de Classe II, pelo fato do arco ser mais extenso e relativamente mais flexível, bem como nos casos de sobremordidas aumentadas, os quais exigem maior controle vertical anterior, que as alças fossem conjugadas entre si com amarrilho de aço, fazendo com que o arco atue como se houvesse uma dobra de efeito Gable. Os autores também citaram algumas vantagens dessa do arco DKL: o fechamento de espaço remanescente somente com um arco; fechamento com e sem perda de ancoragem; controle das inclinações axiais; controle de inclinação e rotação de caninos; controle da curva de Spee; maior número de ativações; possibilidade de adaptação do arco de Asher para controlar sobremordida; a utilização das alças para suporte de elásticos classe II para auxiliar a retração. Sugeriram alguns procedimentos clínicos para o melhor emprego da alça, tais como a utilização do arco 0,021x0,025", com arredondamento das bordas anteriores, para ancoragem máxima; a anodização da parte posterior, nos casos onde se deseja a perda de ancoragem e a utilização do arco 0,019x0,025" para os casos onde ancoragem média seja requerida.

Roth (2002), descreveu o arco retangular Dupla-Chave, na técnica "straight wire", na mecânica de retração anterior pós exodontias e enfatizaram os pontos

cruciais para uma ancoragem eficiente e preconizaram, ainda, a ativação por meio de dobra distal do arco, fazendo a abertura das alças em aproximadamente 1mm.

Shimizu (2002) demonstrou em seu estudo da alça Bull modificada, a importância de tornar a biomecânica menos empírica, quando mediu a proporção momento/força em vários tempos, materiais de confecção e ativações dessa alça durante a retração. Através desse estudo mecânico, ficou mais clara a atuação das alças em cada momento de atuação durante a retração. Todas essas alças são confeccionadas manualmente e o design se altera quando o operador não possui o conhecimento e destreza necessários para a utilização de uma mecânica específica.

Nas últimas duas décadas, o estudo em elemento finito tem-se mostrado bastante útil para o entendimento quantitativo e qualitativo da rede de efeitos presentes durante a retração com alças. Hayashy, Araki e Mizoguchi (2004) realizaram em MEF uma análise não-linear de alta deflexão nos arcos, usando testes de tensão convencional para medir carga/ deflexão não linear. Eles examinaram, em sistema, a cadeia de efeitos em uma seção transversal do fio metálico, tendo-se uma maior noção da natureza dos fios ortodônticos. Para isso, eles utilizaram fios de calibre 0,016x0,022" de aço e fio 0,016" redondo de aço com e sem tratamento térmico. Neles foram testados a força tensional, o ponto de ruptura e a elasticidade dos fios. As curvas de tensão foram então utilizadas para determinar a curva de deflexão de cada arco, baseado nas expressões não-lineares concebidas e a tendência de movimento, com um corte transversal do fio durante o movimento e vetores sendo mostrados na parte anterior do fio, enquanto a alça está sendo ativada.

Yamaguto, Helena e Vasconcelos (2005) selecionaram 60 indivíduos leucodermas com oclusão Classe I e registraram o diâmetro méso-distal das coroas dentárias utilizando um paquímetro digital e modelos de gesso. Criou-se uma média

do tamanho da porção coronal do dente. Os valores encontrados foram de 8,87 para Incisivo Central; 6,85 para incisivo lateral; 7,99 para o Canino; 7,17 para o primeiro pré-molar; 6,72 para o segundo pré-molar; 10,11 para o 1o. Molar e 10,01 para o segundo molar.

Kanashiro e Vigorito (2006) compuseram um padrão matemático para formatar um arco virtual o mais próximo possível da média real da população e concluíram que o melhor formato seria uma equação de forma catenária ou, em uma segunda opção, a forma elíptica. Levaram em consideração, também, as medidas interdentais e a tendência de uma forma mais arredondada anterior, em indivíduos de oclusão normal. Os padrões médios das medidas transversais, para a maxila, encontrados foram: 37.51mm inter-caninos, 45.36 entre os 1os. pré-molares, 50.69mm entre os 2os. pré-molares, 56.62 entre 1os. molares e 61.16mm entre 2os. molares homólogos.

Pulter (2006) dissertou sobre a caracterização mecânica e microestrutural de alças ortodônticas pré-fabricadas e destinada ao fechamento de espaços. Dez grupos de alças, com ajuda de transdutores, foram analisadas no software Dasy-Lab®. Quatro destes grupos eram formados por 10 amostras 0,019x0,025" da alça DKL, das empresas GAC®, Ormco®, Aditek®. Essas alças foram catalogadas metalograficamente e mensuradas suas ativações com 1 kgf. O estudo mostrou que as alças em aço inoxidável apresentam um constante elástica (k) alta. A constante elástica aumenta proporcionalmente a carga/deflexão, sendo dependente da força aplicada e da deflexão (constante de Hooke) que o fio será capaz de imprimir no elemento dentário, ou seja, para um movimento dentário mais leve e constante, menor deve ser a força por cada unidade de deflexão. Quando k varia com a deflexão que o fio sofre, a constante será não linear. Ela pode variar pela secção do fio, pela geometria da alça e pelo comprimento e pela liga metálica do fio. A GAC®, por exemplo, utiliza a liga

304 VAR, com maior resistência à fratura, sendo testados à cada lote. A alça Dupla-Chave apresenta diversos diâmetros, aumentadas de dois em dois milímetros, disponibilizadas dos tamanhos 22 à 44 mm. Os valores absolutos encontrados pelo autor ,foram 534,95 - 557,8 para micro-dureza do fio (Vickers). Os valores encontrados para força de ativação de 0,5 mm, foram 283,35 gf (GAC), 258,61 (Ormco) e 265,88 (aditek). Os valores encontrados para força de ativação de 1 mm, foram 502,22 gf (GAC), 492,57 gf (Ormco) e 494,94 gf (aditek). Os valores encontrados para força de ativação de 1,5 mm, foram 710,64 (GAC), 717,94 (Ormco) e 740,13 (aditek). Os valores encontrados para força de ativação de 2 mm, foram 889,39 gf (GAC), 905,99 (Ormco) e 972,56gf (aditek). O autor não encontrou, todavia, diferenças clinicas significantes entre os fabricantes. Os valores de constante elástica para o arco Dupla- Chave variaram de  $k=514\text{gf/mm}$  até  $k=543\text{gf/mm}$ .

Cecílio (2006), analisou uma série de 19 alças de retração ortodôntica, produzidas industrialmente, em máquina de ensaios universais e criou um gráfico de curvas médias de carga/deflexão. Determinou, também, as forças liberadas, as variações de tamanho, ligadura, geometria (número, espessura e forma), fabricante e liga e constatou que as alças em formato de chave liberam uma força superior aos outros formatos, não apenas pelo comprimento de fio utilizado, como também o formato auxilia na liberação de forças. Fato que ela comprovou ao medir a alça em gota e a alça em chave, que utilizavam o mesmo comprimento de fio, com formatos diferentes. Um teste importante nesse estudo foi a grande diferença encontrada entre os fabricantes para os mesmos tipos de alças e que não é oferecido o processo mecanotécnico para alterar a rede cristalina do metal para otimizar as propriedades dos arcos. Quanto ao arco DKL, foi feito um comparativo entre as marcas GAC e A Company no fio 019.025", para 4 ativações. Para ativações de 0,5 milímetros, o arco

da GAC produziu 200kgf e o da A Company, 280kgf. Para a ativação de 1mm, o arco da GAC produziu 400kgf e o da A Company, 490kgf. Para a ativação de 1,5mm, o arco da GAC produziu 600kgf e o da A Company, 690kgf. E, finalmente, para a ativação de 2mm, o arco da GAC produziu 800kgf e o da A Company, 890kgf, concluindo que o mesmo arco, produzido pela A company gera mais força que o da GAC, para uma mesma ativação.

Chen et al. (2007), mostrou a importância do posicionamento da alça que irá coordenar o sistema de forças durante a retração e da distância inter-bráquets. Ele justificou a utilização de estudos laboratoriais, mapeando o sistema completo de forças em dentes e defendeu o método de estudo analítico, que utiliza grampos de mensuração físicos, o que não ocorre clinicamente, pelo número de variáveis presentes na boca, que criam forças indevidas não-coplanares que prejudicariam sua mensuração. Ele também mediu a tração das alças em triângulo e as forças nos dentes adjacentes à essas alças, com 4 posições diferentes entre eles e com duas posições de alça mais mesiais no espaço inter-braquetes. Ele cita que a medição ideal deve ser em três dimensões, não em duas como alguns softwares fazem. Outra observação importante é que a carga define o centro de resistência do dente e que, basicamente, não importa como a alça é aplicada, somente que a quantidade de Momento/Força seja repassado ao centro de resistência, podendo ser a retração unitária ou em massa. Também, constatou que todos os momentos de cada elemento, durante a retração, levam à rotação, tendendo a coroa a vestibularizar e a raiz. O autor traz, ainda, duas informações sobre a quantificação dos sistemas de forças tridimensionais das alças T. A primeira, é em relação à diferença de estudo entre uma alça segmentada, que provoca forças de ação e reação apenas nos dentes que utilizam as alças, dando resultantes diferentes de um arco contínuo completo contendo as alças. A segunda é a

importância dos bráquetes estarem firmemente ligados e não rigidamente presos, soldando-se o fio no bráquete. O que alteraria o sistema de medição de forças.

Coimbra et al. (2008) afirmaram que a simulação em computador consegue prever com bastante detalhes o comportamento mecânico dos dentes quando utilizadas alças, se comparados aos testes laboratoriais. Ele constatou que a maioria dos resultados das simulações foi levemente maior que os testes mecânicos. Eles ressaltam a importância de entender a resposta biológica- mesmo simulada- resultante e que o teste dos elementos finitos é considerado uma alternativa promissora para futuras pesquisas. Para chegar a essas conclusões, o autor realizou o teste mecânico da alça em gota em elemento finito, compilando 75 alças de retração divididas em 03 grupos de 6,7 e 8mm que foram abertas nas dimensões de 0.5, 1, 1.5 e 2mm. Computaram-se a força e o torque exercido nos dentes e foram comparados os resultados destes testes laboratoriais com os encontrados na simulação virtual. O autor, também, citou que a força ideal para uma retração, em maxila, foi de 3.10N para uma alça em gota de um segmento de arco.

Badawi et al. (2009) compilou um modelo completo, em laboratório, das estruturas maxilares durante a ação de forças, salientando a importância de se avaliar e determinar, com grande precisão, os momentos, forças e eixos das ligaduras convencional e passiva, durante uma retração de elementos anteriores. Ele também observou que a distância interbraquetes é uma variável que modifica as resultantes. Para chegar à essas conclusões, foi criado um dispositivo para determinar, com grande precisão, as forças ortodônticas em cada elemento dental, quantificando essas forças e momentos com sensores multi-axiais transdutores NanoCells 17 ®, conectados em cada um dos 14 dentes em alumínio, que mediam força e torque através de um micrômetro com torque não- rotatório e precisão de 0.01 milímetros para movimentos

verticais e horizontais. Neste estudo, o autor pede certa cautela com as previsões do elemento finito, já que são apenas uma aproximação da realidade e que, quando utilizado, necessita-se de um conhecimento detalhado dos componentes e como eles interagem.

Dobranski et al. (2009), realizaram estudo fotoelástico do arco de retração com alças Dupla-Chave em 09 modelos confeccionados em uma base de gelatina e glicerina dentro de uma fôrma de acrílico, onde foram posicionados os dentes. Foram, então, visualizadas as regiões onde as tensões foram geradas a partir de três ativações diferentes: tração distal, no nível do arco, com Gurin; tração distal ligando da alça distal ao gancho do primeiro molar (amarrilho de Suzuki) e esta última ativação associada ao conjugamento das alças. Observaram maior efeito extrusivo da região anterior durante a ativação com o tracionamento distal, o que não ocorreu quando a ativação foi realizada na alça distal (amarrilho de Suzuki), onde o efeito vertical na região anterior se manteve nulo. Observaram, ainda, efeito intrusivo quando, além do amarrilho de Suzuki, as alças foram conjugadas, por seu efeito semelhante ao Gable. Os autores relataram algumas limitações desse estudo, uma vez que os materiais utilizados não eram compatíveis com as estruturas bucais e sugeriram que o teste fosse repetido em MEF.

Mozaquatro (2009) realizou um teste mecânico em 40 arcos com alças dupla chave, divididos entre o modelo Parker (convencional) e Versátil, com as alças conjugadas e não conjugadas, em modelos de acrílico. Após a medição em uma máquina de ensaios universal de até 1kg, Foi observado um aumento da força para abrirem-se as alças após a conjugação das mesmas. Não houve diferença significativa entre os grupos Parker e Versátil, em questão de força de abertura, e o fator união das alças com fios de amarrilho não altera tais forças, sê comparadas as duas a Parker e a

Versátil. A quantificação da força vertical (efeito Gable) pela conjugação das alças em 10° foi verificada de modo que, uma vez o arco inserido nos braquetes de todos os dentes posteriores, o arco passaria entre a região dos bráquetes e a cervical dos incisivos centrais

Chen, Isikbay e Brizedine (2010) realizaram uma simulação em acrílico calculando os resultados, via software, de um paciente que necessitava de fechamento de espaço e mediram o movimento utilizando a mola T nas 3 dimensões de 02 dentes escolhidos. O resultado, medido pelo teste de força ortodôntico (OFT) constatou que o componente de forças se dissipa nas três dimensões. A vantagem da medição virtual é a possibilidade da análise sem a interferência das estruturas bucais em um arco contínuo, que não age apenas nos dentes adjacentes à alça. Outra vantagem apontada pelo autor é o fato dos bráquetes estarem virtualmente apenas ligados e não rigidamente soldados ao fio, o que impossibilitaria a medição de forças no local da fundição. Foi possível ver resultantes antes não vistas, tais como a pressão do arco contra a coroa do canino, gerando um movimento de lingualização deste e a rotação de dentes adjacentes, dependendo da posição do loop.

Bisol e Rocha (2010) avaliaram o tempo e a angulação de um canino sendo retraído no modelo typodont, utilizando as alças segmentadas tipo T, gota e bota. A alça T liberou menos forças, mais lentamente e com menor angulação ao passo que a alça Gota gerou maior angulação. Eles mostraram que, independente da alça, os resultados do arco em aço foram semelhantes e as alças em TMA geram menos angulação durante o fechamento de espaço. Todavia, a angulação foi bastante clara em qualquer caso de retração, devido às forças serem aplicadas longe do centro de resistência do dente .

Tominaga et al. (2012) projetou no método do elemento finito a interação dos fios 0,018x0,025" e 0,016x0,022" sobre o bráquete slot 0,018", em dentes anteriores, durante a retração, por deslizamento, com várias alturas de ancoragem. Primeiramente ele soldou um gancho em cada hemiarco, entre o incisivo lateral e o canino e, com um mini-implante em posterior, instalado a 12mm de altura contados a partir de onde se passava o arco. Ele relatou que há poucos estudos que mostram as diferenças de resultados quando há uma maior ou menor folga nos bráquetes, devido à dificuldade de se estabelecer um arco completo em MEF e toda a mecânica na estrutura envolvida. O autor afirma que quanto maior a interação bráquete- canaleta, mais difícil será o tombamento dos elementos anteriores para palatina e menor a necessidade de se passar acima do centro de rotação, pois não apenas a direção das forças é importante, mas também as características do fio durante o tracionamento, tais como torção do fio e o encaixe destes nos bráquetes. Em contrapartida, é importante se ter uma folga na interação, pois quando ela não existe, o segmento anterior é torcido e deformado para cima e as raízes são alavancadas para lingual e a coroa para vestibular. O resultado que o autor chegou foi que, teoricamente, a translação ocorria com o gancho com 5mm para o fio 0,018x0,025" e com 11mm com o fio 0,016x0,022". Notando que o gancho poderia ser mais baixas com um maior calibre de fio, já que há maior força e maior o controle de tipping, evitando o colapso.

