



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

ANÁLISE NUMÉRICA E EXPERIMENTAL DO
COMPORTAMENTO MECÂNICO DE FIOS
ORTODÔNTICOS

EDSON ANTONIO FERREIRA

Belo Horizonte, 1 de março de 2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Edson Antonio Ferreira

**ANÁLISE NUMÉRICA E EXPERIMENTAL DO
COMPORTAMENTO MECÂNICO DE FIOS
ORTODÔNTICOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação Em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos para Obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof.Dr. Carlos Alberto Cimini Junior

Co-Orientador: Prof.Dr. Estevam Barbosa de Las Casas

DEMEC – UFMG

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

Ano 2010



Universidade Federal de Minas Gerais
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 - Belo Horizonte – MG
Tel.: +55 31 3499-5145 - Fax.: +55 31 3443-3783
www.demec.ufmg.br - E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**ANÁLISE NUMÉRICA E EXPERIMENTAL DO
COMPORTAMENTO MECÂNICO DE FIOS
ORTODÔNTICOS**

EDSON ANTONIO FERREIRA

Tese apresentada para a Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, para a Obtenção do Título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Prof. Dr. Carlos Alberto Cimini Junior - (UFMG) - Orientador

Prof. Dr. Estevam Barbosa Las Casas – (UFMG) – Co-Orientador

Profa. Dra. Tulimar Pereira M. Cornacchia - (UFMG) -Examinadora

Profa. Dr. Maria Christina Thomé Pacheco - (UFES) – Examinadora

Prof. Dr. Nuno Ferreira Rilo - (UC) – Examinador

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Dr. Carlos Alberto Cimini Junior, por toda atenção. Pelo apoio e por sempre acreditar na possibilidade real de sucesso deste trabalho.

Ao Professor Dr. Estevam Las Casas, a quem admiro pelo seu empenho, dedicação à pesquisa e sua forma de ser amigo.

Ao Prof. Dr. Nuno Ferreira Rilo, da Universidade de Coimbra, pela imensurável disponibilidade e que não poupou esforços para me auxiliar.

Ao Professor Dr. Martin Geiger, da Universidade de Ulm, pela valiosa colaboração e pela forma tranqüila de falar das limitações de nossas pesquisas.

À Professora Dra. Maria Christina Thomé Pacheco, da Universidade Federal do Espírito Santo, meu muito obrigado sempre.

À Professora Dra. Ana Maria Gontijo Figueiredo, que participou da qualificação desta tese e que me ajudou muito com suas opiniões sempre objetivas.

À Professora Dra. Tulimar Pereira Machado Cornacchia pela receptividade no Grupo de Biomecânica, e por me incentivar a seguir esse caminho na Engenharia.

Aos professores: Alexandre Bracarense e Antonio Ferreira Àvila do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais e José Luis e Rogério Leal e José Domingos do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra, pelos ensinamentos e apoio demonstrados.

Aos colegas Kunkel e Mrudula pelo gratificante convívio e amizade cultivados no Instituto de Pesquisas Biomecânicas da Universidade de Ulm.

À Sandra e à Dora, secretárias do DEMEC-UFMG, que encurtaram as distâncias entre Vitória e Belo Horizonte, e que não pouparam boa vontade às minhas solicitações.

À Isabel, secretária do DEMEC-UC, pelo apoio e consideração.

À colega Anita, pela dedicação e presteza, ao assumir meu consultório durante minha ausência.

À Márcia, Gírlene e Monique, sempre muito prestativas.

À Andressa, Marcus, Ana e Maíra, colegas de trabalho do OralCentro, pelo estímulo e colaboração durante todo este período.

Aos meus irmãos: Karla (com seu jeito delicado de ser forte), Hudson (com seu jeito carinhoso de ser prático) e Cristiano (com seu jeito prático de ser irmão), pelo fundamental apoio de sempre. Com vocês, como irmãos, fica tudo menos difícil.

A CAPES e à FAPEMIG pelo apoio concedido.

À tia Antônia e ao Davison pela força.

E a todos que, direta e indiretamente, contribuíram de algum modo para a realização deste trabalho.

E, sobretudo, é claro, a Deus.

Dedico essa Tese a duas gerações:

Aos meus pais: Toninho e Bequinha, que dedicam a vida a seus filhos e netos, pelo inesgotável amor, pela presença e pelo apoio incondicional em cada etapa de nossas vidas. Vocês são meus exemplos.

E aos meus sobrinhos: Pedro Lucas (PePê) e Maria Luiza (Malu), que são fontes de amor, e transformam a vida de cada um da nossa família. Vocês são minhas fontes de esperança.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi estudar as variáveis envolvidas no comportamento mecânico dos fios ortodônticos utilizando a associação da metodologia convencional de experimentos laboratoriais com a metodologia de simulações numéricas computacionais pelo método dos elementos finitos. Para alcançar os objetivos propostos foram realizadas seis etapas de investigação: na primeira, foram realizados experimentos laboratoriais de fios ortodônticos de aço inoxidável e titânio-molibdênio seguindo as especificações da Norma ISO 15841/2006; na segunda etapa, foram realizadas simulações numéricas para verificar a possibilidade dos modelos computacionais reproduzirem os testes experimentais; na terceira etapa, realizaram-se simulações variando o módulo de elasticidade e as dimensões dos fios, dentro de limites de tolerância especificados na norma; na quarta etapa, experimentos laboratoriais foram conduzidos, com a inclusão de dois e três *brackets*, para verificar a influência desta alteração nos resultados; na quinta etapa foram realizadas simulações computacionais com a inclusão dos *brackets*, novamente para verificar a representatividade dos modelos computacionais; e na sexta e última etapa, uma série de estudos paramétricos foi realizada, utilizando-se simulações numéricas computacionais para verificar a influência dos seguintes parâmetros: altura dos *brackets*, largura dos *brackets*, desenhos dos *brackets*, diferentes coeficientes de atrito entre as superfícies dos *brackets* e dos fios, e a inclusão de mais dois *brackets* nos ensaios, totalizando cinco *brackets*. Os resultados são apresentados, comparados e discutidos. Os dados obtidos demonstraram a capacidade de representação do problema físico real dos experimentos pelos modelos computacionais e o grande potencial dessa metodologia como ferramenta de estudos do comportamento mecânico dos fios ortodônticos. Os resultados dos estudos paramétricos realizados demonstraram que tanto o aumento da altura dos *brackets* como a utilização de desenhos de *brackets* com paredes arredondadas e a redução da sua largura produziram a diminuição dos esforços gerados pelos fios. O contrário aconteceu com o aumento da largura dos *brackets*, o aumento do coeficiente de atrito entre as superfícies e a inclusão de cinco *brackets* no sistema, que aumentaram os esforços gerados.

Palavras Chave: fios ortodônticos, simulações numéricas, testes experimentais.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DE LITERATURA	12
2.1. Tratamento ortodôntico	12
2.1.1. Movimento dentário fisiológico	12
2.1.2. Movimentos dentários sob a ação de forças ortodônticas	13
2.1.2.1. Tipos de movimento dentário	15
2.1.2.2. Movimento de inclinação	15
2.1.2.3. Movimento de verticalização	16
2.1.2.4. Movimento de translação	17
2.1.2.5. Movimento de torque	17
2.1.2.6. Movimento de rotação.....	18
2.1.2.7. Movimento de extrusão	19
2.1.2.8. Movimento de intrusão.....	20
2.1.3. Força ótima ou ideal	20
2.1.4. Fases de um tratamento ortodôntico	24
2.2. Histórico dos materiais metálicos utilizados em Ortodontia	27
2.3. Aparelho Ortodôntico.....	27
2.3.1. Fios Ortodônticos	36
2.3.2. <i>Brackets</i> ortodônticos	54
2.3.3 Normas para Testes em fios ortodônticos	56
2.3.4 Referenciais de rigidez dos fios ortodônticos.....	62
2.4 Método dos Elementos Finitos	66
2.4.1 Considerações básicas	66
2.4.2 Processos de Validação e Verificação	73
2.4.3 Quantificação das Incertezas das medições.....	76
3 OBJETIVOS	78
4 METODOLOGIA	79
4.1 Experimentos – Parte I – Norma ISO 15841/2006	79
4.2 Simulações - Parte I - Norma ISO 15841/2006	84
4.3 Simulações – Parte II – Limites de Tolerância	86
4.4 Experimentos - Parte II – Inclusão de <i>brackets</i>	87

4.5 Simulações – Parte III – Inclusão de <i>brackets</i>	88
5 RESULTADOS	92
5.1 Experimentos – Parte I – Norma ISO 15841/2006	92
5.2 Simulações - Parte I – Norma ISO 15841/2006	93
5.3 Simulações – Parte II – Limites de Tolerância	95
5.4 Experimentos –Parte II – Inclusão de brackets	99
5.5 Simulações – Parte III – Inclusão de brackets	99
5.6 Simulações – Parte IV – Estudos Paramétricos	100
6 ANÁLISE DOS RESULTADOS E DISCUSSÃO	103
6.1 Análise Qualitativa	105
6.2 Análise Quantitativa	110
7 CONCLUSÕES	126
8 ABSTRACT	128
9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	129
10 ANEXO 1	135

1 INTRODUÇÃO

Dentre os objetivos da Ortodontia estão a função, a estética e a estabilidade das posições dentárias. E a forma mais comum de atingir esses objetivos é a aplicação de esforços sobre os dentes através de fios encaixados em *brackets*.

Os esforços transmitidos aos dentes, durante os tratamentos, devem ser bem conhecidos pelo ortodontista (magnitude, direção e sentido) para proporcionarem resposta de movimentação dentária o mais previsível possível e respeitarem os limites fisiológicos das estruturas dentais e periodontais.

O controle cuidadoso dos esforços aplicados sobre os dentes é cada vez mais reconhecido como condição essencial para alcançar os objetivos propostos durante os tratamentos ortodônticos e, para que isso seja possível, o conhecimento das propriedades mecânicas dos fios utilizados torna-se fundamental, sobretudo a relação força/flexão do fio (Quintão, 2000).

Nos últimos 40 anos muitos trabalhos se propuseram a estudar este assunto (relação força/flexão dos fios ortodônticos) principalmente porque já nos anos 70 estavam disponíveis fios de diferentes ligas (ouro, aço inoxidável, cobalto cromo, titânio molibdênio, níquel titânio) e diferentes dimensões.