Thiesen, Shimizu & Vinicius (2013) relataram que há alguns aspectos à serem analisados para a escolha do da alça, tais como o design, quantidade de ativações, movimento esperado e o sistema de forças gerado. Eles realizaram um teste mecânico para determinar o sistema de forças da alça gota com a 40° de angulação, em 80 alças, Os autores descrevem a importância do alinhamento e nivelamento pré-ativação, uma vez que o movimento não ocorre sem o paralelismo nas raízes ,tendo

uma força simples sendo aplicada em sentido horizontal. Foi mencionado que a mensuração das alças depende de variáveis que incluem o design, dimensões, liga metálica, conformação do loop quando pré-ativada e sua posição e proximidade entre o bráquete e sua extensão de ativação, sendo que a composição do metal foi o fator que mais alterou a proporção carga/deflexão do sistema. Um arco 0,017x0,025" de aço, por exemplo, gerou forças 20% menores que um 0,019x0,025" da mesma composição. Já, a relação entre a quantidade de M/F aplicada ao dente foi mais modificada pela pré-ativação.

Techalertpaisarn & Verluis (2013a) utilizaram a análise do elemento finito para analisar a resposta de fechamento das alças "vertical", "T", "L" em 13 posições inter-bráquetes, com alturas entre 10 e 14mm. Foram medidos, também, as proporções M/F e C/D, horizontal e verticalmente. Eles observaram que o padrão de mudanças foi dependente da posição da alça. Nesse estudo, em MEF, o qual não houve atrito entre bráquete e canaleta, as forças foram aplicadas diretamente nos dentes e o design foi essencial para atingir momentos ideais. Eles concluíram que nenhuma alça gerou M/F maior que o número descrito em sua altura e que os momentos em cada extremidade da alça de fechamento foi determinado pela especificidade do loop e o posicionamento do mesmo é criticamente importante para a aplicação clínica.

Techalertpaisarn & Verluis (2013b), medindo M/F, cargas verticais e horizontais, com ativações de 100 e 200 gramas, em 5 alças de 10mm cada, em um espaço inter-bráquetes de 12mm. Foram avaliadas alças Opus, com helicoides incorporados e com angulações variadas. O M/F é bastante significativo por estar relacionado com a força aplicada na canaleta do bráquete e o movimento do dente e que se dissipa nas estruturas adjacentes, diminuindo os danos teciduais. Os autores mostraram que os Loops "L" e upright Opus e mais próximas do Canino mostraram

maior M/F do que as anguladas em 70°. O autor calculou as propriedades das alças a partir de T0, sem se levar em conta que os dentes alterariam as suas localizações e conseqüentemente as distâncias inter-bráquetes, a angulação dental e a mudança de posição da alça em relações às estruturas (análise estática), devendo ser refeitos os cálculos à cada mudança em uma análise transiente e assim, as forças das alças foram aplicadas diretamente aos dentes e que o M/F é bastante significativo por estar relacionado com os movimentos. Antigamente, a geometria e o design era alterado de maneira empírica para alterar o M/F. Depois descobriu-se que há dependência de forma, posição, material, diâmetro e altura.

Chakravarthy & Kumar (2014), realizaram um estudo clínico comparativo entre as principais alças ortodônticas, visando alcançar: (1) o momento que determina o centro de rotação do dente durante o movimento (que indica se o movimento será por translação/ movimento de cúspide, que é alterado pela altura, largura, posicionamento das alças, comprimento de ativação e propriedades do material); (2) a maior força aplicada sem deformações permanentes; (3) taxa de deflexão. Eles concluíram que a melhor alça deve ter uma ótima resposta biológica, com um controle dos eixos corono-axiais e o mínimo de dano tecidual. Citaram os 6 alvos para o fechamento de espaços, sendo eles: o fechamento de espaço diferencial, com possibilidade da combinação de uma retração anterior, com perda ou não de ancoragem, uni ou bilateralmente, com um mecanismo fácil de manusear, poucos ajustes, não necessitando da colaboração do paciente e tendo uma máxima resposta biológica, com um controle de eixos corono-axiais e o mínimo de dano tecidual. Segundo os autores, a pré- ativação através de uma dobra Gable pode aumentar o controle da raiz.

Kamisetty et al.,(2014) avaliou as angulações *Alpha* e *Beta* da alça T, gota e vertical aberta. Ele determinou o M/F em diferentes “Gable” e a sua ação na porção anterior e posterior destas alças com a ativação de 1mm em uma análise de elementos finitos. Foi verificado que as angulações aumentam os movimentos intrusivos e movimentos na direção horizontal e no “*tip*” de coroa e raiz, predominantemente respondendo mais na alça vertical, seguida pela alça T e depois pela gota. O autor concluiu que, para os casos citados, a angulação que mais respondeu de maneira intrusiva foi quando as angulações estavam em 20°, sendo esse método o preferível também para uma boa ancoragem.

Segundo Chetan et al. (2014), o método de elemento finito tem revolucionado a pesquisa biomecânica, onde é possível definir as geometrias e os corpos de estudo, carregando informações reais sobre os materiais utilizados e suas respostas físicas, complementando o estudo fotoelástico, o laser holográfico e o Strain Gauge. A geometria é dividida em sub-unidades, conectados por nódulos, onde são adicionadas as propriedades de cada porção do material e o software calcula a resposta física mais adequada do mesmo. Para os autores, uma grande vantagem da AEF é a aplicação de cargas concomitantes, partindo de qualquer ponto ou direção do modelo medidas durante as análises, o que não seria possível com um envolvimento biológico. O resultado do estudo permitiu averiguar uma maior angulação descontrolada da coroa de molar quando a ligadura é presa diretamente no gancho do tubo, por estar abaixo do centro de resistência. Os autores realizaram amplo estudo, realizando a retração com a ativação com amarrilhos do gancho de canino até três destinos com alturas diferentes: 13.5, 9, 4.5 e à 0 milímetros (gancho do molar), a partir do centro do bráquete, utilizando mini-implantes. A fricção e o atrito foram ignoradas e a rotação axial do modelo foi deixada livre (eixo Z). O objetivo do estudo foi encontrar o controle

maxilar vertical e sagital, alterando a distância vertical dos mini-implantes, quantificando a retração e a intrusão. Todas as estruturas foram projetadas em malhas virtuais e testados com elemento finito, incluindo o ligamento periodontal. A força horizontal nas distâncias de 13,5 e 9mm foi semelhante ao mini-implante a 4,5mm de distância da canaleta do braquete, mas com maior intrusão, a medida que se aumentava a altura do mini-implante. Os autores mencionaram que para a análise em elemento finito, por ser nova na área da saúde, algumas presunções se fazem necessárias e são dependentes de modelos laboratoriais próximos aos reais e por isso pode-se haver pequenas divergências comparadas com as respostas clínicas. Eles questionaram se há diferença de controle sagital e vertical na retração em alturas diferentes de mini-implantes na região posterior e também se propôs a quantificar essas forças. Em todas as retrações, a porção anterior lingualizou. A extrusão ocorreu quando retraído pelo gancho de molar.

Chiang et al. (2015), avaliaram os diferentes efeitos da dobra Gable em MEF, incorporado às alças Bull durante a retração. Utilizaram a combinação com a análise de grande deflexão, baseada no método de rigidez tangente, que mede com precisão grandes deslocamentos de estruturas no espaço, devido ao elemento transladando um corpo rígido, sem dividir a estrutura em vários elementos. Colocaram-se transdutores próximos às extremidades dos bráquetes localizados ao lado do espaço. Com 14mm de distância inter-bráquetes e 62 alças com 10mm cada; para cada ângulo  $\theta$  colocado na alça, uma força de rotação  $\theta/2$  foi observada em cada uma das extremidades. A localização do cRot foi calculado como "a intersecção de duas linhas coincidentes com os eixos dentários antes e depois da retração. Como resultado, os autores observaram que com a ativação de 1mm, tanto a força de retração, como o momento, cresceram quase linearmente de 185gf à 541 e de 577 à 2.601gf/mm, respectivamente, à medida

que a angulação crescia de 0 à 30 graus. O torque lingual foi descontrolado na retração em massa, mesmo com a angulação Gable ativa. A localização do cRot continuou quase a mesma de 0° à 30° de Gable na retração em massa, mas moveu-se apicalmente, exponencialmente, na retração de dois passos, passando acima do ápice radicular em 30° e, virtualmente, movendo-se ao infinito. O autor afirma que a retração com a alça é considerada uma técnica bastante efetiva para controle da posição do centro de rotação (cRot) e que essa retração pode ser feita em massa ou primeiramente no canino e, em um segundo momento, nos incisivos.

### **3. Proposição**

#### **Objetivo Geral**

O principal objetivo deste trabalho foi analisar e comparar, por meio do método de elemento finito, a rede de efeitos gerada nos brquetes e no arco de retração Dupla chave, a partir de diferentes formas de ativação.

#### **Objetivos específicos**

Foram estudadas as seguintes ativações:

1. Tração distal convencional, sem pré-ativação;
3. Tração distal convencional, com pré-ativação;

4.

## 5. Materiais e Métodos

### 4.1 Construção do arco

O primeiro passo foi a confecção do modelo mecânico das estruturas. Com o *software* SolidWorks® (Waltham, Massachussets, EUA, 2014), um arco ortodôntico ainda sem as alças foi construído em uma forma catenária (KANASHIRO & VIGORITO, 2006) (Figura 1). Foram adicionadas também informações sobre as medidas de dentes e as distâncias inter-bráquetes médias de um adulto calcasiano classe I (YAMAGUTO; HELENA E VASCONCELOS, 2005). Os valores médios foram utilizados para se estabelecer um modelo virtual mais próximo de uma média real de dentes, para se melhor posicionar os bráquetes que orientaram o deslizamento do arco durante a retração

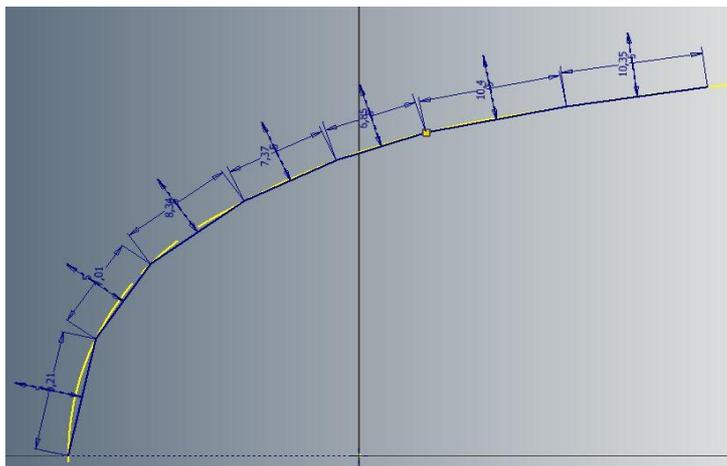


Figura 1 Primeira fase da construção das alças: Modelagem mecânica. Arco contínuo e medições das localizações médias dos dentes.

Um arco tamanho com 30 mm de porção anterior entre as alças mesiais foi desenhado, seguindo o modelo do catálogo GAC® (“GAC International Inc. Catálogo

11 - Português. Bohemia, 2001. GARNER”, (Figura 2). As alças foram construídas com 4 mm de altura e 5 mm de largura com uma distância de 7 milímetros entre elas.

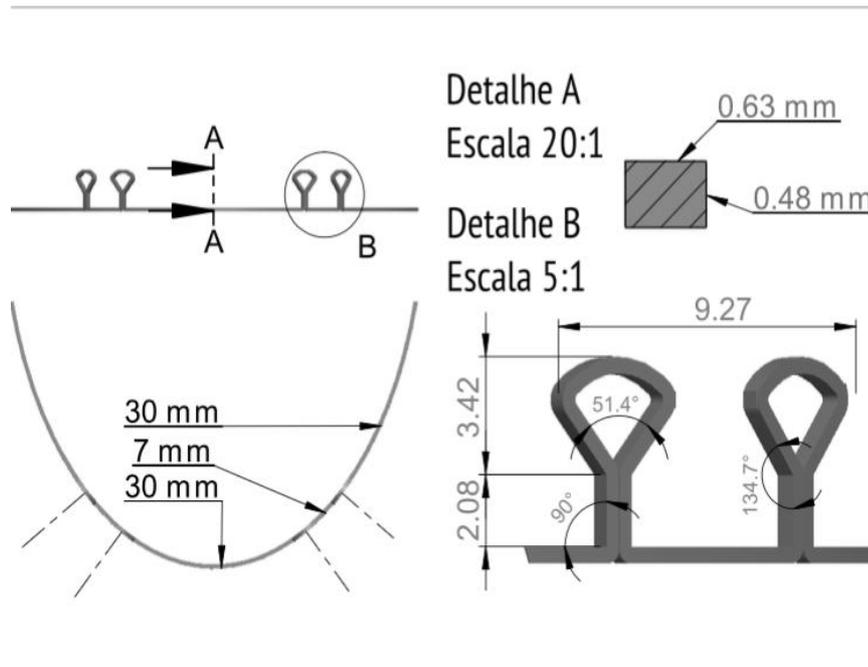


Figura 2 - Primeira fase da construção das alças: Modelagem mecânica. Confeção do arco e das alças.

#### 4.2 Construção dos braquetes

Utilizando-se, também, o software Solidworks® foram desenhados os braquetes, seguindo os parâmetros descritos por Arici (1998) tendo as canaletas 0,027" de profundidade e 0,022" de altura (0.6350mm X 0.6819mm) .

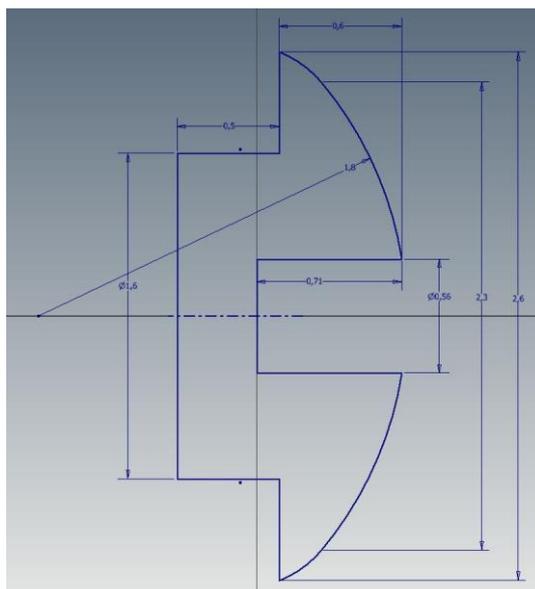


Figura 3 - Modelagem mecânica. Confeção do Bráquete.

O desenho estrutural do bráquete foi simplificado (figura 3 e 4), uma vez que ele serviria apenas como um "trilho" para que o fio deslizasse sobre ele, percorrendo um caminho pré-determinado, sem haver a necessidade de travar o movimento do fio no *software*.

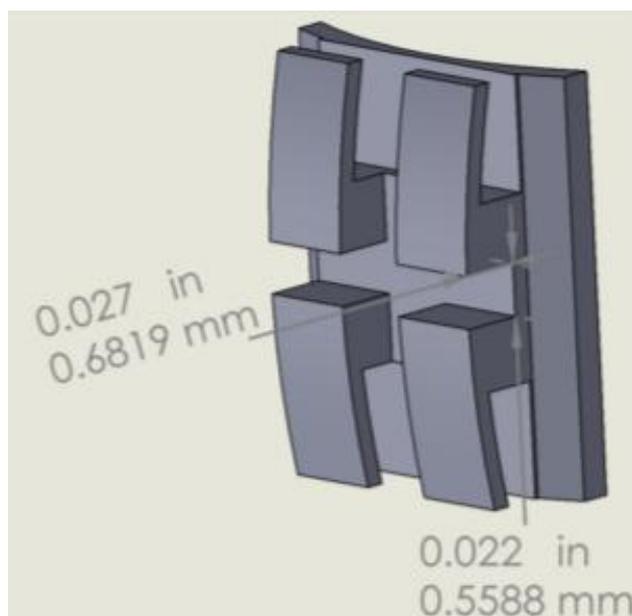


Figura 4 Estrutura do bráquete.

Assumindo que a interface bráquete- dente ,bem como modelos específicos de bráquetes são indiferentes ao propósito do estudo, qualquer variável relacionada à esses fatores, tais como espessura de resina, descolamento de bráquete, entre outros, foi desconsiderada. Serão então mensuradas as propriedades mecânicas do arco DKL sob 05 tipos de ativações.