Existem especificações para testes para obtenção das propriedades dos fios utilizados em Ortodontia, podendo-se citar a Norma de No. 32 da ADA (*American Dental Association*) ou Associação Americana de Odontologia, publicada em 1977, e a Norma ISO de No. 15841 da ISO (*International Standardization Organization*) Organização Internacional para Padronização, publicada em 2006.

Num futuro bem próximo, estarão disponíveis comercialmente ainda mais tipos de fios ortodônticos, como os de compósito reforçados com fibras de vidro, que prometem mimetizar as propriedades dos fios de aço inoxidável pela variação do volume de fibras de vidro incorporado e prometem ainda uma excelência estética, exigência cada vez mais presente nos tratamentos ortodônticos.

Devido a essa grande variabilidade de fios que já estão disponíveis e à grande possibilidade de evoluções importantes, nos fios ortodônticos, nos próximos anos, faz-se necessário um estudo comparativo dos fios atualmente disponíveis de forma mais elaborada.

Apesar dos trabalhos realizados na Norma antiga serem muito úteis, ainda hoje, no processo de seleção de fios ortodônticos, torna-se eminente a necessidade de comparações dos fios à luz das normas atuais.

Além disso, apesar da grande quantidade de trabalhos sobre fios nos últimos anos, pouco se sabe sobre a quantidade de força gerada por cada fio em cada situação, mesmo dentro dos limites toleráveis pelas Normas. E, quando se obtém tais informações, poucas condições de comparação, entre os trabalhos, são oferecidas, já que os estudos apresentam condições diferentes dos ensaios da Norma ISO 15841 e poucos são aqueles que fazem referência aos resultados com este tipo de ensaio.

Tendo em vista a necessidade de se conhecer melhor os fios ortodônticos disponíveis, testados em condições na Norma e em condições mais próximas das situações de trabalho dos fios na cavidade oral, com este trabalho pretende-se se realizar estudo experimental e numérico a fim de investigar o comportamento dos fios quando testados segundo a Norma ISO 15841/2006 e verificar através da versatilidade e praticidade do método dos elementos finitos a influência de diversos fatores na rigidez à deflexão dos fios ortodônticos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Tratamento ortodôntico

O tratamento ortodôntico busca, entre outros objetivos, alcançar equilíbrio entre a saúde bucal, estética e função e, ainda, propiciar a estabilidade da correção ortodôntica, realizada em harmonia com o crescimento e desenvolvimento crânio-facial. O equilíbrio e a harmonia das partes que constituem a face, como a estrutura óssea, as arcadas dentárias e os tecidos moles adjacentes, requerem muita atenção para se chegar ao resultado ideal em cada paciente.

Intervir no sistema estomatognático significa interagir com um complexo de forças que em grande parte determinam a direção e a duração do crescimento facial, as posições dos dentes e a eficácia da oclusão. Essas forças podem ser agrupadas como: (a) naturais ou intrínsecas – aquelas relativas a própria musculatura bucal como por exemplo a força exercida pela língua durante a deglutição atípica, e (b) artificiais ou extrínsecas – aquelas relativas a agentes externos à musculatura bucal ou ocasionadas de maneira artificial, como por exemplo as forças induzidas por aparelhos ortodônticos ou por sucção digital (PROFFIT, 1992).

2.1.1. Movimento dentário fisiológico

O movimento dentário fisiológico ocorre quando os dentes mudam sua relação com as diversas partes anatômicas do crânio, o que é observado com o passar dos anos à medida que a dentição se desenvolve. Esta mudança de posição é devida a alterações tissulares que estão associadas com o crescimento das partes adjacentes e também, pela atividade celular dentro das estruturas de suporte do dente estimulado pela função normal dos elementos dentários.

Reações tissulares, no âmbito da Ortodontia, são caracterizadas pelas mudanças histológicas ocorridas ao longo do ligamento periodontal (células, fibras de suporte, capilares e nervos) e, particularmente, no osso alveolar localizado em torno de um dente que tenha sido movimentado com finalidade ortodôntica.

O movimento dentário fisiológico designa, primariamente, o leve movimento de inclinação experimentado pelo dente durante a função mastigatória e, secundariamente, o movimento do dente de uma pessoa jovem, durante e após a irrupção. A migração dentária em jovens e adultos é sempre relacionada a mudanças teciduais definitivas que podem ser observadas em cortes histológicos. O novo tecido depositado durante esta migração apresenta várias fases de evolução, uma vez que a formação do osso passa por três estágios seqüenciados a saber: (1) Formação de osteóide - produzido pelos osteoblastos, é encontrado em todas as superfícies ósseas onde está havendo nova deposição. Como não apresenta sinais de calcificação, o osteóide não é absorvido por osteoclastos; (2) Formação de osso fasciculado - a partir do instante em que surgem os primeiros sinais de calcificação, o tecido recebe a denominação de osso fasciculado. Quando este alcança uma certa espessura e maturidade as partes deste osso reorganizam-se e formam o osso lamelado, e (3) Formação de osso lamelado – apresenta fibrilas finas em sua matriz. A lâmina dura reaparecerá subseqüentemente como uma linha radiopaca muito fina.

Esta seqüência é, em princípio, a mesma que se observa na formação óssea que se segue ao movimento dentário induzido pela pressão imposta pelo aparelho ortodôntico. Sendo a intensidade das forças ortodônticas maior, é importante ressaltar que a recuperação dos tecidos se faz de forma mais demorada, residindo aí a principal diferença entre o movimento dentário fisiológico e o ortodôntico (GRABER E VANARSDALL, 1994).

2.1.2. Movimentos dentários sob a ação de forças ortodônticas

Sob a ação de forças ortodônticas, basicamente não existem grandes diferenças de comportamento em relação aos tecidos e células envolvidos no movimento dentário fisiológico. Contudo, como os dentes são movidos mais rapidamente durante o tratamento ortodôntico, as mudanças teciduais produzidas por forças ortodônticas são conseqüentemente mais extensas e marcantes. Esta diferença também está refletida no tempo mais longo necessário para o início da formação de osso em áreas previamente reabsorvidas após a aplicação de forças ortodônticas.

Um período de 4 a 5 dias é necessário para que uma tensão trativa possa produzir formação óssea em áreas previamente reabsorvidas durante o movimento dentário fisiológico. Para a movimentação dentária promovida por forças ortodônticas o tempo necessário é de 8 a 10

dias. Este acréscimo de tempo indica que existe uma diferença entre as mudanças teciduais fisiológicas e aquelas ocasionadas por movimentação ortodôntica.

A aplicação de forças ortodônticas leves resulta em reabsorção óssea direta nos pontos em que ocorre compressão (FIG.2.1). Uma reabsorção óssea direta é ocasionada por osteoclastos que são formados diretamente ao longo da superfície óssea na área correspondendo às fibras periodontais comprimidas. Para que essa reabsorção ocorra, as fibras devem ser comprimidas somente em certa extensão, sem causar hialinização. Como regra, considera-se que a reabsorção direta não ocorre durante o estágio inicial do movimento dentário.

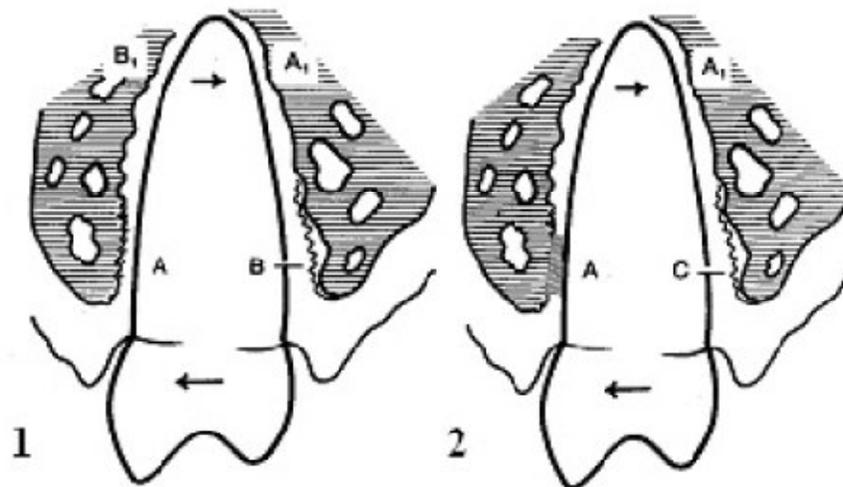


FIGURA 2.1 – Reações ósseas. 1- inclinação com reabsorção óssea direta em A e formação de osteóide em B. 2 - na maioria dos casos o movimento dentário é iniciado pela formação de uma área de célula livre em A e novo osteóide formado em C. A1 e B1 representam os lados de compressão e de tração respectivamente na região apical.

FONTE - modificada de GRABER e VANARSDALL, 1994.

Simultaneamente com as mudanças que ocorrem no lado de compressão, haverá inicialmente uma proliferação celular que será seguida por deposição de tecido osteóide no lado em que atua uma tensão trativa. As numerosas células novas existentes neste lado, sob tração são distintas e estão, freqüentemente, organizadas em uma zona de proliferação contendo cadeias de osteoblastos (GRABER E VANARSDALL, 1994).

2.1.2.1. Tipos de movimento dentário

Os dentes, durante uma correção ortodôntica, estão sujeitos aos seguintes tipos de movimentos: inclinação, verticalização, translação, torque, rotação, extrusão e intrusão.

2.1.2.2. Movimento de inclinação

A inclinação é um movimento coronário em torno de um eixo que se encontra próximo ao ápice radicular. Uma força exercida sobre a coroa do dente fará com que ele se desloque para o lado oposto ao da aplicação da força. Desta forma, o ligamento periodontal fica submetido à seguinte situação: a) na região radicular, tração do lado oposto à força e compressão do lado da força; b) na região próximo à coroa, tração do lado da força e compressão do lado oposto à força. Como consequência da compressão, o osso alveolar sofre uma reabsorção, e do lado da tração haverá uma aposição óssea. Estes fenômenos tendem a manter constante a espessura do ligamento alvéolo-dentário (FIG. 2.2).