Uma vez as geometrias do modelo feitas , elas foram transportadas para o software de CAD de análise estrutural mecânica Comsol Multiphysics<sup>®</sup> 5.0 .(Houston, Texas, EUA, 2014) que foi utilizado para o restante do trabalho.

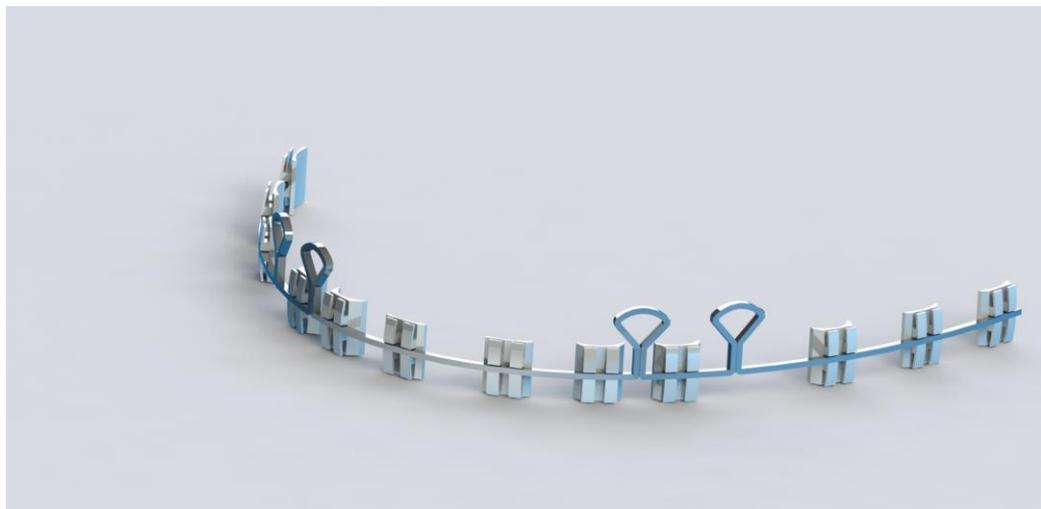


Figura 5 Modelo mecânico completo.

#### 4.3 Pré- Processamento

Na fase de pré-processamento, define-se o tipo de elemento (3 dimensões), de material (modelo mecânico), sua geometria e os elementos estruturais. Nesse caso, para a definição da geometria do trabalho, Utilizou-se o aço inoxidável 316L para o bráquete. As seguintes propriedades também foram inseridas :

Tabela 1 Tabela das Propriedades dos bráquetes. Fonte: YAMAGUTO; HELENA; VASCONCELOS, 2005. Densidade dada pelo *Software Comsol Multyphysics*, a partir dos dados do material. Propriedades dos bráquetes . Fonte: COIMBRA et al. (2008). Densidade dada pelo Software Comsol Multyphysics, a partir dos dados do material.

Propriedades	Valor
M.Elasticidade arco	157,6 Gpa
M. Elasticidade Bráquete	205GPa
Densidade	7850 kg/m3
Coefficiente de Poison	0.3
Atrito	0.02

#### 4.4 Modelo Geométrico

Para o fio, as estruturas simulam o material e geometria do fio em aço inoxidável 304VAR, 0,019X0,025" (0,48X0,63mm), de acordo com o Coimbra et al., 2008, foram obtidos os seguintes valores:

A linha média foi definida como simétrica, com Deslocamento Normal igual à zero, significando que o modelo tem liberdade de se mover para todos os lados, sem sair do plano em azul. Indicado para modelos simétricos (figura 6) que virtualmente apresentariam o movimento simétrico bilateral, e pode ser dividido ao meio assumindo uma simetria de movimento.

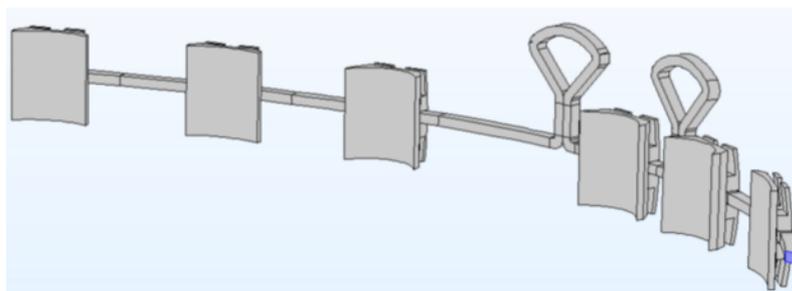


Figura 6 Geometria: Definição no corte medial da alça, com o padrão de simetria na linha média.

As linhas duplas e cantos vivos foram removidos também nesse processo, para evitar duplicidade na malha.

A próxima etapa consistiu na confecção da malha virtual dentro destas estruturas (figuras 7,8 e 9). O modelo tem o número de 10.520 elementos tetraédricos, 230 elementos prismáticos, 5.500 elementos triangulares e 184 quadrilaterais, totalizando em 10.835 elementos em 90.41 mm<sup>3</sup> de malha 10.914 graus de liberdade.

O comportamento elástico não-linear isotrópico do modelo, com os elementos tetraédricos (4 nós) mais refinados nas regiões de ângulos e de contatos e quadráticos livres nas regiões sem contatos e angulações. Apesar do modelo apresentar formatos de elementos dependentes do grau de detalhamento necessário na mensuração para diferentes estruturas, cada segmento foi construído para convergir de acordo com seu adjacente e com os contatos. Isso permite o fluxo correto de todo o modelo.

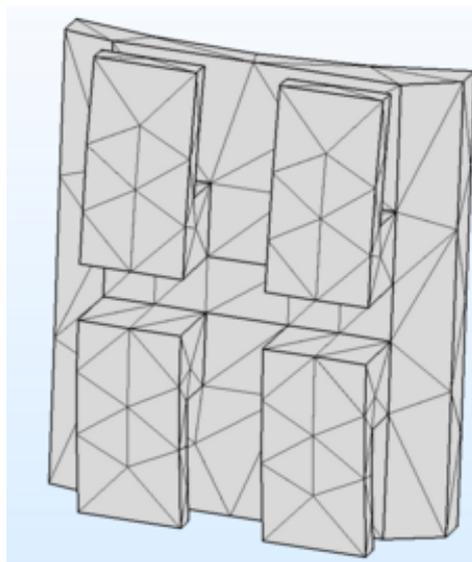


Figura 7 Detalhamento da malha no Bráquete, com maior refinamento na região do slot.

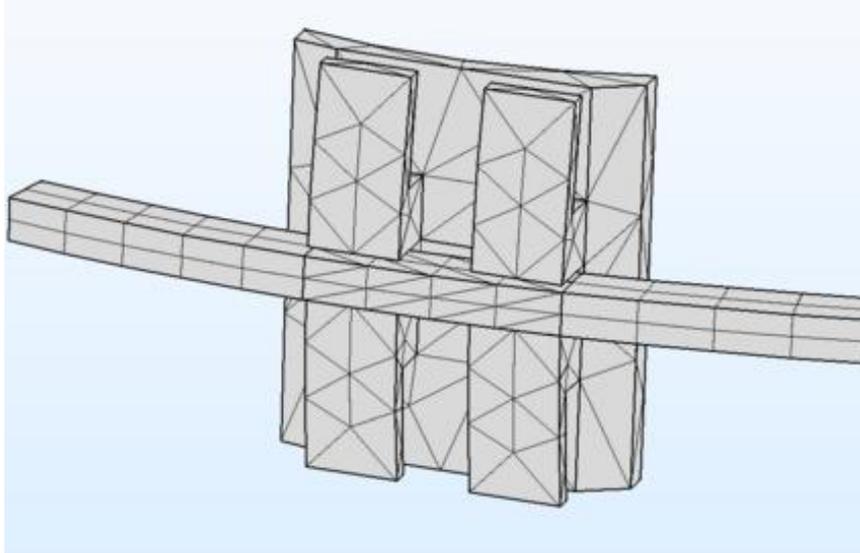


Figura 8 Malha no arco. Maior refinamento nas superfícies de contato e sequenciamento entre as estruturas.

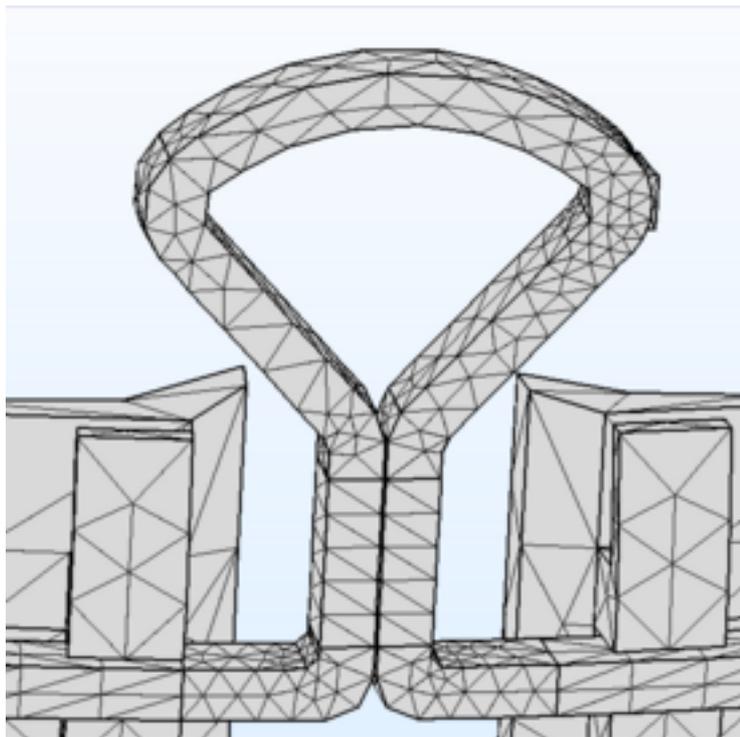


Figura 9 Detalhamento da malha das alças. Maior refinamento nas angulações.

As malhas foram refinadas inúmeras vezes, uma vez que é sabido que elementos muito grandes não mensuram bem uma estrutura pela falta de detalhamento e elementos muito pequenos requerem maior tempo e memória do processador,

geralmente, de maneira desnecessária. Por padrões de qualidade, a malha foi testada depois de cada processo de refinamento, que foi repetido após a plotagem, para se ter certeza de que o padrão desta não interferiria nos resultados.

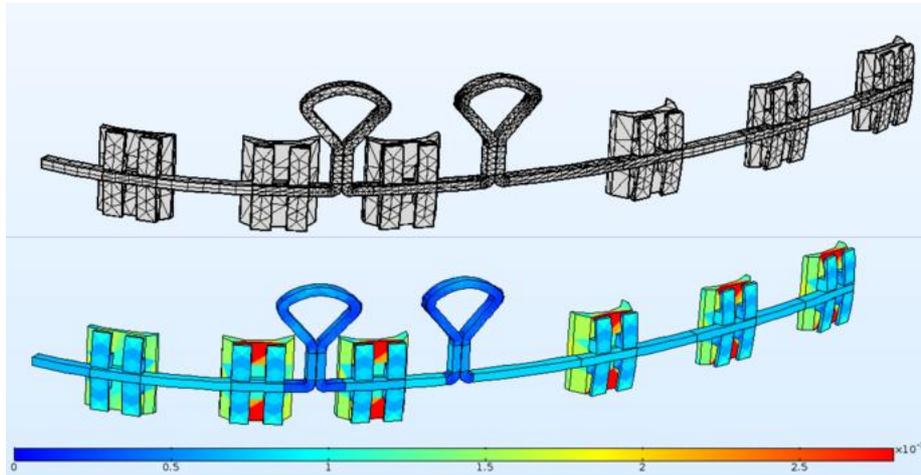


Figura 10 - Malha completa. As porções mais refinadas mostradas em azul e as menos refinadas, em vermelho.

Depois de a estrutura feita e as propriedades adicionadas, utilizou-se o mesmo software para definir os contatos exigidos pelo programa para executar as equações de maneira coerente (figura 10). Os contatos foram definidos na parte interior de cada bráquete como friccionais e interagiram em contato direto com uma secção de fio que se estenderia 2,5mm para cada extremidade do bráquete, definindo-se o contato mesmo durante a ativação (figura 11).

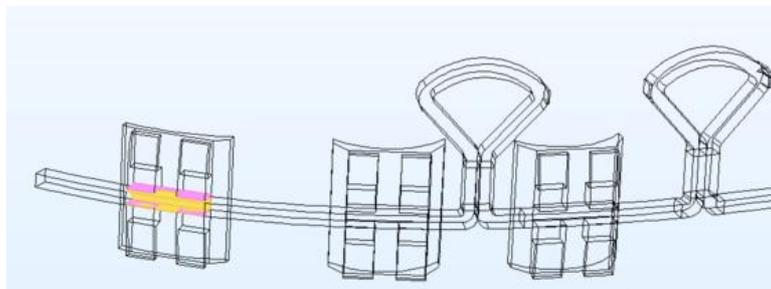


Figura 11 - Superfície de contato na porção interior do bráquete (rosa) e no fio (laranja).

Os pares de contato entre cada haste da alça também foi estabelecido como contato com fricção, para ocorrer a interação das estruturas.

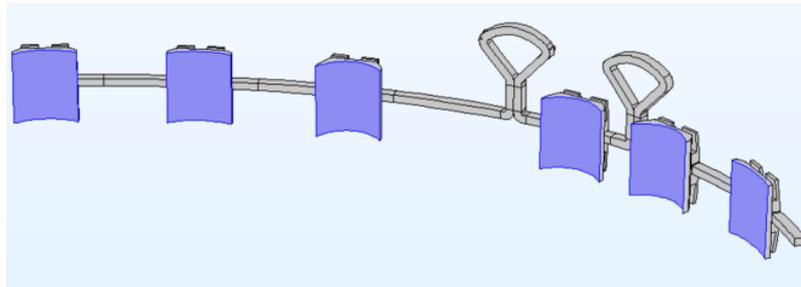


Figura 12 - Restrição de deslocamento aplicadas às bases dos bráquetes

Foi adicionado a restrição de deslocamento na base interna do bráquete (figura 12) ( $u = 0$ ), deixando as estrutura do fio deslizar livremente dentro do slot. Um apoio foi aplicado no bráquete do canino, limitando seu deslocamento tangencial ( $n \times u = 0$ ), para evitar que o arco saísse pela vestibular durante a conjugação das alças.

### Fase de testes

Os testes foram rodados, O modelo foi ativado no programa Comsol Multyphysics<sup>®</sup>, para que os dados fossem coletados em um computador Dell<sup>®</sup> Inc., Modelo Inspiron 15R SE 7520 . Processador Intel Core i7 Memória 8Gb . Memória Gráfica dedicada : 2,5Gb. Disco Rígido:1T

Através de uma análise dinâmica transiente, não linear, uma vez que os contatos permitiam folga (CHOY et al., 2002) , atrito de 0.02 (BRAGA et al., 2004) e outras interações os movimentos sobre a estrutura com 1 milímetro de ativação das alças (ROTH & GRABER 2002), escolhida como a medida padrão da ativação. Para

simular a conjugação entre as alças mesial e distal, foi aplicada a resultante de 5N ,a fim de provocar aproximação entre as porções superiores das mesmas, criando um efeito smilar ao Gable, o qual, no presente estudo, teve 17,5 graus de angulação. Este seria um valor médio, já que estudos citam efeito Gable entre 0 e 30 graus para outras alças (CHIANG 2015)

A grandeza eleita para mensurar o tracionamento distal é Newtons (N) com um vetor distal na Normal do fio. Para tensão, stress os valores são mensurados em tensão Von Misses em materiais ducteis, que é em mPa. Os softwares de AEF consideram o comportamento plástico do material, com a tensão verdadeira relacionada à parcela plástica da deformação verdadeira. No aço inoxidável, é usada a tensão é o modelo com encruamento isotrópico e superfície de escoamento de Von Mises (SOARES, 2009). Foi instituído Trabalho (T) para mensurar o deslocamento proporcional à força aplicada. As tendência de deslocamento foram mostrados por meio de uma escala de cores, sem ser quantificado o Momento (M) do fio, uma vez que M depende da distância em que o ponto mensurado está da força aplicada. A extensão do fio inviabiliza a quantidade de medições pontuais necessárias. Outro fator que inviabiliza a mensuração pontual de forças é o fato de o elemento finito apresentar componentes de forças levemente maiores que os ensaios mecânicos laboratoriais (COIMBRA et al., 2008)

As forças utilizadas foram magnificadas para se observar com mais detalhes o fluir das tensões e deformações através do fio (TOMINAGA et al., 2012). As forças testadas foram de 6, 9, 12, 15 N.