A capacidade de adaptação deste ligamento a diferentes forças que nele incidem é a chave de todos os movimentos ortodônticos. A qualidade, quantidade e velocidade dos movimentos variam proporcionalmente com a intensidade da força aplicada sobre o dente. PROFFIT (1992) afirmou que a força ótima para o movimento de inclinação é de 50 a 75g.f (QUADRO 2.1).

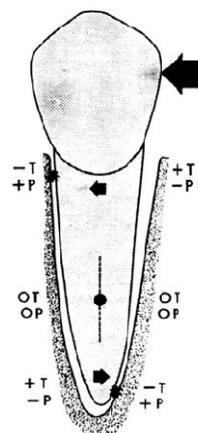


FIGURA 2.2 – Inclinação simples - A raiz roda em torno de um eixo sobre o ponto de apoio resistente entre as áreas gengival e apical. Efeitos de pressão e tensão são maiores na área do eixo de movimento do dente, diminuindo a zero na área oposta ao eixo de rotação.

FONTE - modificada de THUROW, 1972.

QUADRO 2.1

Forças ótimas para o movimento dentário ortodôntico

Tipo de movimento	Força* (g.f)
Inclinação	50 – 75
Movimento de corpo (translação)	100 – 150
Verticalização	75 – 125
Rotação	50 – 75
Extrusão	50 – 75
Intrusão	15 – 25

* Valores dependendo em parte do tamanho do dente; valores menores aproximados para os incisivos, valores mais altos para dentes posteriores.

2.1.2.3. Movimento de verticalização

É um movimento bastante semelhante ao de inclinação no qual a coroa permanece estática enquanto o ápice se desloca (FIG.2.3). Muito empregado durante a fase de fechamento de espaço de exodontia. Durante este movimento, devido à aplicação da força ser exercida sobre o ápice do dente, gera uma região de atrito entre o mesmo e a crista alveolar, que pode resultar em reabsorção radicular. Segundo PROFFIT (1992) a força ótima para o movimento de verticalização é de 75 a 125g.f (QUADRO 2.1).

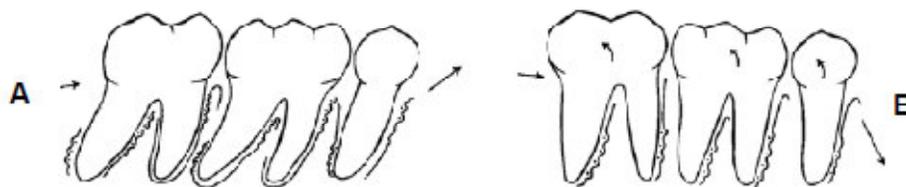


FIGURA 2.3 – Movimento de verticalização - A, dentes inclinados para mesial; B, dentes verticalizados.

FONTE - modificada de GRABER e VANARSDALL, 1994.

2.1.2.4. Movimento de translação

É um movimento perpendicular ao longo do eixo do dente. A raiz se desloca exatamente à mesma distância que a coroa (FIG.2.4).

Ainda segundo PROFFIT (1992) considera-se que a força ótima para o movimento de translação é de 100 a 150g.f (QUADRO 1.1).

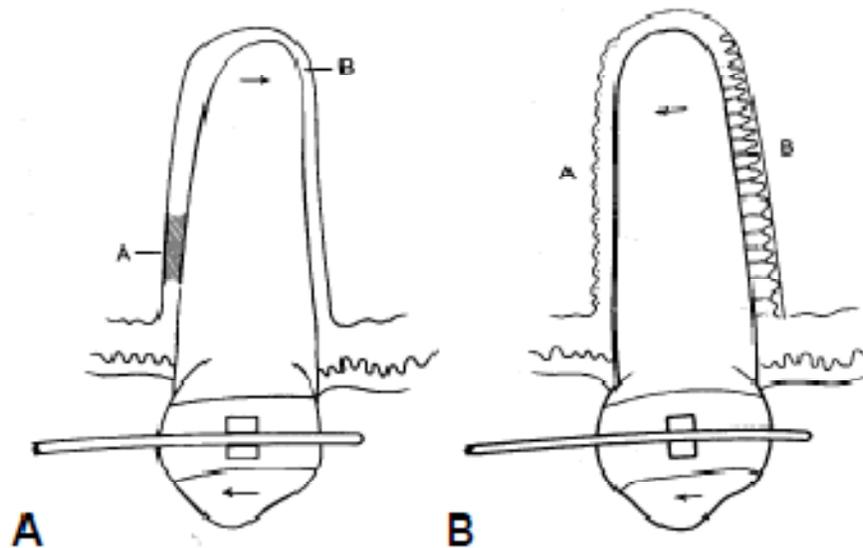


FIGURA 2.4 – Movimento de translação – AA, tecido hialinizado; AB, compressão inicial leve como resultado da inclinação do dente. B, Verticalização gradual causada por reabsorção óssea aumentada. BA, reabsorção óssea no lado de compressão; BB, deposição óssea no lado de tração.

FONTE - modificada de GRABER e VANARSDALL, 1994.

2.1.2.5. Movimento de torque

Durante este movimento o ponto de apoio ou centro de rotação situa-se no bráquete ou em outro acessório qualquer utilizado. Graças à composição das forças aplicadas, a raiz se desloca, enquanto que a coroa se mantém fixa (FIG. 2.5).

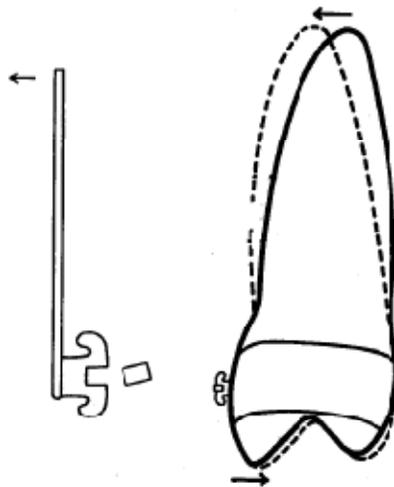


FIGURA 2.5 – Movimento de torque - Primeiro pré-molar superior
 FONTE - modificada de GRABER e VANARSDALL, 1994.

O torque pode ser: (a) Anterior - corresponde ao movimento efetuado sobre os incisivos para que, ao final do tratamento, estes tenham uma relação aceitável entre si e com o restante da face do paciente, e (b) Posterior - não apresenta índices preestabelecidos por nenhum autor no que diz respeito à composição facial. É incorporado a um ou mais dentes do segmento posterior com o intuito de alcançar melhor intercuspidação. Quanto ao sentido de deslocamento da raiz, o torque pode ser chamado de radículo-vestibular ou radículo-lingual.

2.1.2.6. Movimento de rotação

É o movimento do dente em torno de seu eixo longitudinal. Consiste na aplicação de duas forças de sentido contrário e com a mesma intensidade (FIG. 2.6). A correção das rotações, embora não seja o mais difícil dos movimentos a ser realizado, provavelmente é o mais difícil de ser contido após o tratamento, pois o grupo de fibras gengivais é o responsável pelas recidivas neste tipo de movimento.

PROFFIT (1992) afirmou que a força ótima para o movimento de rotação é de 50 a 75g.f (QUADRO 2.1).

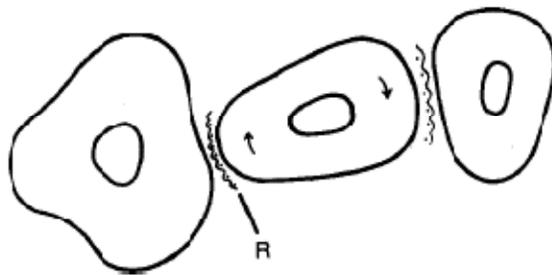


FIGURA 2.6 – Movimento de rotação

FONTE - modificada de GRABER e VANARSDALL, 1994.

2.1.2.7. Movimento de extrusão

É o movimento mais fácil de ser promovido, pois desloca o dente no sentido de sua irrupção (FIG.2.7).

PROFFIT (1992) afirmou que a força ótima para o movimento de extrusão é de 50 a 75g.f (QUADRO 2.1).

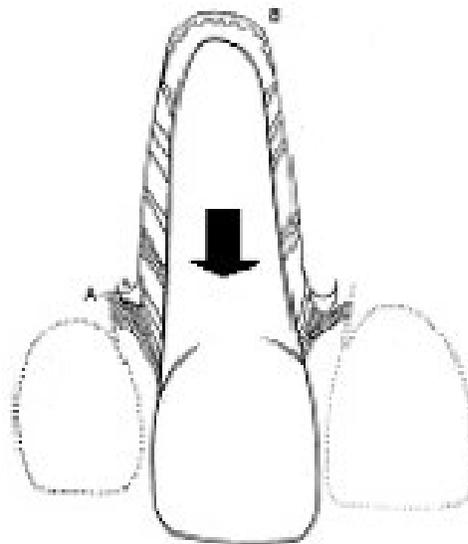


FIGURA 2.7 – Movimento de extrusão

FONTE - modificada de GRABER e VANARSDALL, 1994.

2.1.2.8. Movimento de intrusão

Processo de troca de posição de um dente em relação a seus vizinhos, obtida por um movimento de reimplantação do dente contra o alvéolo (FIG. 2.8). PROFFIT (1992) afirmou que a força ótima para o movimento de intrusão é de 15 a 25g.f (QUADRO 2.1).

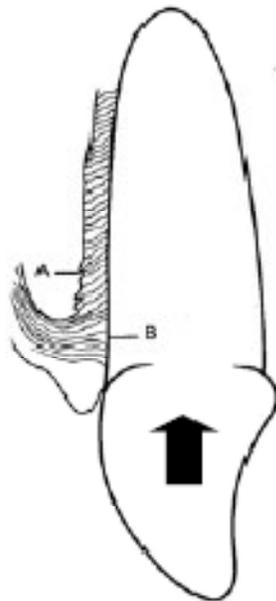


FIGURA 2.8 – Movimento de intrusão

FONTE - modificada de GRABER e VANARSDALL, 1994.

2.1.3. Força ótima ou ideal

Sob o ponto de vista clínico, uma força ótima é aquela que produz uma taxa rápida de movimento dentário sem implicar em desconforto para o paciente ou dano tecidual (perda de inserção óssea e reabsorção de raiz). Sob o ponto de vista histológico uma força ótima é aquela que produz um nível de tensão no ligamento periodontal que: (a) mantém a vitalidade dos tecidos por toda sua extensão e que (b) induz uma resposta celular máxima (aposição e reabsorção). Forças ótimas, portanto, produzem reabsorção direta do processo alveolar.

Segundo GRABER e VANARSDALL (1994), desde que forças ótimas não requerem algum período de tempo para reparo, aparentemente tais forças podem atuar continuamente.

Segundo GRABER e VANARSDALL (1994) o movimento dentário é definido como sendo o deslocamento do dente por unidade de tempo, sendo usualmente medido em milímetro por hora, dia ou semana. As taxas de médias diárias podem ser estabelecidas dividindo-se o deslocamento absoluto pelo número de dias durante os quais as medidas foram feitas. A tendência de tais métodos é de definição de curvas com taxas suaves de movimentação, eliminando a flutuação na taxa que poderia ser observada a cada dia. Para propostas práticas, se não é possível medir aumentos diários dos movimentos, taxas médias de movimento dentário podem ser usadas.

De acordo com GRABER e VANARSDALL (1994), duas possíveis relações entre taxa de deslocamento e força podem ser estudadas. A primeira relaciona a magnitude da força e o deslocamento dentário em valores absolutos. A segunda tenta estabelecer a relação entre tensão-deformação (força por unidade de área e deslocamento por unidade de comprimento respectivamente) no ligamento periodontal com o deslocamento dentário. Até mesmo o melhor método experimental é limitado pelo fato de que valores de tensão-deformação devem ser calculados por métodos matemáticos não podendo ser obtidos por experimentos in vivo.

Conforme os relatos de GRABER e VANARSDALL (1994), a dificuldade de se correlacionar forças e movimento dentário é causada pelo grande número de variáveis que podem influenciar a taxa de movimentação dentária. Forças no tecido conjuntivo operando através da gengiva e fibras transeptais ou forças da língua, musculatura peribucal e músculos da mastigação podem alterar o sistema de forças que atua sobre um elemento dentário. Por estas razões, não é ainda possível afirmar, com precisão, quais seriam as relações entre a força atuante e o deslocamento dentário promovido.

Um gráfico típico correlaciona taxa de movimentação dentária e tempo (FIG.1.9). Três fases do movimento dentário podem ser diferenciadas: (a) Fase inicial, b) Fase de redução do movimento e c) Fase pós-redução do movimento.

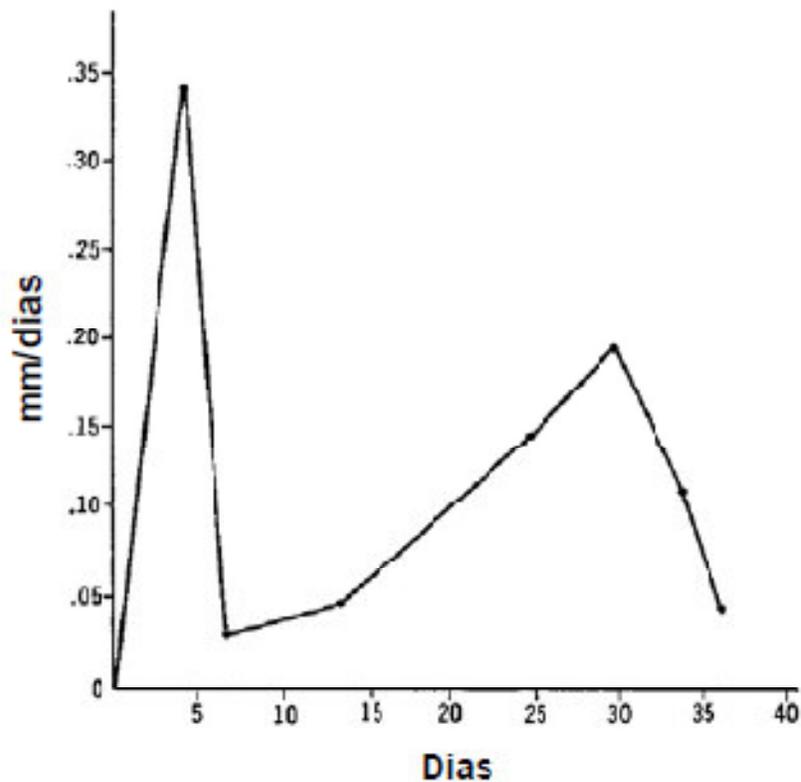


FIGURA 2.9 – Movimento dentário - Gráfico típico no qual a relação do movimento é plotada como o número de dias após a aplicação de uma força contínua (125g). A relação é dada para o fechamento recíproco de um diastema entre dois incisivos centrais.

FONTE - modificada de GRABER e VANARSDALL, 1994.

A fase inicial é caracterizada por um período de movimentação rápida e normalmente dura alguns poucos dias. A rapidez do deslocamento e seu início imediatamente após a aplicação da força no dente sugerem que o movimento dentário nesta fase representa, em uma maior proporção, o deslocamento de um dente no espaço periodontal.

Imediatamente após a fase inicial, uma fase de redução do movimento é observada durante a qual o dente não move ou tem relativamente uma baixa taxa de deslocamento. Algumas explicações podem ser postuladas para explicar este período. Foi sugerido que esta fase é

produzida pela desvitalização (hialinização) do ligamento periodontal nas áreas de tensão máxima e que nenhum movimento dentário ocorrerá até que esta área desvitalizada seja removida por processos celulares. Uma outra explicação para este período poderia se relacionar com o tempo requerido para o osso compacto mais espesso da lâmina dura ser absorvido, sendo, conseqüentemente a taxa de movimentação dentária reduzida. A terceira fase do movimento dentário ocorre quando a taxa de movimento aumenta novamente, gradualmente ou de forma repentina.

Em estudos relativos a taxas de movimentação dentária, a maior variação na resposta para sistemas de forças relativamente idênticos é significativa. Isto não é surpresa uma vez que a magnitude da força imposta ao dente é uma dentre as muitas variáveis que determinam o seu deslocamento. Se forças constantes forem impostas a um dente, esperar-se-ia que o mesmo se movesse a uma taxa constante por todo o processo alveolar. Determinações clínicas, no entanto, mostram a variação de taxa, não apenas durante as fases inicial e de redução do movimento, mas também durante o movimento subsequente do elemento dentário.

Uma questão crítica em terapia ortodôntica tem sido a relação entre a magnitude de força e a taxa de movimento dentário. Na FIG. 1.10, taxas médias de movimentos dentários são plotadas contra um número de dias após inserção de aparelho de força contínua. Comparando-se a aplicação de uma força de 10g com uma de 200g imposta em um incisivo central, uma resposta inicial semelhante é observada.

Forças leves seriam capazes de mover os dentes de forma mais gradual, enquanto que forças mais intensas se relacionariam com interrupção do movimento, seguida de uma movimentação rápida. A complexidade das mudanças teciduais, tanto quanto a interveniência de um grande número de variáveis, sugere que há dificuldades inerentes em se postular qualquer relação simples entre magnitude de força e taxa do movimento dentário.

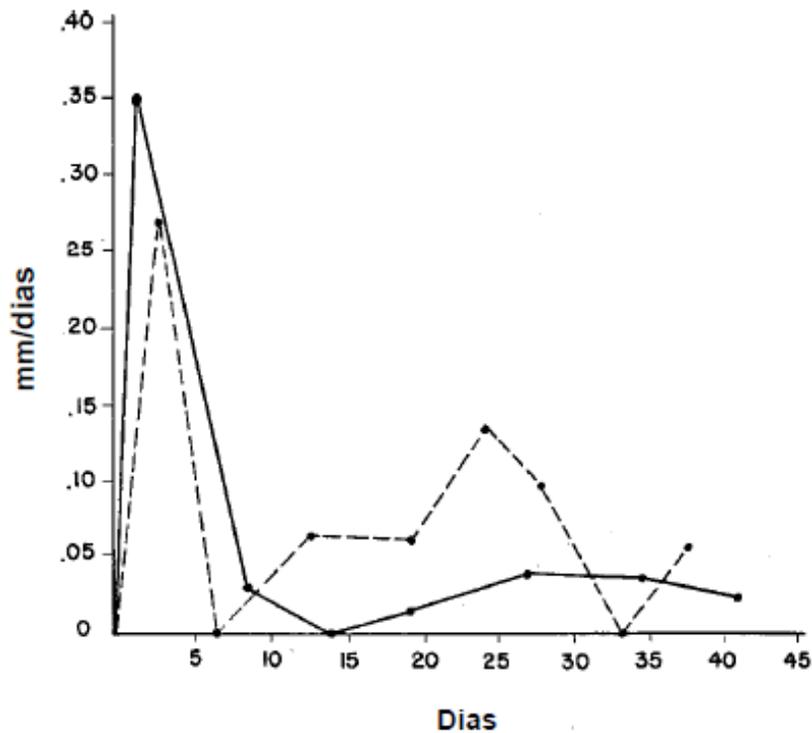


FIGURA 1.10 – Movimento dentário e aplicação de força - Relação do movimento dentário com aplicações de forças diferentes. Linha pontilhada, 200g; linha sólida, 10g. Relações dadas por fechamento recíproco de um diastema entre dois incisivos centrais
 FONTE - modificada de GRABER e VANARSDALL, 1994.

2.1.4. Fases de um tratamento ortodôntico

ACKERMAN e MUSICH (1975) afirmaram que em qualquer técnica Edgewise, há quatro fases básicas: (1) Fase de alinhamento e nivelamento; (2) Fase de trabalho ou fase do movimento dentário ativo; (3) Fase de estabilização, e (4) Fase de finalização.

Já PROFFIT (1992) afirmou que os estágios que compreendem um tratamento ortodôntico completo são três: (1) alinhamento e nivelamento; (2) correção da relação molar e fechamento de espaços, e (3) finalização.

Neste trabalho ênfase será dada à primeira fase do tratamento.