Os modelos foram ativados, como mostrado:

1. Tração distal sem alças conjugadas;
2. Tração distal com alças conjugadas;

A partir dessas ativações em elemento finito, foi possível qualificar e quantificar as tensões e deformações desta alça, verificando a pressão do arco exercida no bráquetes nas porções anteriores anteriores e posteriores, nas três dimensões (Eixos X, Y e Z). Esses eixos foram propostos para se ter uma melhor noção espacial do sistema vetores resultantes das forças (Chen 2007; 2010), compatível com o que se é observado clinicamente.

No plano (Y), seguindo o plano de Chetan (2014), observaria virtualmente as tendência de deslocamento do fio para cima - valores positivos- e para baixo –valores negativos. No plano (Z) ,positivo para tendência de deslocamento vestibular do fio e negativo para a 1 tendência de deslocamento lingual do fio. O plano (X), para a mesialização/ distalização das alças. Uma restrição foi aplicada em cada bráquete, uma vez que o plano Z foi limitado para simular o efeito do bráquete junto ao dente.

A equação representando o material elástico linear do estudo, deu-se por:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} = \nabla \cdot \mathbf{FS} + \mathbf{F}_V, \quad \mathbf{F} = \mathbf{I} + \nabla \mathbf{u}$$

$$\mathbf{S} = \mathbf{S}_{ad} + \mathbf{C} : \mathbf{e}_{el}, \quad \mathbf{e}_{el} = \mathbf{e} - \mathbf{e}_{inel}$$

$$\mathbf{S}_{ad} = \mathbf{S}_0 + \mathbf{S}_{ext} + \mathbf{S}_q$$

$$\mathbf{e}_{inel} = \mathbf{e}_0 + \mathbf{e}_{th} + \mathbf{e}_{hs} + \mathbf{e}_{pl} + \mathbf{e}_{cr}$$

$$\mathbf{e} = \frac{1}{2} \left[ (\nabla \mathbf{u})^T + \nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T \nabla \mathbf{u} \right]$$

O modelo encontrava-se estático em repouso, em contato e sem tensão ou deslocamento inicial, como mostra a equação a seguir:

$$\mathbf{u}_0 = (-\mathbf{r} + \hat{\boldsymbol{\Omega}}(\hat{\boldsymbol{\Omega}} \cdot \mathbf{r})(1 - \cos \phi) + (\hat{\boldsymbol{\Omega}} \times \mathbf{r}) \sin \phi) + \mathbf{u}$$

$$\left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t}\right)_0 = (\boldsymbol{\omega} \times (\mathbf{r} + \mathbf{u}_0 - \mathbf{u})) + \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} \quad \mathbf{r} = (\mathbf{x} - \mathbf{x}_c)$$

As variáveis de estudo Transiente (dependente de tempo), Força, Tensão e Deslocamento, deram-se pela seguinte equação:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} = \nabla \cdot \mathbf{FS} + \mathbf{F}_V, \quad \mathbf{F} = \mathbf{I} + \nabla \mathbf{u}$$

Em todas ativações preconizadas aplicou-se forças 0,3N, 0,6N, 0,9N, 1,2N e 1,5N coplanar horizontal de maneira crescente na extremidade do arco, alterando entre as ativações, a presença ou não da conjugação das alças, ou o amarilhado de Suzuki durante o tracionamento.

A tensão no arco é aplicada em suas extremidades posteriores, assim através das equações, calcula-se a sua distribuição no corpo do arco ortodôntico:

$$\mathbf{S} \cdot \mathbf{n} = \mathbf{F}_A$$

$$\mathbf{F}_A = -\rho \mathbf{n}$$

p:-Função secundária (t)\*pressão final da ativação distal

A força foi aplicada de maneira crescente de força, durante um tempo, vencendo a tração estática e dinâmica, até se estabilizar.

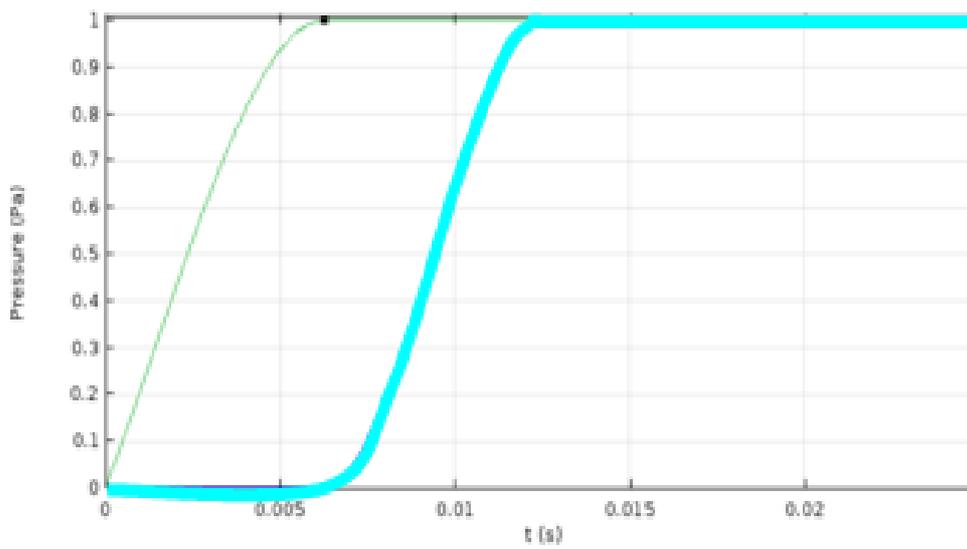


Gráfico 1 força sendo aplicada de maneira crescente em uma das ativações.

#### Ativação com Tração Distal:

O primeiro tracionamento testado, foi a ativação com a tração distal (figura 13), partindo do eixo Z do próprio arco (Força horizontal, para distal), como mostra a figura.

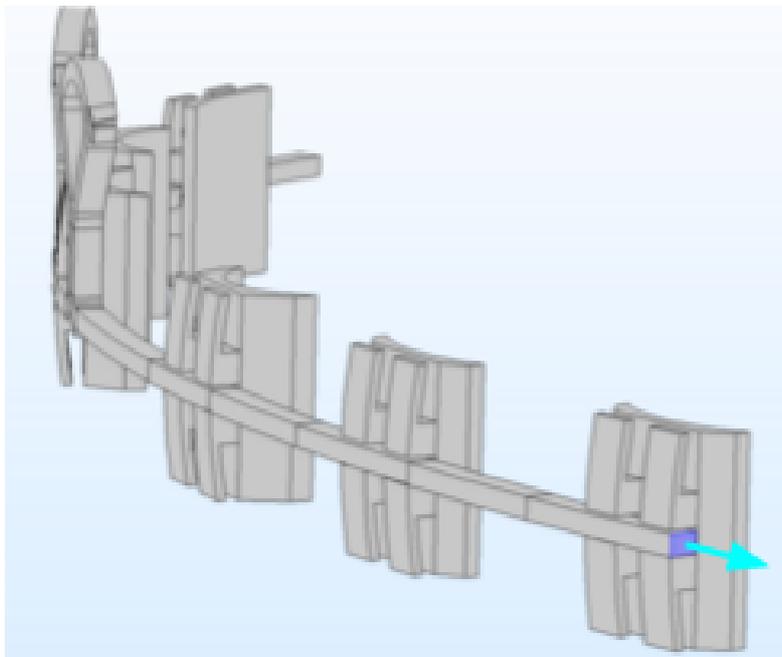


Figura 13 Força aplicada na Normal do fio, simulando uma força tracionando distalmente o fio.

#### Ativação de Suzuki:

Neste modo, além da força aplicada na normal do fio, há um componente extra perpendicular (figura 14), ligando a porção posterior da alça distal ao bráquete do Molar.

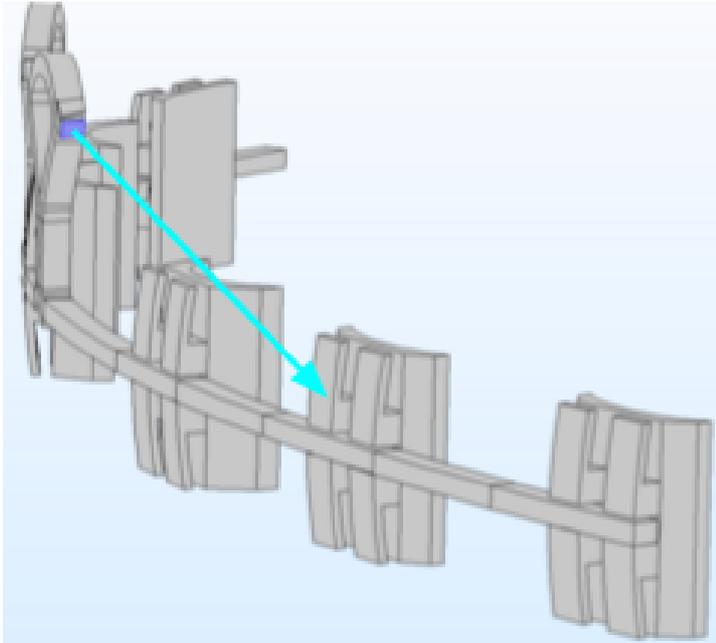


Figura 14 Força aplicada na Normal do fio, simulando a força do amarriço de Suzuki, mantendo o fio ativo.

#### Alças Conjugadas:

As alças foram conjugadas por meio de uma força bilateral, de modo que puxasse uma alça contra a outra (figura 15), até atingir a angulação próxima à que se preconiza o Efeito Gable em outras alças: cerca de 17.5o. (CHOY 2015), quando as tensões e deformações foram medidas (figura 17).

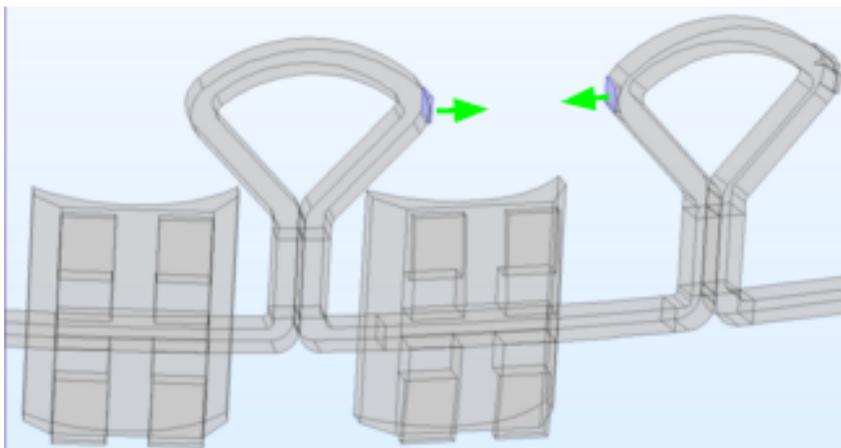


Figura 15 Forças aplicadas na haste distal da alça mesial e na haste mesial da alça distal

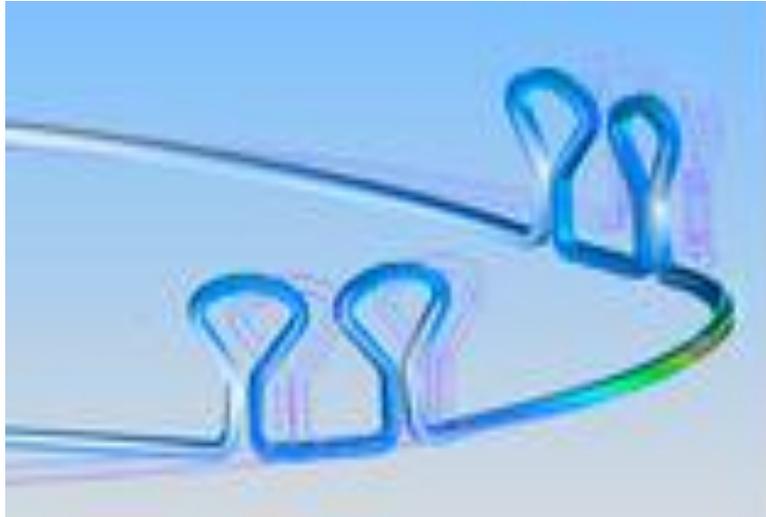


Figura 16 Simulação da conjugação das alças Mesial e Distal e a angulação do arco em  $17.5^\circ$ . Teste sem os bráquetes.

Em um segundo momento, essa mesma ativação de conjugação das alças, sofreu uma segunda força, sendo tracionada também para traz, simulando o tracionamento distal com as alças conjugadas. Com o mesmo protótipo de conjugação das alças, a alça distal foi tracionada em direção ao Primeiro Molar, simulando o tracionamento de Suzuki, com as alças conjugadas.

Na equação  $t$  é a força distribuída em  $N/m^2$ ,  $\sigma$  seu tensor, e por final a superfície do corpo é expressa pela sua normal  $n$ . Os componentes  $n_x$ ,  $n_y$  e  $n_z$  representam o vetor normal  $n$  à superfície  $t$  com seus respectivos componentes  $t_x$ ,  $t_y$  e  $t_z$  cujo critério é o equilíbrio das forças nele aplicado. Considerando as tensões em um corpo deformado, isola-se um elemento infinitesimal de um volume de dimensões  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$ .

Essas deformações infinitesimais são calculadas pelo vetor  $\epsilon$  na equação (3):

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ 2\varepsilon_{xy} \\ 2\varepsilon_{xz} \\ 2\varepsilon_{yz} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \partial/\partial_x & 0 & 0 \\ 0 & \partial/\partial_y & 0 \\ 0 & 0 & \partial/\partial_z \\ \partial/\partial_y & \partial/\partial_x & 0 \\ \partial/\partial_z & 0 & \partial/\partial_x \\ 0 & \partial/\partial_z & \partial/\partial_y \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{Bmatrix} \quad (3)$$

Nela vetor deslocamento  $u$  nas direções dos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  são representados pelos respectivos componentes  $u_x$ ,  $u_y$  e  $u_z$ .

Nas tabelas em anexo, serão apresentados os valores máximos absolutos testados. Todavia, para efeito didático, cada alça e bráquete foi dividida por quadrantes: Superior Direito (SD), Superior Esquerdo (SE), Inferior Direito (ID) e Inferior Esquerdo. A alça mesial recebeu a numeração de 1- 4. A alça distal, por sua vez, recebeu a numeração de 5-8 (figura 17). O bráquete recebeu a numeração de 9-12 (figura 18).

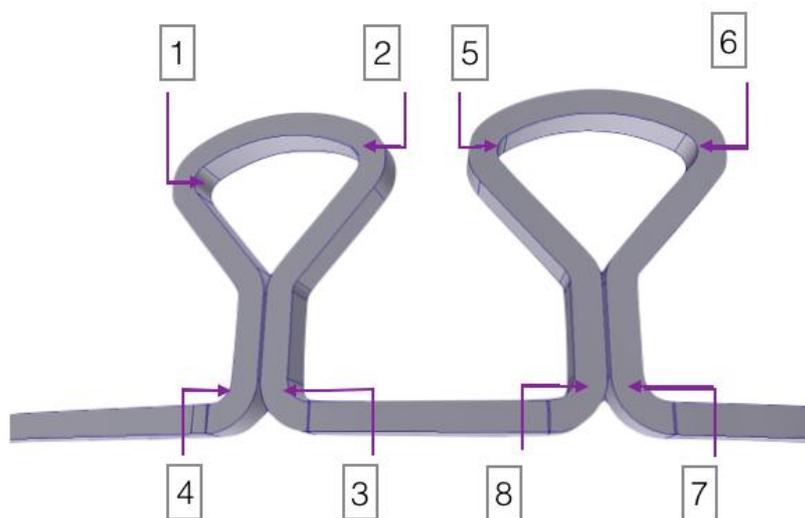


Figura 17 Alças divididas em quadrantes, em sentido horário: Superior Esquerdo ( 1 e 5), Superior Direito ( 2 e 6), Inferior Direito ( 3 e 7) e Inferior Esquerdo (4 e 8)

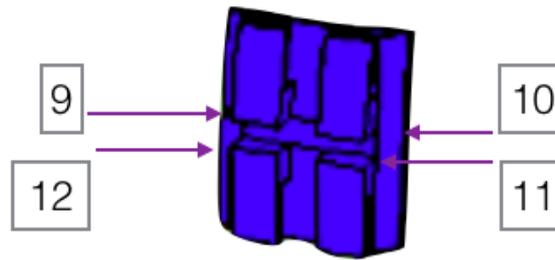


Figura 18 Bráquete dividido em quadrantes em sentido horário: Superior Esquerdo (9), Superior Direito (10), Inferior Direito (11) e Inferior Esquerdo (12)

Para cada quadrante, será apresentada a quantidade de pressão exercida no bráquete, sendo simbolizado pelo carácter ( + ), que variará de acordo com o valor recebido por ele, segundo a tabela:

Tabela 1 Critérios para a análise qualitativa de tensão: Caracteres de sinalização indicando o nível de tensão recebida em cada quadrante da alça DKL, associada com a escala de cores encontradas nos resultados de cada ativação.