2.1.4.1. Alinhamento e nivelamento

Para PROFFIT (1992) esta etapa consiste em conduzir os dentes para o alinhamento e correção das discrepâncias verticais por meio do nivelamento dos arcos. É necessário controlar a posição ântero-posterior dos incisivos, a largura e a forma das arcadas dentárias. No nivelamento do arco, é necessário determinar e controlar se o mesmo ocorre por extrusão dos dentes posteriores, intrusão dos anteriores ou por uma combinação de ambos.

As formas dos arcos dentários variam entre os pacientes. Resultados mais estáveis são alcançados quando a forma original da arcada dentária do paciente é preservada durante o tratamento ortodôntico. No início do tratamento os arcos devem refletir cada forma da arcada do indivíduo. Assim, se arcos pré-contornados são utilizados, sua forma deve ser selecionada e ajustada para cada paciente (PROFFIT, 1992).

Como objetivos do alinhamento/nivelamento, MARCOTTE (1993) cita: (1) Corrigir rotações e posições dentárias incorretas; (2) Melhorar relações de largura e assimetrias dos arcos; (3) Corrigir mordidas cruzadas; (4) Melhorar relação intermaxilar, e (5) Corrigir sobremordida exagerada e inclinações axiais incorretas nos segmentos posteriores.

Para promover o alinhamento de um dente, uma combinação de inclinação labiolingual e mesiodistal guiada por um arco ortodôntico é necessária, porém a movimentação radicular não. Isto ocorre devido aos ápices radiculares estarem mais próximos à posição normal do que as coroas dentárias em uma maloclusão. Para propostas de alinhamento e nivelamento, idealmente deveria se ter uma curva carga-deflexão quase plana, com o fio liberando em torno de 50g para qualquer grau de deflexão. As variáveis na seleção de arcos ortodônticos apropriados para esta etapa do tratamento são o material do arco, sua dimensão e a distância entre os bráquetes (PROFFIT, 1992).

De acordo com PROFFIT (1992), os princípios para escolha dos arcos ortodônticos para a fase de alinhamento e nivelamento são: (1) Os arcos iniciais devem fornecer forças leves e contínuas para produzir movimentos dentários de inclinação mais eficientes; (2) Os arcos devem ser capazes de mover-se livremente dentro dos encaixes dos bráquetes, sendo para isso necessária uma folga entre o fio e os encaixes de pelo menos 0.002 polegada sendo, o

desejável, 0.004 polegada; e (3) Arcos retangulares devem ser evitados. Nesta etapa, arcos redondos são os preferidos.

Um movimento dentário ortodôntico ótimo é produzido por forças leves e contínuas (PROFFIT, 1992). O desafio em projetar e utilizar um aparelho ortodôntico é produzir um sistema de força com esta característica, criando forças com magnitude adequada e que não variam significativamente com o tempo. É particularmente importante que forças leves não diminuam rapidamente, decaindo ou devido à perda de elasticidade do próprio material ou à pequena quantidade de movimento dentário causando uma grande mudança na magnitude de força liberada. Ambos, o comportamento elástico dos materiais e os fatores mecânicos na resposta do dente devem ser considerados no projeto de um sistema de aparelhagem ortodôntica corretiva total.

Segundo PROFFIT (1992), em fios NiTi-A (austeníticos) superelásticos, a preparação do material pelo fabricante determina seu desempenho clínico. Para NiTi-M (martensítico), Ti-beta (titânio-molibdênio) ou para fios de aço, a dimensão do fio é um critério importante. Se a dimensão do fio aumenta, as forças geradas no regime elástico aumentam, porém a deformação elástica diminui. Para o alinhamento e nivelamento, considerando-se fios de um mesmo material, a menor dimensão, com resistência à deformação plástica adequada, deve ser a preferida. Quando fios multifilamentados de mesma dimensão são usados, forças mais elevadas seriam geradas enquanto a flexibilidade (capacidade de se deformar elasticamente sob flexão) não é relativamente afetada quando comparado com o de aço inoxidável de filamento único. Este método de combinar múltiplos filamentos de aço que individualmente não seriam resistentes o suficiente para permitir a ausência de alças no aço é indicado para o estágio inicial do tratamento.

A largura dos bráquetes é um fator importante, pois quanto mais largos forem esses acessórios, menores serão as distâncias interbráquete, o que dificultará a inserção de um fio de aço inoxidável nos encaixes dos bráquetes. Esta inserção está na dependência da gravidade da maloclusão, bem como da dimensão do fio em questão. Com o aumento da distância entre dois bráquetes a resistência do fio ortodôntico entre os referidos acessórios diminui rapidamente permitindo, dessa forma, uma melhor deflexão. Uma maneira de aumentar a deflexão sem sacrificar a resistência de um arco ortodôntico, é dobrar uma alça entre dois dentes, aumentando assim a distância ao longo do arco entre os bráquetes.

2.2. Histórico dos materiais metálicos utilizados em Ortodontia

A evolução da Ortodontia mostra a utilização de vários metais como constituintes de arcos ortodônticos em diferentes fases. Até o início da década de 40 ligas de ouro tipo IV (número de dureza Vickers ≥ 150) foram amplamente utilizadas na fabricação de fios ortodônticos. A partir do final das décadas de 30 e 40, além do ouro, o aço inoxidável foi disponibilizado para utilização em fios e aparelhos ortodônticos. Em seguida, fios de aço multifilamentados, trançados ou torcidos, foram desenvolvidos, aumentando assim a resiliência e o limite de elasticidade do aço. Logo após, ligas de cobalto-cromo passaram a ser utilizadas na fabricação de fios ortodônticos.

No início da década de 60 a liga níquel-titânio (Nitinol, 55 a 60% de Ni e 40 a 45% de Ti) propiciou aos ortodontistas uma extensão de trabalho maior juntamente com a possibilidade de utilização de forças mais leves. Em seguida, ligas de titânio-beta (titânio-molibdênio) e novas ligas de níquel-titânio foram desenvolvidas, trazendo aos profissionais novas possibilidades de seleção.

2.3. Aparelho Ortodôntico

Um aparelho ortodôntico fixo padrão é constituído por componentes individuais incluindo bráquetes (aço inoxidável com e sem níquel; titânio), bandas (aço inoxidável), uniões metálicas por meio de soldas (solda de prata por brazagem; solda a ponto com eletrodos de cobre), arcos ortodônticos (aço inoxidável; fios de aço trançados; ligas de cobalto-cromo; ligas de titânio-beta, e ligas de níquel-titânio), elos de elastômero e ligaduras metálicas (aço inoxidável) para amarração (FIG 2.11). O projeto de um aparelho pode ser conduzido de maneira a facilitar o tratamento de uma dada maloclusão uma vez que numerosas possibilidades de cada componente atualmente estão disponíveis para a montagem desse dispositivo.

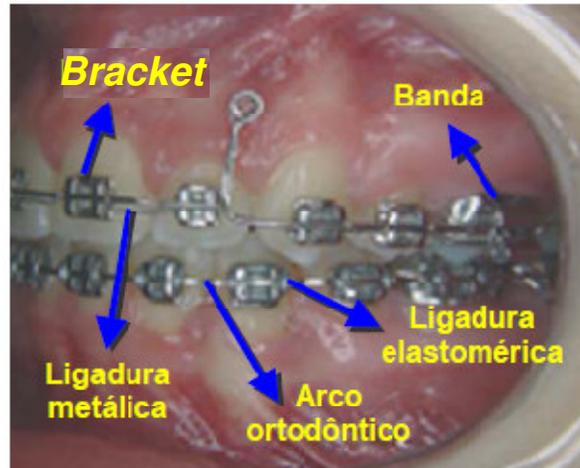


FIGURA 2.11 – Aparelho ortodôntico – Foto intra-oral do perfil de um aparelho ortodôntico fixo total.

Para a correta utilização dos aparelhos ortodônticos deve-se ter um amplo conhecimento dos materiais com os quais eles são feitos (WATERS, et al.,1981) afirmaram que para se obter total vantagem do material, um ortodontista deve compreender as propriedades do fio e a natureza do compromisso no tratamento para poder selecionar o fio mais apropriado para uma aplicação particular. De acordo com KUSY (1997) nos fios ortodônticos usados para tratar pacientes, suas propriedades elásticas indicam que cada liga se sobressai em um momento particular, seja em um estágio inicial, intermediário ou final do tratamento. Na verdade, não há um fio que seja melhor para todos os estágios do tratamento, assim como não há um fio ortodôntico ideal.

As propriedades, mecânica e física, dos fios podem ser alteradas sob condições de manipulação variadas. As pressões leves e contínuas produzidas por estes aparelhos estimulam remodelações ósseas na direção desejada. Assim a atuação do aparelho tem uma natureza dinâmica, produzindo compressão suficiente para estimular o movimento dentário pretendido, sem, contudo, levar a um tensionamento passível de causar necrose do ligamento periodontal e do tecido ósseo. Como o aparelho deve atuar dentro de limites máximos e mínimos de tensionamento, sua capacidade de aplicação de força deve ser conhecida.

A prática mais tradicional em Ortodontia preconiza a mudança da dimensão do fio para se variar a rigidez. Alguns fatores que afetam a rigidez do fio incluem o material do fio (sua

dureza, estado de tratamento térmico, etc), dimensões e tipo de seção transversa. A rigidez final obtida para o fio será também afetada pela largura do bráquete, distância interbráquete, comprimento do fio e incorporação de alças, uma vez que estas características irão influenciar diretamente na quantidade de fio disponível entre dois acessórios consecutivos. A rigidez do fio (FIG. 2.12), relativo à sua dimensão (seção transversa), é útil na determinação da dureza do aparelho ortodôntico, somente se uma mesma liga for utilizada. Para qualquer curva carga-deflexão o fio mais elástico apresenta uma curva mais horizontal e o mais rígido apresenta uma curva mais vertical.

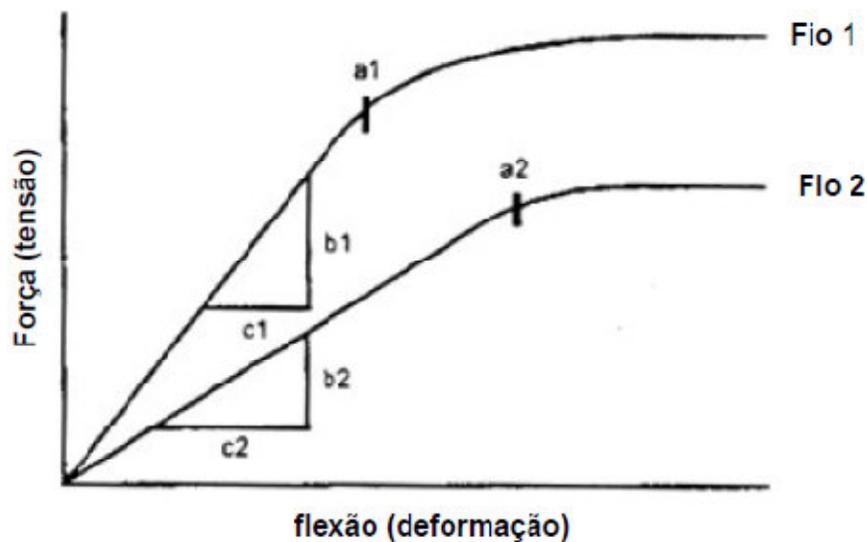


FIGURA 2.12 – Curva carga-flexão - Para dois fios: Fio 1, menos elástico; Fio 2, mais elástico. a = ponto de escoamento (mudança das propriedades físicas de elástica para plástica). b/c = módulo de elasticidade ou rigidez do fio.

FONTE - modificado de EVANS e DURNING, 1996.

BURSTONE (1981) afirmou que a Rigidez do Aparelho (RA) é determinada por dois fatores: um fator seria a Rigidez do Fio, (RF), e o outro o fator de Rigidez do Desenho do aparelho (RD).

$$RA = RF \times RD$$

RA = relação carga-deflexão do aparelho

RF = rigidez do fio

RD = fator de rigidez do desenho do aparelho

Em termos gerais,

Rigidez do Aparelho = Rigidez do Fio x Rigidez do Desenho do aparelho

A flexibilidade de um determinado comprimento de arco ortodôntico dependerá: 1) da dimensão e das propriedades elásticas do fio; 2) da distância interbráquete e dimensões do bráquete, e 3) da configuração do arco ortodôntico. O projeto do aparelho pode ser mudado ao se aumentar a extensão de fio entre os bráquetes ou adição de alças; sua dureza pode ser reduzida tanto quanto o fator de rigidez do projeto é modificado. BURSTONE em 1981, analisando as condições necessárias para se alterar a rigidez de um fio comenta que a rigidez é determinada por dois fatores - a seção transversa e o material dos fios:

$$RF = RM \times RS$$

RF = número de rigidez do fio

RM = número de rigidez do material

RS = número de rigidez da seção transversa

Em termos gerais,

Rigidez do fio = Rigidez do material x Rigidez da seção transversa.

Segundo BURSTONE (1981), a rigidez do fio é determinada pelo momento de inércia da seção transversa e pelo módulo de elasticidade do material empregado. A maior razão para um ortodontista selecionar um tamanho de fio particular é a sua rigidez ou sua relação carga-deflexão; secundariamente, esta escolha é dependente da magnitude das forças e momentos requeridos.

BURSTONE (1981) afirmou que deflexões elásticas máximas variam inversamente com a dimensão do fio. Um fio 0.016 polegada teria 1,15 vez a mais de deflexão elástica máxima se comparado com um fio de 0.018 polegada.

Mudanças na seção transversa produzem alterações na relação carga-deflexão, uma vez que esta relação varia com a quarta potência do diâmetro dos fios redondos. ADAMS, POWERS et al. (1987) afirmaram que a força necessária para deflexionar um fio ortodôntico em uma dada extensão, dentro de seu regime elástico, é igual à força reativa do fio ortodôntico que causa movimento dentário.

Em 1981, BURSTONE desenvolveu um método numérico simples para calcular a rigidez relativa de fios de diferentes seções transversas quando o material do fio é o mesmo. O número de rigidez da seção transversa Cs usa um fio de 0,1mm (0.004 polegada) como valor base 1. Um fio de 0.006 polegada tem um Cs de 5,0 que designa para a mesma ativação, uma força liberada cinco vezes maior. Um fio com seção transversa de 0.016 polegada tem um número de rigidez de 256. Isto significa que, para uma ativação idêntica, poderia liberar uma força 256 vezes maior do que um fio redondo de 0.004 polegada (QUADRO 2.2).

QUADRO 2. 2

Número de rigidez da seção transversa (RS) de fios redondos

Seção transversa		RS
(Polegada)	(mm)	
0.004	0,102	1,00
0.010	0,254	39,06
0.014	0,356	150,06
0.016	0,406	256,00
0.018	0,457	410,06
0.020	0,508	625,00
0.022	0,559	915,06
0.030	0,762	3.164,06
0.036	0,914	6.561,00

FONTE - modificada de BURSTONE, 1981.

Em parte, ligas odontológicas são compostas por uma variedade de metais para atingir certas propriedades tais como: possibilidade de serem fundidas, resistência mecânica, resistência à corrosão etc. Anteriormente, quando muitos ortodontistas usavam somente o aço inoxidável,

com módulo de elasticidade aproximadamente idêntico, somente a dimensão do fio variava e nenhuma referência era feita à propriedade do material que determina a rigidez do fio.

Manter a mesma seção transversa do fio usando materiais diferentes com rigidez diferenciada pode produzir uma ampla variação de forças e relação carga-deflexão requerida para uma Ortodontia mais abrangente. O número de rigidez do material (Ms) é baseado no módulo de elasticidade do mesmo, dados obtidos por testes de flexão de várias ligas com 0.016 polegada). Embora o módulo de elasticidade seja considerado uma constante, deve ser lembrado que a história do fio, particularmente seu processo de fabricação, pode ter alguma influência sobre o módulo de elasticidade (QUADRO 2.3).

QUADRO 2.3

Número de rigidez do material (Ms) De ligas ortodônticas e fios de aço.

Material	Número de rigidez (RM)
Aço inoxidável (ss)	1,00
Titânio-beta (TMA)	0,42
NiTi (Nitinol)	0,26

FONTE - modificada de BURSTONE, 1981.

O módulo de elasticidade é definido como a relação entre tensão e deformação no regime elástico. Quanto mais alta a relação do limite de elasticidade para o módulo de elasticidade, melhores serão as propriedades elásticas de um fio ortodôntico, definidas na verdade por sua

resiliência. O QUADRO 2.4 apresenta os valores para o limite de elasticidade e módulo de elasticidade de vários materiais que constituem os fios ortodônticos.

QUADRO 2.4

Limite de elasticidade e módulo de elasticidade Valores para vários materiais de arcos ortodônticos.

Liga Arco Ortodôntico	Limite de Elasticidade (psi)	Módulo de Elasticidade (psi)
Aço inoxidável	50.000 – 280.000 (5-20%) [*]	23.000.000 – 32.000.000 (10%) [*]
Aço inoxidável multifilamentado	200.000	890.000 – 5.100.000
Titânio- molibdênio (TMA)	170.000	8.000.000 – 16.000.000
NiTi (Nitinol -martensítico estabilizado)	230.000 – 250.000	4.800.000
NiTi Austenítico ativo superelástico	120.000	8.000.000
NiTi Martensítico ativo sensível termicamente	170.000 – 200.000	2.000.000

* Refere-se ao aumento do valor durante o tratamento térmico

FONTE - modificada de EVANS e DURNING, 1996.

Na FIG. 2.13, é possível observar que o módulo de elasticidade para o aço é quase duas vezes o do fio de ouro forjado. Desde que um alto módulo de elasticidade coincida com baixa resiliência, um fio de ouro seria aproximadamente duas vezes mais resiliente do que um de

ação do mesmo diâmetro. Está ilustrada nessa figura uma relação típica entre tensão e deformação resultante para fios de ouro e de aço. A deformação permanecerá diretamente proporcional à tensão e nenhuma deformação permanente permanecerá após a tensão ser removida ao longo dos valores não excedidos de P e P' (limite de elasticidade).

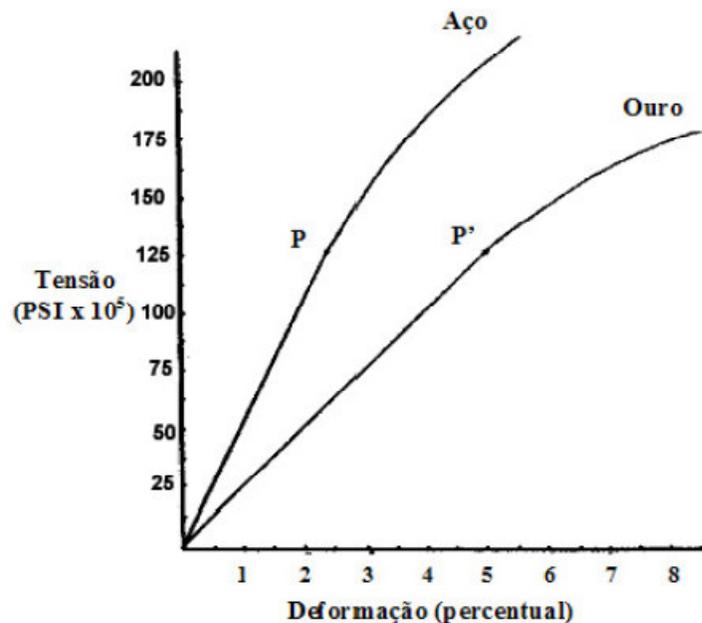


FIGURA 2.13 – Curva tensão x deformação - Típica para fios de aço inoxidável e ouro - Gráfico baseado nas características das propriedades físicas dos fabricantes.
FONTE - modificada de KOHL, 1964.

Segundo KOHL (1964), o módulo de resiliência, que é o trabalho requerido para o tensionamento de uma unidade de volume de um material até o seu limite elástico, pode ser determinado pela fórmula $R=P^2/2E$, onde P representa o limite elástico e E o módulo de elasticidade. Pode ser visto nesta equação que o limite elástico é o principal fator que governa o módulo de resiliência de um fio, pois R varia linearmente com 1/E e com o quadrado de P. Um fio de ouro forjado dobrará duas vezes mais do que o fio de aço de um mesmo tamanho quando submetido a forças iguais dentro do regime elástico.