Sinal	Pressão recebida	Escala em cores
+	Pequena	
++	Média	
+++	Grande	

Escolher deixar a 1ª. Ou a 3ª. E 4ª. Que separa os valores de bráquete e alça

Sinal	Pressão recebida	Valores para tensão recebida em mPA	Escala em cores
+	Pequena	de 0 à 100	
++	Média	de 100 à 180	
+++	Grande	de 180 à 250	

Tabela 2 Critérios para a análise qualitativa de tensão: Caracteres de sinalização indicando o nível de tensão recebida em cada quadrante da alça DKL, associada com a escala de cores encontradas nos resultados de cada ativação.

Sinal	Pressão recebida na Alça	Valores para tensão recebida em gPA	Escala em cores
+	Pequena	de 0 à 150	
++	Média	de 150 à 300	
+++	Grande	de 300 à 450	

## 6. Artigos Científicos

**Artigo 1** – Artigo em português. Será formatado de acordo com as normas da revista International Dental Journal.

### **Estudo das Tensões e Deformações da Alça Dupla Chave e sua atuação nos Bráquetes no Método dos Elementos Finitos**

*Study of Stress and Deformation of Double Key Loop and its performance in the Brackets on the Finite Element Method*

Tábitha Olicshevis Bassani<sup>1</sup>, Ana Cláudia Moreira Melo<sup>2</sup>, Augusto Andrighetto<sup>3</sup>.

1 Mestranda em Ortodontia –ILAPEO, Curitiba.

2 Mestre e Doutora em Ortodontia – Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

3 Mestre e Doutor em Ortodontia – Universidade de São Paulo- USP.

#### **Contato para correspondência de Tábitha Olicshevis Bassani:**

Endereço: Av. Antonio Munari,285- Centro- Campo Largo- PR  
CEP: 83.601-420.

Email: [tabitha.bassani@gmail.com](mailto:tabitha.bassani@gmail.com)

## **Artigo 1: Estudo das Tensões e Deformações da Alça Dupla Chave e sua atuação nos Braquetes no Método dos Elementos Finitos**

### **Resumo:**

O propósito do presente estudo foi avaliar, por meio do método dos elementos finitos, a rede de efeitos gerada nos braquetes e no arco de retração Dupla chave (DKL), após a simulação de duas ativações, as quais, clinicamente, são escolhidas de acordo com o nível de controle vertical anterior desejado durante a movimentação. Foi desenvolvido um modelo representativo de um arco DKL em aço inoxidável, com dimensões .019x.025”, inserido em braquetes, também de aço, com canaletas .022” no programa Comsol Multiphysics®. Foram feitas as simulações de ativações realizando-se o tracionamento distal do arco de maneira convencional. Esta foi realizada também sem e com a pré-ativação de 17,5 graus, obtida a partir da aproximação entre as alças de um mesmo lado. Foram observadas diferenças na distribuição e direção das tensões a partir das diferentes ativações tanto nos braquetes quanto no arco ortodôntico, incluindo a região das alças. Concluiu-se que a forma de ativação do arco de retração Dupla chave exerce influência na intensidade, distribuição e direção das tensões durante diferentes tipos de ativações na simulação da retração anterior.

Palavras-chave: Análise dos Elementos Finitos; Ortodontia; Fechamento de Espaço Ortodôntico.

## **Introdução**

Em Ortodontia, diversas são as mecânicas utilizadas para o fechamento de espaços remanescentes pós- extrações. Todavia, é importante que a técnica de eleição seja precedida de embasamento científico, utilizando-se ferramentas da física, matemática e engenharia para a ampliação do conhecimento da biofísica, buscando, dessa forma, otimizar o tratamento ortodôntico (KOENIG & BURSTONE 1989). A retração de dentes anteriores deve ser realizada minimizando-se os efeitos colaterais e o desconforto do paciente. Segundo Chakravarthy et al. o modelo ideal para o fechamento de espaço deveria compreender os seguintes aspectos: a possibilidade de combinações de retração anterior com a perda ou não de ancoragem, uni ou bilateralmente; ser um mecanismo fácil de se manusear; requerer poucos ajustes; não necessitar da colaboração do paciente; ter ótima resposta biológica; proporcionar controle de eixos corono-axiais e gerar mínimo de dano tecidual.

O arco "dupla-chave" (DKL) é umas das opções para a retração em massa dos dentes anteriores. Contendo 4 alças verticais no formato de buraco de fechadura, com 4 mm de altura e 5 mm de largura, localizadas nas proximais dos caninos, o mesmo é confeccionado em fio retangular de aço inoxidável .019" X .025" ou .021" X .025" (SUZUKI & LIMA 2001). Caracterizando-se por sua versatilidade, dependendo da manobra de ativação adotada, pode se dispor de maior ou menor controle vertical anterior durante a retração. Contudo, apesar de ser utilizado clinicamente já há algum tempo, poucos são os estudos na literatura que contemplam o comportamento mecânico deste dispositivo.

Assim, a fim de contribuir com o melhor entendimento da rede de efeitos gerada a partir da utilização do arco de dupla chave, no presente estudo, foi

realizada uma avaliação, por meio do método de elemento finito, da distribuição das tensões geradas a partir da simulação de diferentes ativações do arco DKL.

## Materiais e Métodos

O primeiro passo foi a confecção do modelo mecânico das estruturas. Com o software SolidWorks® (Waltham, Massachusetts, EUA, 2014), um arco ortodôntico com alças Dupla-Chave 019.025” de aço inoxidável 316L para o bráquete de aço, com as seguintes propriedades:

Tabela 3 Tabela das Propriedades dos bráquetes. Fonte: YAMAGUTO; HELENA; VASCONCELOS, 2005. Densidade dada pelo *Software Comsol Multyphysics*, a partir dos dados do material. Propriedades dos bráquetes . Fonte: COIMBRA ,2008. Densidade dada pelo Software Comsol Multyphysics, a partir dos dados do material.

Propriedades	Valor
M.Elasticidade arco	157,6 Gpa
M. Elasticidade Bráquete	205GPa
Densidade	7850 kg/m3
Coefficiente de Poison	0.3
Atrito	0.02

A linha média foi definida como simétrica, com Deslocamento Normal igual à zero, significando que o modelo tem liberdade de se mover para todos os lados. A próxima etapa consistiu na confecção da malha virtual dentro destas estruturas. O modelo tem o número de 10.520 elementos tetraédricos, 230 elementos prismáticos, 5.500 elementos triangulares e 184 quadrilaterais, totalizando em 10.835 elementos em 90.41 mm<sup>3</sup> de malha 10.914 graus de liberdade.

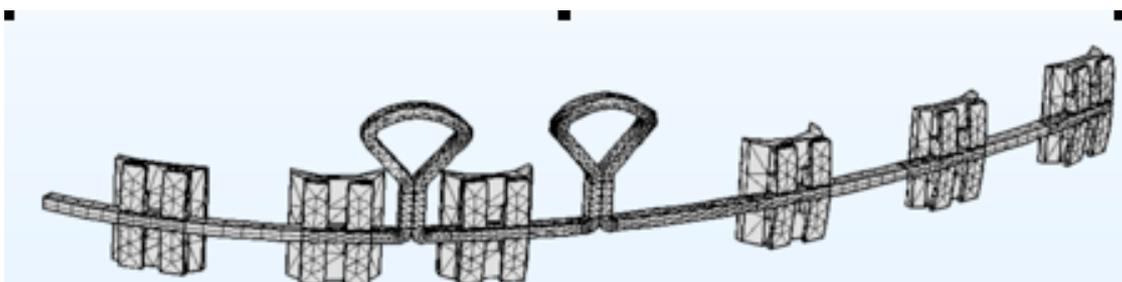


Fig 1 . Confecção da malha já refinada.

Os pares de contato entre cada haste da alça também foi estabelecido como contato sem fricção, para ocorrer a interação das estruturas. Foi adicionado a restrição de deslocamento na base interna do bráquete, deixando a estrutura do fio deslizar livremente dentro do slot.

Os testes foram rodados, O modelo foi ativado no programa Comsol Multiphysics®, Através de uma análise dinâmica transiente, não linear, uma vez que os contatos permitiam folga (CHOY 2002) , atrito de 0.02 (BRAGA 2004) e outras interações os movimentos sobre a estrutura com 1 milímetro de ativação das alças (ROTH & GRABER 2002), escolhida como a medida padrão da ativação, e para as alças conjugadas, uma resultante de 5N entre as alças foi criado para atingir o Efeito Gable visto clinicamente, de modo que o arco inserido nos braquetes de todos os dentes, menos nos anteriores, relaciona-se com estes atingindo o nível cervical dos incisivos centrais. (MOZAQUATRO 2009), convencionalmente uma medida média de 17.5 graus, uma vez que os estudos citam um efeito Gable médio entre 15 e 20 graus para outras alças. A grandeza eleita para mensurar o tracionamento distal é Newtons (N) com um vetor distal na Normal do fio. Para tensão, stress os valores são mensurados em tensão Von Misses em materiais ducteis, que é em mPa. As tendências de deslocamento foram mostrados por meio de uma escala de cores e vetores. As forças utilizadas foram magnificadas para se observar com mais detalhes o fluir das tensões e deformações através do fio (TOMINAGA 2012). As forças testadas foram de 6, 9, 12, 15 N coplanares, horizontalmente.

Os modelos foram ativados, como mostrado:

Tração distal sem alças conjugadas;

Tração distal com alças conjugadas;

A partir dessas ativações em elemento finito, foi possível qualificar e quantificar as tensões e deformações desta alça, verificando a pressão do arco exercida no bráquetes nas porções anteriores anteriores e posteriores, nas três dimensões (Eixos X, Y e Z).

## Resultados:

Para efeito didático, cada alça e bráquete foi dividida por quadrantes: Superior Direito (SD), Superior Esquerdo (SE), Inferior Direito (ID) e Inferior Esquerdo. A alça mesial recebeu a numeração de 1- 4. A alça distal, por sua vez, recebeu a numeração de 5-8. O bráquete recebeu a numeração de 9-12 ,como mostra a figura.

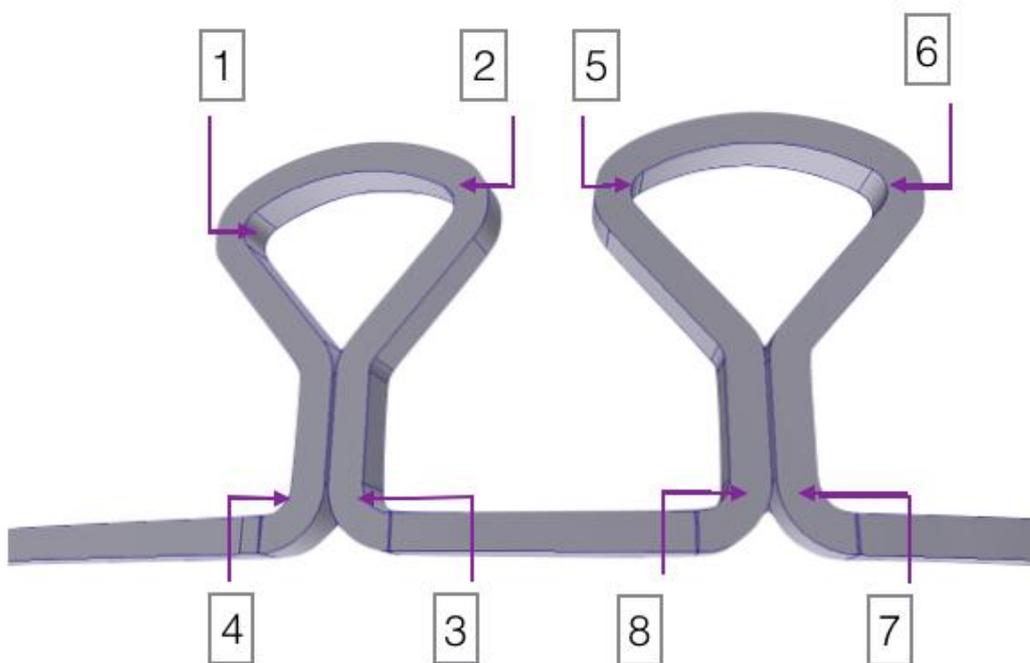


Figura 19 Alças divididas em quadrantes: Superior Direito (SD), Superior Esquerdo (SE), Inferior Direito (ID) e Inferior Esquerdo

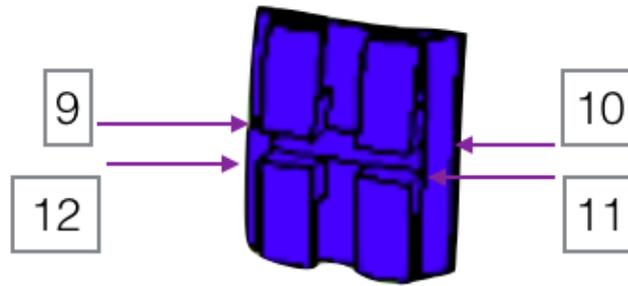


Figura 20 Bráquete dividido em quadrantes: Superior Esquerdo (9), Superior Direito (10), Inferior Direito (11) e Inferior Esquerdo (12)

Para cada quadrante, será apresentado a quantidade de pressão exercida no bráquete, sendo simbolizado pelo carácter ( + ), que variará de acordo com o valor recebido por ele, segundo a tabela:

Tabela 4 Critérios para a análise qualitativa de tensão: Caracteres de sinalização indicando o nível de tensão recebida em cada quadrante do bráquete e nas alças DKL, associada com a escala de cores encontradas nos resultados de cada ativação .

Sinal	Pressão recebida	Escala em cores
+	Pequena	
++	Média	
+++	Grande	

Nas tabelas em anexo, serão apresentados os valores máximos absolutos testados nas alças e nos bráquets e a localização da maior tensão :

Tabela 5 Tabela Qualificativa da pressão recebida pelo bráquete durante a Tração distal, com e sem alças conjugadas .

Ativação/ Áreas de Maior Tensão	Tração Distal	Tração Distal e alças conjugadas
Lateral	+	++
Canino	+++	+++
2o. Pré-Molar	+	+

Tabela 6 Diferença entre a abertura da alça mesial e distal em milímetros, durante a tração distal de 1mm, 1,5mm e 2mm, com e sem a conjugação das alças

Descolamento Distal do arco	1mm	1.5mm	2mm
<b>Com Alças Conjugadas</b>			
Deslocamento da alça Mesial	0.41499	0.6011	0.81571
Deslocamento da alça Distal	0.53037	0.79919	1.0785
<b>Com Alças Conjugadas:</b>			
Deslocamento da alça Mesial	0.2273	0.3240	0.4196
Deslocamento da alça Distal	0.3122	0.4554	0.4196
Força da Tração Distal Total utilizada	5.1163N	7.6699N	10.2420N

### Testes das ativações

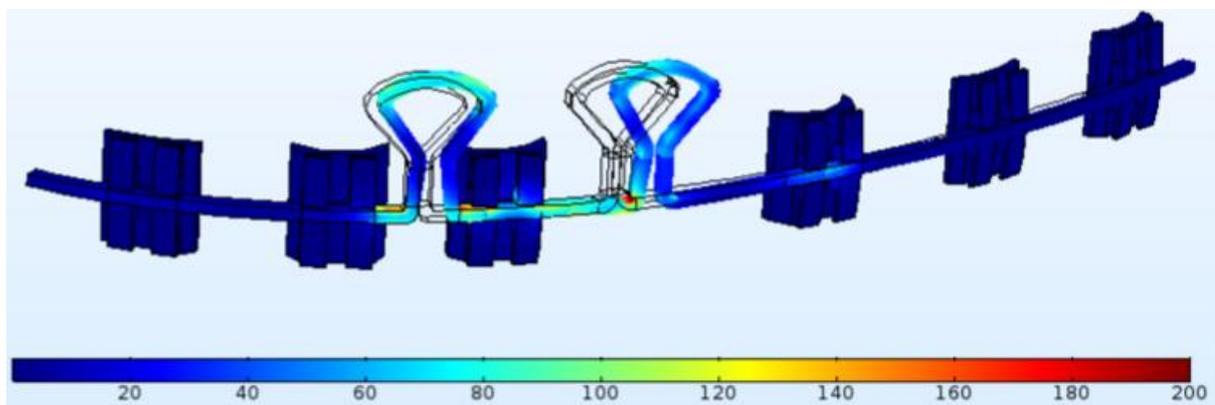


Figura 21 Amostra de uma das ativações e sua rede de efeitos de tensão e deformação na alça DKL, com o tracionamento distal

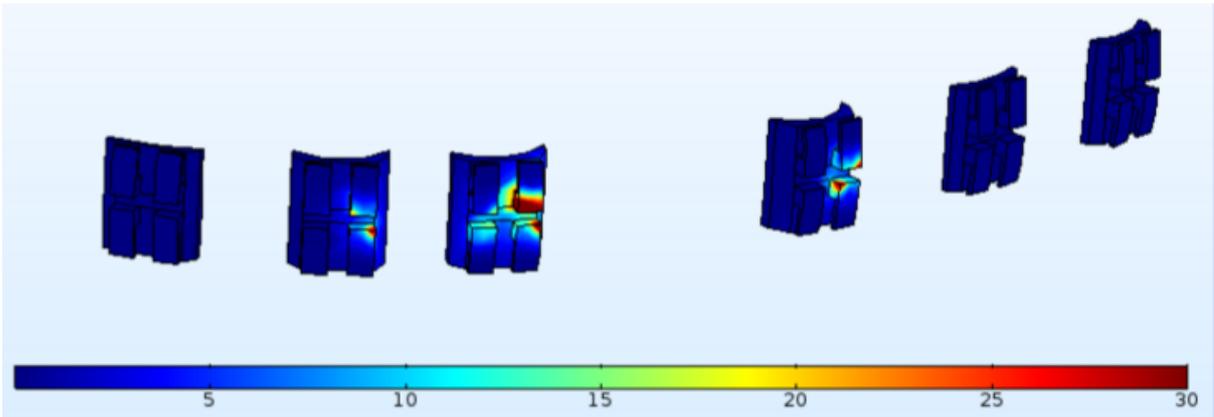


Figura 22 Amostra de uma das ativações e sua rede de efeitos de tensão e deformação nos bráquetes, com o tracionamento distal, sem a conjugação.

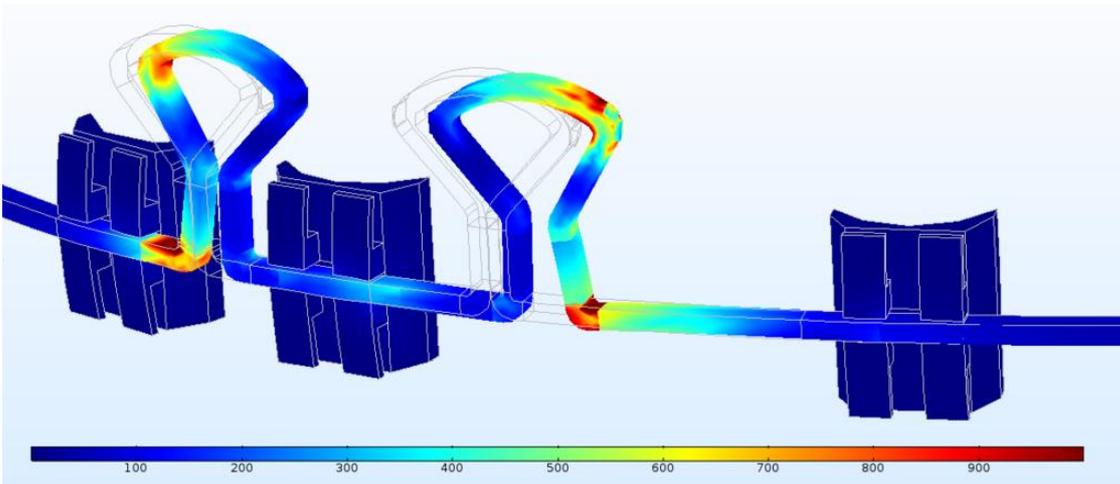


Figura 23 Amostra de uma das ativações e sua rede de efeitos de tensão e deformação no arco, com o tracionamento distal e conjugação.

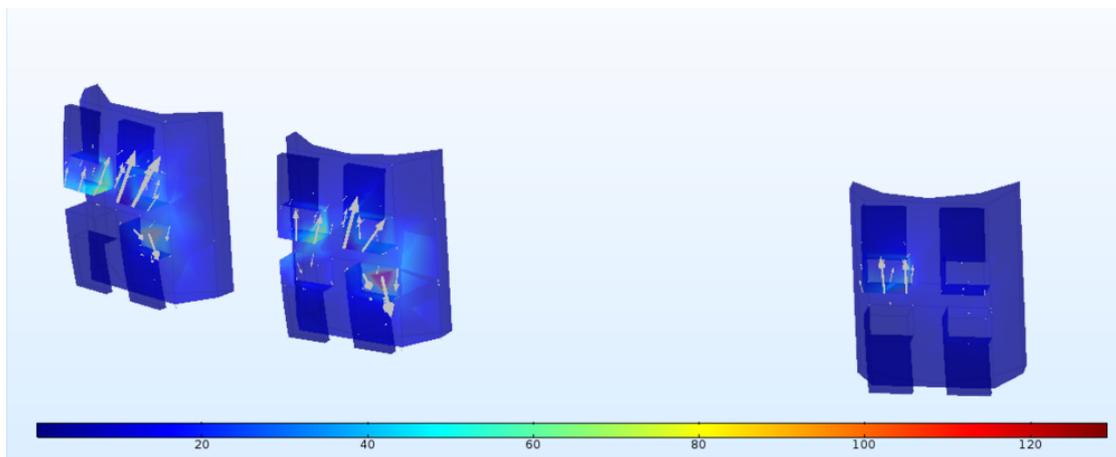


Figura 24 Amostra de uma das ativações e a tendência intrusiva ou extrusiva de cada bráquete, durante o tracionamento distal, com a conjugação das alças.

### **Da Tensão Mecânica no Fio:**

Durante a primeira fase de ativação, a tensão mecânica propaga-se da porção distal para a mesial, até se encontrarem e atingirem a porção vestibular do arco e, logo depois, retornarem e se concentrarem nas duas alças, em especial na alça distal onde claramente há um valor escalar das tensões. Inicialmente, nota-se a existência de tensões na região de molares e, já quando o teste encaminha-se para o fim, nota-se também um aumento de força na porção anterior. Sem a conjugação das alças, há maior tensão em todas as regiões de dobra de fios (área em tons de vermelho nas imagens gráficas). A região entre alças, onde encontra-se o Canino, também sofre essa transferência (área em tons de amarelo e azul nas imagens gráficas), mas o restante do arco tem as tensões bem dissipadas (área em tons de azul nas imagens gráficas).

Com a conjugação das alças, as regiões de maior tensão são semelhantes aos do arco sem a conjugação. Exceto na região entre as alças, que tem suas tensões no fio anuladas (área em tons de azul nas imagens gráficas), como se a união das alças a fizesse se comportar como uma só.

### **Da Tensão Mecânica nos Bráquetes:**

O bráquete do 2º pré- molar foi o recebeu menor tensão. O valor máximo recebido por esse bráquete foi de 0.97N no quadrante 1, sem a conjugação e 0.36N, com pico de força no quadrante 2 com a conjugação. O Lateral recebe uma leve pressão extrusiva durante o tracionamento, angulando-se mesialmente. Na tração de 1mm, esse elemento recebeu 2.16N, concentrados no quadrante 3 do bráquete, todavia, quando o arco foi conjugado, a força nesse bráquete caiu pela metade (1.08N), sendo maior no quadrante 3. O Canino, elemento que recebe maior tensão, sofre uma pressão em formato de “^”, com maior pressão no centro do bráquete, em direção de onde estaria a cervical do dente .No tracionamento de 1mm, esse elemento sofreu maior pressão no quadrante 1 (2.97N). Essa pressão dirigiu-se para o quadrante 2 (1.84N) durante a conjugação. Pela direção das setas da tendência de movimento, no tracionamento com as alças conjugadas, o canino teria uma tendência maior à servir de alavanca para que a direção das forças anteriores fosse intrusiva e, com isso, o “play” do bráquet faria esse mesmo canino ter um “tip” para mesial.

### **Do Deslocamento**

Os resultados demonstraram uma desproporção na abertura das alças. A alça distal apresenta o maior diâmetro de abertura durante todo o período de teste.(Figura 19), coincidindo com a maior área de tensão.

O arco segue um caminho pré-determinado pelo bráquete, que o impede de dobrar-se sobre si mesmo, ou de sair do plano horizontal, entretanto, claramente vê-se

a tendência de deslocamento nas alças em vários sentidos, em especial na região de canino, onde vê-se o play nas diferentes partes dos bráquets (Figura 20).

## Discussão

Na década de 90, os programas utilizados para o estudo no elemento finito em Ortodontia não estavam disponíveis ainda para computadores pessoais (HALOWETS 1998) . O estudo era bastante controverso, já que a tecnologia encontrava-se bastante deficiente. As equações matemáticas eram mais simples, lineares, bi-dimensionais e sem discos rígidos sofisticados que suportassem a interação das ferramentas e programas. Após 10 anos, Coimbra (2008) contesta Halowets (1998) , quando compara e vê respostas semelhantes laboratoriais e virtuais. O teste dos elementos finitos é considerada uma alternativa promissora para futuras pesquisas, já que a análise é feita em conjunto e/ou separada de cada força e movimento, em vários materiais e também com formas variadas . A análise depende de 02 fatores principais: a geometria do objeto e o tipo de análise, podendo conter forças, o deslocamento nos 03 eixos do plano, torções, deformações e outras respostas físicas do material. Uma ativação da alça T em MEF sofreu um desvio do momento real em apenas 2% de um corpo de teste Segundo Koenig et al. Vanderbal et al notou a representação em FEM quase idêntica à real, dentro da curva de desvio.

O diferencial de nosso estudo foi a possibilidade quantificar as forças vetoriais, sua intensidade, direção e sentido, além de analisar os componentes de forças (tração, tensão Von Misses e compressão) à cada passo da ativação, tanto no arco, como em bráquetes, por uma análise transiente- dependente de tempo- para que fosse possível observar o movimento ondulatório da força se propagado pelo arco e bráquetes. Esse fato é somente possível através do FEM. Como Techalertpaisarn (2013) mencionou em seu artigo, uma das limitações do estudo do elemento finito é que ele é feito sobre uma variedade infinita de tendências sobre como as propriedades mecânicas se desenvolvem na forma e posição das alças, sendo apenas uma

generalização das características específicas das alças lineares elásticas. Halazonetis (1997) as propriedades foram calculadas à partir de "TØ", sem levar-se em conta que os dentes alteram suas localizações e, a partir disso, há mudança da distância inter-bráquetes, da angulação dental, da posição da alça em relação ao bráquete, devendo serem refeitos os cálculos à cada mudança. Por menor que seja esse deslocamento da alça- de 2 ou 3 milímetros, em um tempo de milésimos de segundos, não realizamos as medições de cada Momento encontrado, pela impraticabilidade que exigiria essa medição vetorial. Ao invés disso, optamos por grandezas escalares, como tensão (Von Misses) e compressão. Complementando Dobranski (2014), o qual testou as ativações da DKL em um modelo fotoelástico, notando as forças anti-extrusivas que aumentam com a conjugação das alças, foi possível em nosso estudo, estabelecer valores quantitativos e qualitativos para essas forças com a conjugação das alças.

Chetan (2014) afirma que alterar o ponto de tração posterior tem pouca diferença no tipo de movimentação dentária. Ele testou em elemento finito o tracionamento com 3 alturas de mini-implantes na região de molar, mais o gancho do próprio molar; e que a movimentação permaneceu quase constante ,com leve intrusão com o aumento da altura do mini-implante. Por esse motivo, em nosso estudo, o tracionamento foi feito seguindo a Normal do fio, sendo tracionada para distal.

Chakravarthy (2014) cita que há um maior movimento de corpo, e conseqüentemente do dente , com um tip em um dente em translação. Nosso estudo mostrou que, com a conjugação das alças, essa tendência dos elementos anteriores extruírem e girarem sobre seu próprio eixo até colapsarem, é contida.

**Sobre o efeito Gable no bráquete:**

Profitt (2013) em seu livro relata que a distância inter-braquetes, que é relativa ao tamanho do bráquet e que ,com bráquetes mais largos, estes se imporiam como alavancas ,contendo o efeito Gable dessas alças, reduzindo o movimento intrusivo do arco. O mesmo ocorre com arcos mais calibrosos, que gerariam uma força maior e um momento maior seria necessário. Kamisetty (2014) reconhece as incertezas da literatura em relação ao efeito Gable incorporados às alças de retração,mas que elas aumentam o Momento onde são aplicadas e auxiliam nos movimentos adequados para uma retração eficaz. Ele teve achados semelhantes no método do elemento finito com outras alças. Para os casos estudados por ele, a angulação que mais respondeu de maneira intrusiva foi quando as angulações estavam em 20°, sendo esse método o preferível também para uma boa ancoragem. Nosso método chegou próximo à essa angulação, optando por manter essa angulação entre as angulações mais citadas na literatura (15-20°). (RABOUD et al., 2001) mencionam que a ativação ideal do Gable é bastante dependente do módulo de elasticidade, do limite elástico, do calibre do arco do material que recebe a dobra.

Nota-se em nosso estudo que a maior parte das forças estava concentrada na região das alças. Chiang mencionou que o M/F gerado pela aplicação do efeito Gable não é efetivamente transferida para os incisivos quando os loops estão em distal dos caninos , pois suas raízes robustas absorvem grande parte da Força dos sistema . Talvez por isso a dissipação de forças é tão efetiva na DKL, pois contém duas alças em cada hemiarco. Papageorgiou et al., (2015) citou que a força impressa no bráquete, advinda do arco geralmente concentra-se onde os dois se encontram, mais próximo à base e nas aletas que sofrem o “play”. Kamisetty (2014) corrobora com esse fato em nosso estudo, verificando que, entre os anteriores, o Incisivo Lateral recebe mais força do que o Incisivo Central. Nos posteriores, o 2°. Pré-molar recebe mais força intrusiva

e de “play” que os molares. Thiesen; Shimizu; Vinicius, (2013) relatam que as magnitudes de forças necessárias para movimentação dos dentes ou grupos de dentes, concluiu que a magnitude de força aproximada para as retrações dos caninos superiores seria de 150g; para os inferiores, de 120g; para os incisivos superiores, de 300g e para os incisivos inferiores, 240g e, finalmente, 600g para a retração em massa dos incisivos e caninos superiores e 480g para a retração em massa dos incisivos e caninos inferiores. Partindo do princípio de que a ativação preconizada na literatura é de 1mm e que, para essa abertura de alça encontramos os valores de 5 N (ou 500g) de tracionamento distal sem conjugação e de 9.5N (ou 950g) para o tracionamento Distal com a conjugação das alças, nota-se que os resultados obtidos pela alça DKL estão próximos pelos preconizados na literatura, desde o limite de abertura esteja entre 0.5mm e nunca ultrapasse a marca de 1mm. Lembrando que, uma vez ativada, a energia potencial fica acumulada nas hastes das alças, principalmente quando há um efeito Gable envolvido. Essa tensão (Energia) não é repassada em todos os momentos da ativação (1, 1,5 e 2mm) Por isso o armazenamento de energia gerada na continuação da abertura delas é menor, diminuindo a Carga/Deflexão do fio, imprimindo maior força excessiva nos bráquetes.