Clinicamente isto significa que um dente será movido por uma extensão duas vezes maior com uma mola de ouro forjada do que com uma mola de aço do mesmo tamanho sob forças

iniciais iguais. Para impor a mesma quantidade de deslocamento de um dente, a mola de aço necessitaria ajustes mais freqüentes. O alto módulo de elasticidade do aço pode ser compensado usando fios de dimensões menores quando grandes deflexões são requeridas.

Na FIG.2.14, a área abaixo das curvas de tensão-deformação para um valor máximo de tensão elástica representa a resiliência de dois fios ortodônticos. A resiliência tem dimensão de energia, representando a energia elástica absorvida pelo fio ao ser tensionado. O fio 1 apresenta uma menor energia armazenada do que o fio 2.

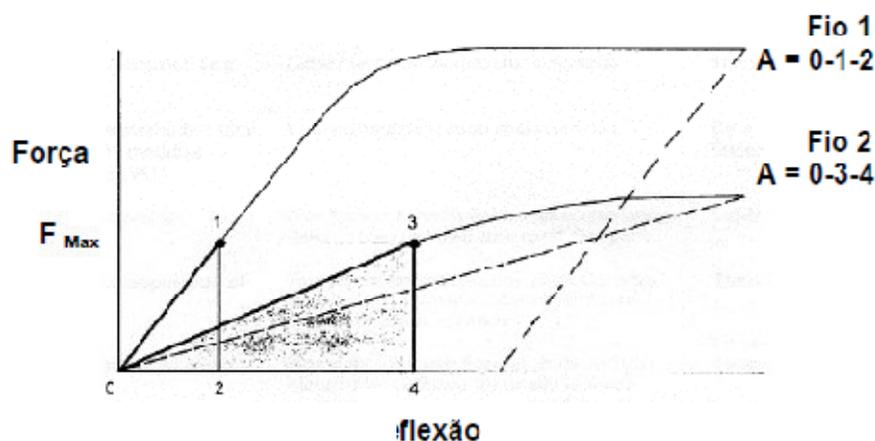


FIGURA 2.14 – Curva força x flexão - Energia armazenada para dois fios, onde A = área representando a energia armazenada para uma força máxima.

FONTE - modificada de EVANS e DURNING, 1996.

De acordo com KOHL (1964), para conformar um arco ortodôntico com várias alças e molas, o fio deve apresentar a capacidade de ser deformado plasticamente sem fraturar. Esta propriedade é conhecida como ductilidade. Se a ductilidade do fio é baixa demais ele irá fraturar no dobramento. Como mencionado anteriormente, o limite elástico designa a tensão máxima em que uma deformação permanece ainda diretamente proporcional à tensão. Ele determina a tensão a ser exercida para se fazer uma dobra permanente no fio e é dependente da composição química do fio, do tratamento térmico e da quantidade de trabalho a frio que o fio tem que ser submetido.

A fratura de um fio ocorre mediante a aplicação de uma tensão constante ou que se modifica lentamente ao longo do tempo em temperaturas que são baixas quando comparadas à temperatura de fusão do material (CALLISTER, 2000). Tensões muito altas podem ser aplicadas se elas são uniformemente distribuídas ao longo do fio. Onde dobras severas em um arco ortodôntico são realizadas, concentrações localizadas de tensões são produzidas e podem resultar em fratura se as mesmas não forem liberadas por tratamento térmico. Em tempo e temperatura adequados, este ocasionará alívio de tensões.

Aparelhos ortodônticos estão sujeitos também a tensões de pequena amplitude, cíclicas, que podem causar a fadiga do metal. A fadiga é um processo que conduz à fratura sob tensões repetidas ou flutuantes que tem valor máximo menor do que a resistência à tração do metal. A vida em fadiga de um metal é governada por muitos fatores incluindo microestrutura, condição de superfície e resistência à corrosão. A incidência de falha por fadiga é também aumentada pela presença de pequenos defeitos de superfície tais como pites ou trincas. Estes quando presentes em um fio podem causar uma concentração localizada de tensão, resultando em fratura. Em muitos casos a corrosão causa pites microscópicos que podem encurtar a vida em fadiga do aparelho.

Para a montagem de um aparelho ortodôntico, diversos são os materiais disponíveis para escolha do profissional, dentre eles podem ser relacionados: a) Aço inoxidável; (b) Fios de aço trançados; (c) Ligas de cobalto-cromo; (d) Ligas de titânio-beta (titânio-molibdênio); (e) Ligas de níquel-titânio e (f) Ligas de titânio-nióbio.

Os brackets ortodônticos podem ser de: (a) Aço inoxidável; (b) Titânio; (c) Cerâmica, e (d) Policarbonato.

2.3.1. Fios Ortodônticos

Os fios ortodônticos podem ser classificados de acordo com a composição química, microestrutura ou propriedades mecânicas. Os primeiros dois fatores determinam o terceiro. É importante lembrar que somente a composição não pré-determina as propriedades, desde que o arranjo microestrutural dos vários componentes tem uma influência significativa.

BURSTONE e GOLDBERG (1980) afirmaram que numerosas propriedades, físicas e mecânicas, podem ser usadas para descrever os fios ortodônticos. A intenção de qualquer classificação é caracterizar clinicamente os parâmetros mais significativos para o desempenho dos materiais. Por essa razão, o limite de elasticidade (σ_e) e o módulo de elasticidade (E) são importantes, não apenas porque eles são propriedades básicas do material, que podem ser medidas com procedimentos de laboratório, padronizados, mas também porque definirão as características do fio.

Em 1981, WATERS, HOUSTON et al. afirmaram que o menor raio de curvatura segundo o qual um fio pode ser deflexionado e a recuperação elástica da sua forma original indicam as propriedades elásticas do fio conforme foi fabricado. A recuperação elástica para uma dada curvatura de um fio aumenta à medida que sua dimensão diminui. A recuperação elástica ou a deflexão elástica máxima do fio está relacionada à relação de σ_e/E . Valores de recuperação elástica mais altos permitem uma ativação mais extensa, o que é sempre desejável, a menos que outras propriedades tais como a conformabilidade estejam sendo sacrificadas excessivamente. A magnitude da força liberada por um aparelho é proporcional ao seu módulo de elasticidade. Conformabilidade e resistência à fratura são importantes uma vez que muitos aparelhos requerem pelo menos uma modificação menor do fio pelo profissional e que muitas situações demandam conformação plástica e dobras extensas.

Em 1996, EVANS e DURNING apresentaram uma classificação do desenvolvimento dos arcos ortodônticos distribuídos em cinco fases cronológicas (QUADRO 2.5): Fase I - ligas de ouro, e aço inoxidável; Fase II - ligas de titânio-beta (titânio-molibdênio), e ligas de níquel-titânio estabilizadas; Fase III - ligas de níquel-titânio superelásticas e ligas de níquel-titânio austeníticas ativas - na aplicação de tensão, o níquel-titânio sofre uma mudança na estrutura cristalina de austenita para martensita; Fase IV - ligas de níquel-titânio termodinâmicas (martensítica ativa) - refere-se à habilidade de um fio ortodôntico retornar à sua forma pretendida uma vez atingida sua temperatura de transição. Para ser de validade clínica, os arcos ortodônticos devem ter uma temperatura de transição próxima à temperatura da boca, e Fase V - arcos ortodônticos de níquel-titânio termodinamicamente alterados.

QUADRO 2.5

Fase do desenvolvimento dos arcos ortodônticos - Características da força liberada.

Fase	Método	Características força/deflexão	Material
I	Variação na dimensão do arco ortodôntico	Características força/deflexão linear	Aço inoxidável, ouro
II	Variação no material do arco ortodôntico, porém com mesma dimensão (i.e. variável módulo ortodôntico, Burstone 1981)	Características força/deflexão linear	Titânio-beta (titânio-molibdênio), Níquel-titânio, Aço inoxidável, Cobalto-cromo
III	Variação no diâmetro do arco ortodôntico	Características força/deflexão não linear devido à tensão da mudança estrutural induzida	Níquel-titânio superelástico
IV	Variação na composição estrutural do material do arco ortodôntico	Características força/deflexão não linear ditada pela mudança estrutural induzida termicamente em todo o arco ortodôntico	Níquel-titânio ativado termicamente
V	Variação na composição/estrutura do material do arco ortodôntico	Características força/deflexão não linear induzidas termicamente nas seções do arco ortodôntico	Graduado, níquel-titânio ativado termicamente

FONTE - modificada de EVANS e DURNING, 1996.

Na década de 1940, o aço inoxidável austenítico começou a substituir o ouro como liga primária para os fios ortodônticos. Suas propriedades mecânicas são sensíveis ao teor de carbono, que é normalmente inferior a 1%p (porcentagem em peso). Os aços inoxidáveis são altamente resistentes à corrosão em uma variedade de ambientes. Seu elemento de liga predominante é o cromo, sendo que este material deve se apresentar pelo menos na quantidade de 11%p (porcentagem em peso). Como composição geral para os aços inoxidáveis austeníticos, O'BRIEN (1997) e BRANTLEY e ELIADES (2001) citaram: 17%-20% Cr, 8%-12% Ni, máximo de 0,15% C, aproximadamente 70% Fe.

GASTON (1951) chamou a atenção para o fato de que os fios de aço inoxidável de uso ortodôntico, aço níquel-cromo estabilizado 18-8 do tipo 302 ou 304, geralmente obedecem a especificações do Instituto Americano do Ferro e Aço (AISI), e são, normalmente, projetados especificamente para este fim.

Os aços inoxidáveis estão divididos, simplificadaamente, em três classes, com base na fase predominante na sua microestrutura, quais sejam: martensítica, ferrítica ou austenítica. Uma ampla variedade de propriedades mecânicas combinadas a uma excelente resistência à corrosão torna os aços inoxidáveis muito versáteis no que se refere ao seu domínio de aplicação.

Para os aços inoxidáveis austeníticos, o campo de fases austenítico (ou fase gama) se estende até a temperatura ambiente. Estes aços apresentam o Ni como estabilizador primário da austenita, estando incluído nessa categoria o tipo 316L (com baixo conteúdo de carbono). Já os ferríticos são compostos pela fase ferrita α (CCC). Os aços inoxidáveis austeníticos e ferríticos são endurecidos e têm sua resistência aumentada mediante deformação plástica a frio, uma vez que não são tratáveis termicamente. Os aços austeníticos são, em geral, mais resistentes à corrosão, devido aos elevados teores de cromo e níquel. Os aços austeníticos são empregados comumente em aparelhos ortodônticos.