### **Da Tensão exercida no bráquete e no fio:**

Percebeu-se durante os testes de tracionamento com a conjugação das alças, que a força necessária para realizar a mesma quantidade de abertura das alças dobrou, se comparados os testes de tracionamento sem a conjugação. Todavia, os valores de tensão repassados para os bráquetes permaneceram-se quase inalterados nas duas fases. Isso mostra que, apesar de haver no DKL, um tracionamento considerado “pesado” para a ortodontia, o arco absorve grande parte dessas forças, transmitindo

uma tensão semelhante aos bráquetes, independente da conjugação feita, alterando-se apenas os pontos onde essas resultantes são aplicadas no bráquete. Papageorgiou (2015) corrobora com este fato, quando ele mensurou o stress que era transmitido pelo arco ao braquete, adesivo, dente, ligamento e osso. Ele constatou que boa parte dessas forças é dissipada e não transmitida inteiramente ao material de contato.

Sendo os arcos industrializados, supõe-se que a produção padronizada eliminaria uma série de variáveis, oriundas da confecção manual, que poderiam interferir nas propriedades físico-mecânicas, tornando possível a obtenção de resultados mais fidedignos quanto à força de ativação das alças. Não se pode afirmar que o arco imprimirá um torque específico nos bráquetes, mas que houve uma torção no arco que variou entre 2 e 14°. Essa torção foi percebida nos bráquetes, em especial na conjugação das alças, de modo a pressionar o bráquete de uma maneira que o desejasse intruir.

## 7. CONCLUSAO

O uso de técnicas avançadas mais atuais, como a do método do elemento finito presente na engenharia da computação, nos permite refinar as concepções pré-existentes, por meio de uma análise mais analítica, nos permitindo criar essas representações visuais simplificadas, mas com uma matemática complexa, nos ajuda a vislumbrar as ativações e adquirir informações sobre a física envolvida no processo. Através desse estudo, pode-se quantificar e qualificar a rede de efeitos da Alça Dupla-Chave, além de comprovar o leve efeito intrusivo desta, quando as alças mesial e distal são conjugadas .

Referências:

5.2. Artigo 2 – Artigo em português. Será formatado de acordo com as normas da revista Comsol Multiphysics.

Estudo das Tensões e Deformações da Alça Dupla Chave através dos Elementos Finitos

*Study of Stress and Deformation of Double Key Loop on the Finite Element Method*

Tábitha Olicshevis Bassani<sup>1</sup>, Ana Cláudia Moreira Melo<sup>2</sup>, Augusto Andrighetto<sup>3</sup>.

<sup>1</sup> Mestranda em Ortodontia –ILAPEO, Curitiba.

<sup>2</sup> Mestre e Doutora em Ortodontia – Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

<sup>3</sup> Mestre e Doutor em Ortodontia – Universidade de São Paulo- USP.

**Contato para correspondência de Tábitha Olicshevis Bassani:**

Endereço: Av. Antonio Munari,285- Centro- Campo Largo- PR

CEP: 83.601-420.

Email: [tabitha.bassani@gmail.com](mailto:tabitha.bassani@gmail.com)

## Artigo 2. Estudo das Tensões e Deformações da Alça Dupla Chave através dos Elementos Finitos

T.O.Bassani<sup>1</sup>, T.Bassani<sup>2\*</sup>, A.Andrighetto<sup>1</sup>, Bertoldo Schineider Jr<sup>2</sup>  
1- ILAPEO, Curitiba, Brasil  
2 - UTFPR, Curitiba, Brasil

### Resumo:

O presente estudo avalia o arco ortodôntico de retração dupla chave através do método dos elementos finitos, visualizando as tensões e deformações geradas por sua ativação. O objetivo desse estudo foi complementar as análises clínicas e laboratoriais com simulações das tensões no arco, e bráquetes durante o processo de ativação do arco. Tais informações auxiliam o profissional de ortodontia durante o tratamento para minimizar os efeitos colaterais da retração. O estudo baseou a geometria do modelo utilizado em um paciente com o tratamento ortodôntico finalizado, tendo seu formato de dentes simplificado através de cilindros elípticos. Com base nos dentes desse paciente modelou-se o arco, e bráquetes virtualmente na plataforma COMSOL<sup>®</sup>. Com os gráficos de distribuição de tensões observa-se a tensão do arco sendo transferida para os dentes incisivos e parte dessas tensões sendo armazenadas nas alças de forma desigual, principalmente na alça distal e depois na alça mesial.

**Palavras-chave:** Elementos Finitos, modelagem, Ortodontia, Alça Dupla Chave.

Na ortodontia uma força excessivamente desproporcional aplicada à arcada dentária de forma incorreta gera efeitos colaterais graves, como a reabsorção das raízes dentais até a perda dos dentes [Reitan, 1974]. Esse estudo estuda as forças aplicadas ao arco e bráquetes para realização da retração dos dentes anteriores [Dobranski, 2014]. Essa retração é utilizada quando tamanho dos dentes é maior que o espaço na arcada, então se remove elementos dentais, e retraem-se os dentes até o completo fechamento desse espaço [Proffit, 2012]. Esse procedimento demanda força aplicada durante a ativação do arco em sua proporção correta, por isso a importância de se saber os limites dessa força aplicada, com o objetivo de eliminar, ou ao menos minimizar os efeitos colaterais indesejáveis com a reabsorção óssea dos dentes. Dessa forma embasa-se a prática clínica com ferramentas físicas e matemáticas auxiliando o tratamento através da biofísica (Burstone, 2000).

O arco ortodôntico estudado é a alça de dupla chave com quatro alças verticais de 4 mm de altura por 5 mm de largura. Essas alças estão localizadas nas faces proximais do Canino no formato de uma fechadura (Roth, 2002) (DKL - Double Key Hole) em um arco



**Figura 1.** Confecção inicial do modelo, incluindo cilindros que ilustram os dentes, bráquets e o arco com alça Dupla-Chave

### 1. Introdução

retangular de aço inoxidável 0.019'' por 0.025'' (Suzuki 2001), essas alças são

utilizadas na ortodontia para retrair os dentes anteriores após exodontias.

O estudo com método dos elementos finitos simulou a abertura de 0,5 , 1 e 1,5mm de cada alça (Pulter,2006 ) aplicação de 10 N de força na parte posterior do arco no sentido de retração da arca dentária. Através desta visualizamos as tensões e deformações do arco. Assim, realizou-se o calculo de distribuição das forças de cada bráquetes sobre o aparato ortodôntico (Chetan 2014).

## 7. Metodologia

Na fase inicial do estudo modelamos uma arcada dentária tridimensional de um paciente em fase de finalização, através de sua tomografia computadorizada. O próximo passo foi simplificar a estrutura da arcada com cada dente representado por um cilindro elíptico com mesmo perímetro do dente modelado através da tomografia computadorizado. A seguir modeladas a estrutura dos bráquetes e o arco ortodôntico DKL. As características do arco utilizado corresponde-se as características do aço inoxidável, e sua geometria é de 0.019'' por 0.025'', a canaleta do bráquetes possui uma geometria de 0.022'' por 0.027'' com suportes modelados segundo Arici, (1998), como

assumindo a simetria de movimento e comportamento elástico linear isotrópico do modelo. Aplicando a força de 5 N no período de em 500 μs de tempo na parte posterior do arco observamos uma abertura de 0.6 milímetro de abertura entre as alças DKL.

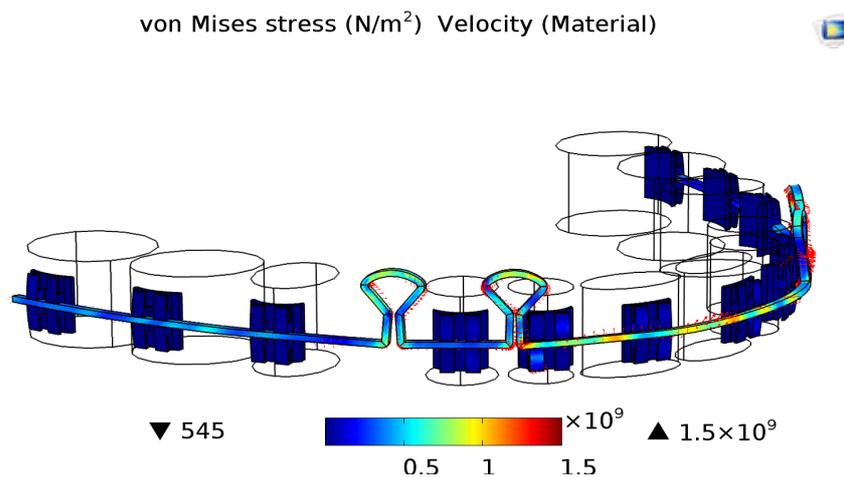
O contato entre canaleta-arco ortodôntico foi configurado com um coeficiente de atrito de 0.02 (Braga, 2004). Essa interação é descrita na literatura como interação bráquete-fio com uma pequena folga de 0.02 mm (Tominaga,2012). Dessa forma os testes foram rodados, aplicando 5N com planar horizontal em cada uma das extremidades do arco em uma visão lateral (Figura 2) e frontal (Figura 3) do arco.

## 3. Equações Governantes

A tensão no arco é aplicada em suas extremidades posteriores, assim através da equação abaixo se calcula a sua distribuição no corpo do arco ortodôntico:

$$\tau = \sigma n \quad (1)$$

$$\begin{pmatrix} \tau_x \\ \tau_y \\ \tau_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix} \quad (2)$$



**Figura 2.** A propagação da tensão mecânica através do arco, com uma força de 5N aplicada nas duas extremidades do arco

observa-se na figura 1. Em um segundo passo construímos as malha segundo o modelo com 71,359 elementos tetraédricos (4 nós) de nós da malha, e volume de 3,398 mm<sup>3</sup>. O modelo possui 74,494 graus de liberdade,

Na equação  $t$  é a força distribuída em N/m<sup>2</sup>,  $\sigma$  seu tensor, e por final a superfície do corpo é expressa pela sua normal  $n$ . Os componentes  $n_x$ ,  $n_y$  e  $n_z$  representam o vetor normal  $n$  à

superfície  $t$  com seus respectivos componentes  $t_x$ ,  $t_y$  e  $t_z$  cujo critério é o equilíbrio das forças nele aplicado. Representa-se a direção do vetor força pela tensão através do tensor. Considerando as tensões em um corpo deformado, isola-se um elemento infinitesimal de um volume de dimensões  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$ .

Essas deformações infinitesimais são calculadas pelo vetor  $\varepsilon$  na equação descrita abaixo:

do arco e, logo depois, retornarem e se concentrarem nas duas alças, em especial na alça distal onde claramente há um maior armazenamento de forças. Nota-se também o fato de haver bastante tensão na região de caninos e, já quando o teste encaminha-se para o fim, notamos também um aumento de força na porção anterior.

von Mises stress (N/m<sup>2</sup>) Velocity (Material)

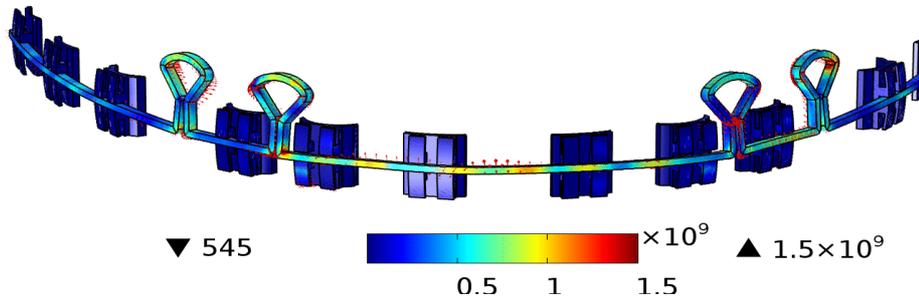


Figura 3. Visão frontal da ativação. Tensão concentrada nas alças

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ 2\varepsilon_{xy} \\ 2\varepsilon_{xz} \\ 2\varepsilon_{yz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \partial/\partial x & 0 & 0 \\ 0 & \partial/\partial y & 0 \\ 0 & 0 & \partial/\partial z \\ \partial/\partial y & \partial/\partial x & 0 \\ \partial/\partial z & 0 & \partial/\partial x \\ 0 & \partial/\partial z & \partial/\partial y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix} \quad (3)$$

Nela vetor deslocamento  $u$  nas direções dos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  são representados pelos respectivos componentes  $u_x$ ,  $u_y$  e  $u_z$ .

### 3. Resultados

#### 3.1. Da Tensão Mecânica

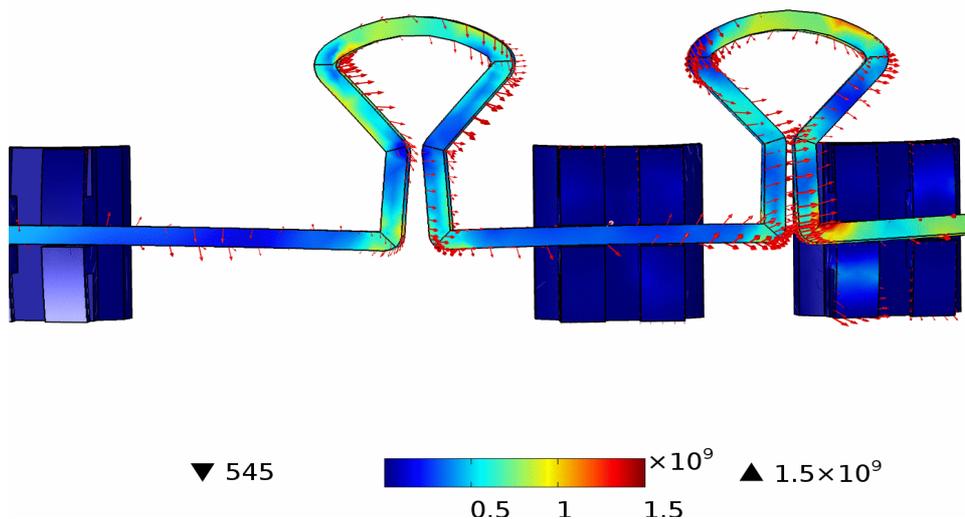
Durante a primeira fase de ativação, as ondas de força mecânica foram observadas se propagando da alça distal para alça mesial, até se encontrarem e atingirem a porção vestibular

#### 3.2 Do Deslocamento

Os resultados demonstraram uma desproporção na abertura das alças. A alça distal apresenta o maior diâmetro de abertura durante todo o período de teste.(Figura 4), coincidindo com a maior área de tensão.

O arco segue um caminho pré-determinado pelo bráquete, que o impede de dobrar-se sobre si mesmo, ou de sair do plano horizontal, entretanto, claramente vê-se a tendência de deslocamento nas alças em vários sentidos, em especial na região anterior, onde o fio apresenta um torque vestibular.

### 6. Discussão



**Figura 4.** Início da abertura das alças provocada pela força de 5N aplicada nas extremidades do arco e sua tendência ao deslocamento. Nota-se que as alças abrem-se de maneiras diferentes.

Badawi, 2009 cita que a predição em método dos elementos finitos é difícil por ser considerado um sistema indeterminado, já que sistemas com mais de dois pontos não podem ser analisados teoricamente, nem diretamente resolvido em forças balanceadas. Em contraponto, Vanderbal et al notou a representação em elementos finitos quase idêntica à real, por estar dentro da curva de desvio. O fato contrário que Badawi relatou tem sido cada vez mais relevante, graças aos novos softwares que disponibilizam o sistema de forças em três dimensões e à nova gama de estudos que têm diferenciado as estruturas dentais e ósseas, aproximando-se cada vez mais da realidade.

Contudo, é bom lembrar que, quer seja um teste laboratorial, quer seja um modelo preditivo e até um estudo de caso clínico, divergências vão ocorrer, uma vez que no sistema biológico, nenhum paciente é igual ao outro. Uma vez tendo em mente que por mais próximo do real que possa ser os testes e resultados, essas são ainda alegorias, representações. Devemos ter em mente que qualquer teste é complementar e que a junção destes faz-nos chegar mais próximos da realidade e relevar nossas limitações.

## 7. Conclusão

O uso de técnicas avançadas mais atuais, como a do método dos elementos finitos nos permite refinar as concepções odontológicas pré-existentes, por meio de uma análise mais analítica e que nos permite tratar a movimentação ortodôntica de uma forma menos empírica. A capacidade de se criar essas

representações visuais simplificadas, mas com uma matemática complexa, nos leva também compreender melhor a biomecânica nas movimentações e adquirir informações sobre a física envolvida em um processo antes visto como apenas clínico, acrescentando uma nova dimensão para a pesquisa odontológica.

## 8. Referências

1. Reitan, K., 1974. Initial tissue behavior during apical root resorption. *Angle Orthodontist*, 44(1), p.68-82.
2. Suzuki H, Lima RS. Arco de Retração Anterior Dupla-Chave (DKH-Parker). *Ortodontia*, São Paulo, v34, No.1 ,p.73-78. Jan/abr 2001
3. Dobranszki, A, José Henrique Vuolo, Flaminio Levy Neto, Hideo Suzuki, Jurandir Antônio Barbosa, and NPDC
3. Dobranszki. 2009. Estudo fotoelástico do controle vertical com o arco de dupla chave na técnica Straight wire. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial* 14, no. 4: 123-128.
4. Proffit, WR, Fields HW, Sarver DM. *Ortodontia Contemporânea*. Elsevier. 5a. Ed. 2012; 570-581
5. Burstone CJ. Orthodontics as a science: the role of biomechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2000;117(5):598-600.
6. ROTH, R. H. Treatment mechanics for the straight wire appliance. In: GRABER, T. M.; SWAIN, B. F. *Orthodontics: current principles and techniques*. St. Louis: C. V. Mosby, 1985. p. 665-716.

7. PULTER, MJ. **Caracterização mecânica e microestrutural de alças ortodônticas pré-fabricadas e destinadas ao fechamento de espaços**. Dissertação. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial .2006

8. Braga CP, Vanzin GD, Marchioro EM, Beck JC. Avaliação do coeficiente de atrito de bráquetes metálicos e estéticos com fios de aço inoxidável e beta- titânio. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. Maringa, v9, n6, p.70-83, nov/dez 2004

9. Vanderby R Jr, Burstone CJ, Solonche DJ, Ratches JA. Experimentally determine force systems from vertically activated orthodontic loops. Angle Orthod 1977;47:272-9

10. Badawi, Hisham M et al. "Three-dimensional orthodontic force measurements." American Journal of Orthodontics and Dental Orthopedics 136.4 (2009) : 518-528.

11. Chetan S, Keluskar KM, Vasisht VN, Ravankar S. En-masse Retraction of the Maxillary Anterior Teeth by applying Force from Four Different Levels- A Finite Element Study. 2014;8(9):26-30.

12. Tominaga JY, Ozaki H, Chiang PC, Sumi M, Tanaka M, Koga Y, Bourauel C, Yoshida N. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding meaperres: A 3-dimensional finite element study. AJO-DO. 2014 Ago. 146 (2);166-74. 9.

## 9. Agradecimentos

Agradecemos à UTFPR e à Ilapeo pelo apoio e auxílio ao desenvolvimento do trabalho

## 8. Bibliografia

1. Arici S. Orthodontic braquets ( a literature review). *Türk Ortod Derg.*1998; 11(2): 175–87.
2. Badawi HM, Toogood RW, Carey JPR, Heo G, Major P. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J of Orthod and Dentofac Orthop.* 2009; 136 (4):518-28.
3. Bisol GK, Rocha R. Laboratorial study of the cuspid's retraction timing and tipping effects during space closure, using the segmented arch technique. *Dental Press J Orthod.* 2010;15(1): 53–64.
4. Braga CP, Vanzin GD, Marchioro EM, Beck JCP. Avaliação do coeficiente de atrito de braquetes metálicos e estéticos com fios de aço inoxidável e betatitânio. *Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2004; 9 (6):70-83.
5. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod.* 1976;70(1):1-19.
6. Cecilio, E. Estudo comparativo da ação biomecânica de alças ortodônticas confeccionadas em fios retangulares. [Tese].São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia;2006.
7. Chakravarthy CN, kumar PK. “Loops in orthodontics”—a review. *Indian J Mednodent Allied sci.* 2014; 2(1), 57-63.
8. Chen J, Buloccea I, Katona TR, Ofner S. Complete orthodontic load systems on teeth in a continuous full archwire: the role of triangular loop position. *Am J Orthod and dentofac Orthop.*2007;132(2).1–8.
9. Chen J, Isikbay SC, Brizendine EJ. Quantification of three-dimensional orthodontic force systems of t-loop archwires. *Angle Orthod.*2010;80(4):566-70.
10. Chetan, S.Keluskar KM, Vasisht VN, Revankar S. En-masse retraction of the maxillary anterior teeth by applying force from four different levels – a finite element study. *J Clin Diagn Res.* 2014; 8(9):26-30.
11. Chiang PC, Koga Y, Tominaga J, Ozaki H, Hamanaka R, Sumi M, et al. Effect of gable bend incorporated into loop mechanics on anterior tooth movement: comparative study between en masse retraction and two-step retraction. *Orthod waves,* 2015; 74(3):55-61.
12. Choy K, Pae EK, Kim KH, Park YC, Burstone CJ. Controlled space closure with a statically determinate retraction system. *Angle Orthod.* 2002;72(3):191-8.
13. Coimbra ME, Penedo ND, de Gouvea JP, Elias CN, de Souza MTA, Coelho PG. Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. *Am J of Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132 (2): 1-8.
14. Dobranszki A, Vuolo JH, Levy Neto F, Suzuki H, Barbosa JA, Dobranski NPDC. Estudo fotoelástico do controle vertical com o arco de dupla chave na técnica straight wire. *Rev Dental Press de Ortod Ortop Facial.*2009; 14(4):123-8.

15. Gac international inc. Catálogo 11 - português. Bohemia, 2001. Garner.
16. Halazonetis D. Ortho bytes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(6): 657-58.
17. Hayashi K, Araki Y, Mizoguchi I. Nonlinear large-deflection analysis of orthodontic wires. *Angle orthodontist.* 2004; 74 (1):112-7.
18. Kamisetty, Supradeep Kumar, N. Raghuvver, N. Rajavikram, and N. Chakrapani, Dwaragesh and Praven. 2014. Evaluation of effects and effectiveness of various  $\alpha$  and  $\beta$  angulations for three different loop made of stainless steel arch wires - A FEM study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 8, no. 7: 33-37.
19. Kanashiro L. Estudo das formas e dimensões transversais dos arcos ortodônticos determinados por meio de três categorias diferentes de pontos de referência. [Tese].São Paulo: Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia, 2006.
20. Koenig HA, Burstone CJ. Force systems from an ideal arch- large deflection considerations. *Angle Orthod.* 1989; 59(1):11-6.
21. Mozaquatro R. Avaliação das propriedades elásticas dos modelos de arcos dupla chave parker e dupla chave versátil. [Dissertação].São Paulo: Instituto e Centro de Pesquisa São Leopoldo Mandic;2009.
22. Papageorgiou, Spyridon N, Ludger Keilig, Istabrak Hasan, Andreas Jäger, and Christoph Bourauel. 2015. Original article Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances : a finite element analysis: 1-8.
23. Pulter MJ. Caracterização mecânica e microestrutural de alças ortodônticas pré- fabricadas e destinadas ao fechamento de espaços. [Dissertação]. Curitiba: universidade tecnológica federal do paraná - utfpr. Programa de pós-graduação em engenharia elétrica e informática industrial .2006.
24. Reitan K. Initial tissue behavior during apical root resorption. *Angle Orthod,* 1974. 44(1):68-82.
25. Roth RH graber TM VJR. Livro Ortodontia - princípios e técnicas. 3a. Ed. Rio de janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 634-44.
26. Shimizu RH. Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares. [Dissertação]. Araraquara. Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho- UNESP; 1995.
27. Shimizu RH, Sakima T, Pinto AS, Shimizu IA. Estudo dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para o fechamento de espaços. *J Bras Ortod Orthop Facial.* 2002;7(41):371-87.
28. Shroff B, Yoon WM, Lindauer SJ, Burstone CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three- piece base arch. *The angle orthod.*1997;67(6):455-61.
29. Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part II. *Am J of Orthod Dentofac Orthop.* 1997; 112 (5): 487-95.

30. Soares JA. Modelamento da operação de puncionamento utilizando o critério de falha dúctil. [Dissertação].Curitiba: Universidade Federal do Paraná. Mestrado em Engenharia Mecânica; 2009.
31. Suzuki H, Lima RS. Arco de retração anterior dupla chave (dkh-parker). *Ortodontia SPO*. 2001;34(1): 73-8.
32. Techalertpaisarn P, Versluis A. Mechanical properties of opus closing loops, L-loops, and T-loops investigated with finite element analysis. *Am J of Orthod Dentofac Orthop*. 2013; 143 (5): 675-83.
33. Techalertpaisarn P Versluis A. How do mechanical responses at closing loop ends vary when loop position changes? A systematic analysis of vertical, T-, and L-loops. *Oral Sci Int*. 2013; 10 (2): 58-64.
34. Thiesen G, Shimizu RH, Valle CVM, Valle Corotti KM, Pereira JR, Conti PCR. Determination of the force systems produced by different configurations of tear drop orthodontic loops. 2013; 10 (2): 58-64.
35. Tominaga J, Chiang P, Ozaki H, Tanaka M, Koga Y, Bourauel C. Effect of play between bracket and archwire on anterior tooth movement in sliding mechanics: A three-dimensional finite element study. *Journal of Dental Biomechanics*. *J Dent Biomech* 2012 3: DOI: 10.1177/1758736012461269.
36. Yamaguto OT, Helena M, Vasconcelos, . Determinação das medidas dentárias méso-distais em indivíduos brasileiros leucodermas com oclusão normal. *Rev Dental press ortodon ortop facial*. 2005; 10(5):99-107.



Anexos:

**Raciocínio 1:**

Como foi calculada a área :

	Conjugação da Alças				
mm	0.5	1	1.5	2	2.5

Se Pressão é Força sobre área (P= F/A)

Então , para calcular a área exata de aplicação das forças, tendo a pressão dada pelo stress, temos então

$f_{tot}/stress = -0.102326mm^2$  de área, podendo assim então converter os resultados em somente Newtons ou Gramas , arredondamos a área para  $0.10mm^2$

**Raciocínio 2:**

Como foi realizada a conversão de Unidades:

	Pressão	(stress base )								
M	15.00	30.00	45.00	50.00	75.00	100.00	125.00	150.00	175.00	200.00
Pa	150000	300000	450000	500000	750000	1000000	1250000	1500000	1750000	2000000
	00.00	00.00	00.00	00.00	00.00	00.00	00.00	00.00	00.00	00.00

	Força					
N	1	2	5	7	10	15
g	100	200	500	700	1000	1.500
		0.5mm	1mm	2mm		
<b>FDistal total</b>	-5.1163	-7.6699	-10.2420			

p= pressao
d= displacement
f=força



### Raciocínio 3

Displacement: Da proporção de deslocamento de cada alça de acordo com a força :

O quanto de deslocamento as alça mesial e distal deslocaram distalmente ,quando houve um deslocamento da parte distal, mostrando que há um deslocamento desigual entre as alças .

Com a força média de 5,7,10, 12.5, 15 e 17N, a quantidade de abertura que ocorreu:

	1mm	1.5mm	2mm
<b>DMesialLoop</b>	0.41499	0.6011	0.81571
<b>DDistalLoop</b>	0.53037	0.79919	1.0785
<b>DDistal</b>	0.99626	1.4928	2.0288

### Raciocínio 4 :

#### NA ATIVACAO DISTAL:

A força total Distal medida na parte distal do arco, em N e a força que foi repassada para o bráquet do **lateral esquerdo** e a quantidade de força que cada quadrante recebeu.

Força Distal total	-5.1163	-7.6699	-10.242
<b>F22</b>	0.2834	0.4189	0.572025
<b>F22Q1</b>	0.0024007	0.00827275	0.010221
<b>F22Q2</b>	0.240455	0.345425	0.469325
<b>F22Q3</b>	1.094225	1.608775	2.166375
<b>F22Q4</b>	0.022644	0.03322	0.04482

A força total Distal medida na parte distal do arco em N e a força que foi repassada para o bráquet do **Canino** e a quantidade de força que cada quadrante recebeu.

Força Distal total	-5.1163	-7.6699	-10.242
<b>F23</b>	0.842925	1.142025	1.43115
<b>F23Q1</b>	2.36065	3.10075	6.1095
<b>F23Q2</b>	0.722375	4.01775	1.440825
<b>F23Q3</b>	1.780325	2.156875	2.97875
<b>F23Q4</b>	1.3416	0.172485	0.7035

A força total Distal medida na parte distal do arco em N e a força que foi repassada para o bráquet do **Primeiro pré –molar** e a quantidade de força que cada quadrante recebeu.

Força Distal total	-5.1163	-7.6699	-10.242
<b>F25</b>	0.442475	0.5016	1.289125
<b>F25Q1</b>	0.2196775	0.092385	0.036215
<b>F25Q2</b>	0.08266	0.1868875	0.9717
<b>F25Q3</b>	0.015398	0.027305	0.302825
<b>F25Q4</b>	0.167555	0.0719375	0.0051485

### **NA ATIVAÇÃO DISTAL COM ALCAS CONJUGADAS :**

A força total Distal medida na parte distal do arco, em N e a força que foi repassada para o bráquet do **lateral esquerdo** e a quantidade de força que cada quadrante recebeu.

<b>F22</b>	0.1252175	0.1858575	0.247555	0.3029	0.363825	0.424
<b>F22Q1</b>	0.11697	0.178265	0.2416075	0.3062	0.369875	0.437075
<b>F22Q2</b>	0.414825	0.615175	0.8141	1.002675	1.18965	1.377225
<b>F22Q3</b>	0.620275	0.86815	1.086325	1.26215	1.420125	1.547325
<b>F22Q4</b>	0.004261	0.00506825	0.00524375	0.00403175	0.00313275	0.001268675

A força total Distal medida na parte distal do arco em N e a força que foi repassada para o bráquet do **Canino** e a quantidade de força que cada quadrante recebeu.

<b>F23</b>	0.741775	0.56785	0.737475	0.870525	1.108675	1.2827
<b>F23Q1</b>	0.401	0.63775	0.935725	1.55075	1.9016	1.996
<b>F23Q2</b>	0.9812	1.4555	1.845425	2.49005	3.30725	3.96225
<b>F23Q3</b>	0.853825	1.219425	1.5431	1.612325	2.028825	2.433725
<b>F23Q4</b>	0.379475	0.586575	0.681025	0.428875	0.1479275	0.136165

A força total Distal medida na parte distal do arco em N e a força que foi repassada para o bráquet do **Primeiro pré –molar** e a quantidade de força que cada quadrante recebeu.

<b>F25</b>	0.514175	0.777425	1.002275	0.90025	1.46675	2.85575
<b>F25Q1</b>	0.2139125	0.314075	0.362575	0.645275	1.374425	1.610675
<b>F25Q2</b>	0.09658	0.1528	0.19193	0.27485	0.32625	0.416525
<b>F25Q3</b>	0.069445	0.096605	0.1237625	0.222275	0.343125	0.497375
<b>F25Q4</b>	0.0577275	0.06529	0.000602425	0.089915	0.09128	0.01862875

	0.5	1	1.5	2
T.distal	-5.1115	-7.674	-10.231	
TD conj	-10.231	-12.786	-15.342	-17.898
Suzuki				

1º. Paragrafo- metodologia

2º.p. Nao há igual- na alça Bull, a área de maior tensão era... no nosso..

analisar 1º. O arco e depois o bráquete

3º. A diferença entre arco conjugado e nao conjugado (chiang, Gable)

**Figuras Principais: ( imprimir do Google Drive e anexar no trabalho)**