Segundo ANUSAVICE (1996), geralmente o aço inoxidável austenítico é preferível ao ferrítico devido: 1) maior ductilidade e capacidade de trabalho a frio sem fraturar; 2) aumento de resistência mecânica após o trabalho a frio; 3) maior facilidade de soldagem; 4) supera prontamente bem a sensitização; 5) menor tendência a crescimento de grão, e 6) maior facilidade de conformação.

Os aços inoxidáveis austeníticos mais conhecidos e populares são da classe 18-8, com 18% de cromo e 8% de níquel, que conferem ao aço melhor resistência à corrosão. EVANS e DURNING (1996) afirmaram que aços austeníticos apresentam ainda maiores limite e módulo de elasticidade o que lhes trouxe uma vantagem em condições em que fios mais rígidos são requeridos.

A disponibilidade do aço inoxidável austenítico tem sido o suporte principal para a utilização em fios ortodônticos devido ao seu bom equilíbrio de estabilidade ambiental, rigidez, resiliência e conformabilidade.

GOLDBERG et al. (1977) utilizaram a máquina universal Instron para avaliar o módulo de elasticidade dos fios ortodônticos de aço inoxidável (Standard Permachrome, Unitek Corp.) na condição em que foram recebidos e após tratamento térmico. Estes últimos foram avaliados após 5 minutos de tratamento térmico à temperatura de 1010°C e após 3 minutos de tratamento térmico à temperatura de 454°C e 400°C, temperaturas empregadas em tratamentos térmicos para alívio de tensão em fios ortodônticos. Os valores obtidos para os fios conforme recebidos do fabricante variaram de 21,3 a 24,8 x 106 psi. Afirmaram que esse valor está 20% abaixo daquele geralmente aceito, que é de 28,0 a 29,0 x 106 psi. Em relação aos materiais tratados termicamente a 1010°C, o valor médio medido foi de 27,6 x 106 psi. Já aqueles tratados a 400°C não mostraram diferença estatisticamente significativa em relação ao material como foi recebido. Porém os tratados a 454°C exibiram um pequeno aumento no módulo de elasticidade e diminuição de 0,01% e 0,10% no limite de escoamento.

Alto módulo de elasticidade implica na utilização de fios de menor dimensão para procedimentos de alinhamento e nivelamento, quando forças menores são indicadas. Dimensões reduzidas de fios, por outro lado, resultam em dificuldade de adaptação ao bráquete e possível perda de controle no tratamento. Para se contornar as limitações inerentes aos altos módulos de elasticidade, a incorporação de alças aos arcos ortodônticos feitos de aço inoxidável é indicada.

Em geral, o aço inoxidável apresenta uma excelente conformabilidade, embora os fios com limite de elasticidade mais elevado possam apresentar fragilidade. Pode ser soldado, embora a técnica seja requerida eventualmente. Finalmente, considera-se que estes fios têm boa

resistência à corrosão, embora as uniões de solda possam se corroer na cavidade bucal. A adequada combinação de recuperação elástica, boa conformabilidade e custo moderado respondem pela popularidade do aço inoxidável como arco ortodôntico.

Na década de 60 uma forma de titânio a "alta temperatura", completamente diferente, tornou-se disponível. Em temperaturas acima de 1625°F (885°C), o titânio arranja-se dentro de um retículo cristalino cúbico de corpo centrado (CCC), referido como fase "beta". Esta forma cristalina confere, a este tipo de liga, boa conformabilidade mesmo após considerável trabalho a frio. Apresenta-se meta-estável à temperatura ambiente devido à adição de elementos tais como molibdênio, zircônio, estanho, vanádio, nióbio, tântalo, manganês, ferro, cromo, cobalto, níquel e cobre.

Esta liga apresenta alta recuperação elástica, baixa rigidez e boa conformabilidade. Permite união de componentes por soldagem direta, sem redução apreciável da sua resiliência. Como composição geral para as ligas de titânio-beta (titânio-molibdênio, TMA - Ormco), O'BRIEN (1997) e BRANTLEY e ELIADES (2001) citaram: 77,8% Ti, 11,3% Mo, 6,6% Zr e 4,3% Sn. Para competir com o aço inoxidável, um fio deve possuir pelo menos comparável conformabilidade e recuperação elástica, que é proporcional à relação entre o limite de elasticidade e o módulo de elasticidade (σ_e/E). Para um fio ortodôntico de aço inoxidável, esta relação é aproximadamente $1,1 \times 10^{-2}$, como é para algumas das ligas à base de ouro e cobalto-cromo.

Com o processamento apropriado de uma liga de titânio-beta (titânio-molibdênio) com 11,3% de molibdênio, 6,6% de zircônio e 4,3% de estanho, equilibrados com titânio, GOLBERG e BURSTONE em 1979 demonstraram que é possível desenvolver um fio ortodôntico com módulo de elasticidade de 9.400.000 psi e limite de elasticidade de 170.000 psi. A relação resultante σ_e/E é de $1,8 \times 10^{-2}$, portanto superior a $1,1 \times 10^{-2}$ obtida para o aço inoxidável (QUADRO 2.4).

O módulo de elasticidade do titânio-beta (titânio-molibdênio) é aproximadamente duas vezes o do níquel-titânio, sendo menor do que a metade do módulo de elasticidade do aço inoxidável (QUADRO 2.4). Sua rigidez o torna ideal em aparelhos onde magnitudes de força menores do que as liberadas pelo aço são requeridas, mas onde materiais de baixo módulo de elasticidade seriam inadequados para desenvolver magnitudes de força apropriadas.

De acordo com o COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPAMENT (1982), comparações do titânio-beta (titânio-molibdênio) e aço inoxidável sob tensão-deformação e deflexão angular são apresentadas na Figura 2.15 e na Figura 2.16 respectivamente. A liga de titânio-beta (titânio-molibdênio) pode sustentar maiores deflexões elásticas, requerer baixas forças para deflexões comparáveis e mantém forças mais constantes durante a desativação. Valores representativos das propriedades mecânicas destes fios são mostrados na QUADRO 2.6.

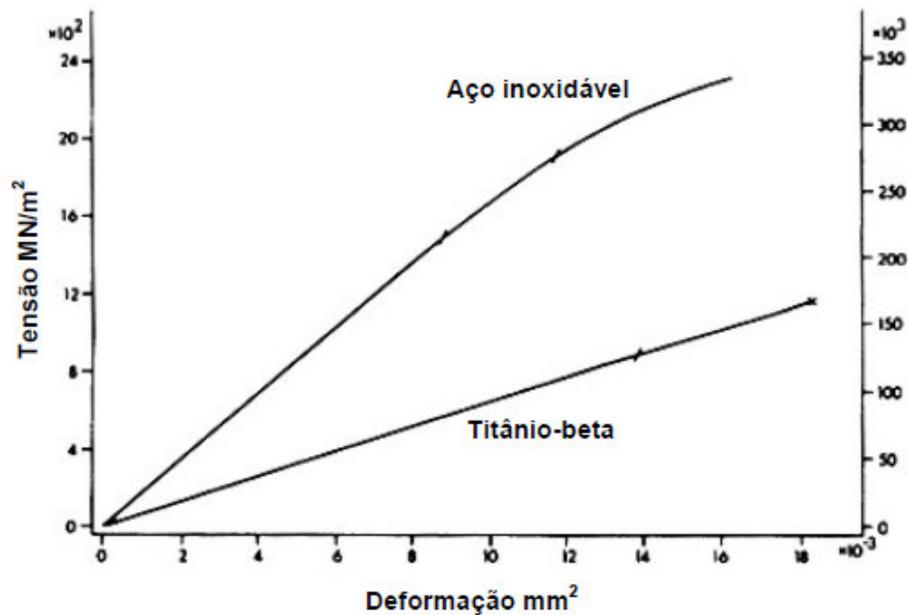


FIGURA 2.15 – Curvas tensão x deformação - Para o aço inoxidável e o fio ortodôntico de titânio-beta (titânio-molibdênio).

FONTE - modificada de COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPAMENT, 1982.

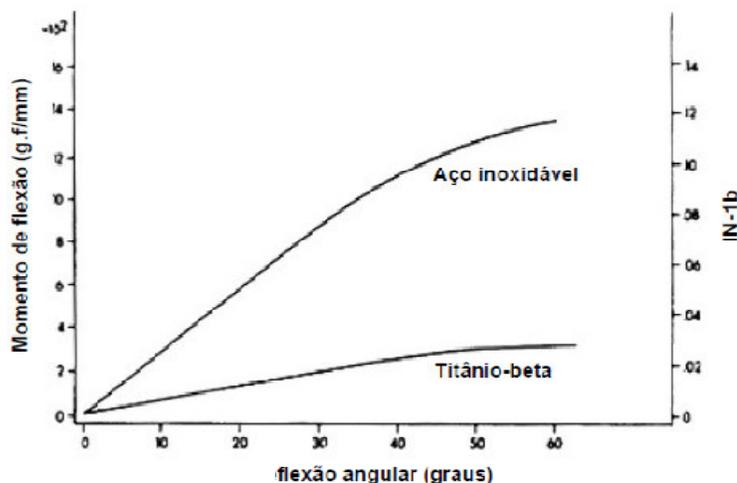


FIGURA 2.16 – Momento de flexão x flexão angular - Para extensão de 1 polegada nos fios ortodônticos de aço inoxidável e titânio-beta (titânio-molibdênio).

FONTE - modificada de COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1982.

QUADRO 2.6

Propriedades mecânicas dos fios ortodônticos

Fio de liga	Módulo de elasticidade (GPa)	Limite de elasticidade (MPa)
Aço inoxidável (resiliente)	160 – 180	1.100 – 1.500
Titânio-beta (titânio-molibdênio, TMA)	62 – 69	690 – 970
Níquel-titânio (Nitinol)	34	210 – 410

FONTE - modificada de COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1982.

Fios ortodônticos de titânio-beta (titânio-molibdênio) podem ser usados em várias aplicações, desde simples fios planos a configurações mais elaboradas usando alças ou compostos

soldados. As forças produzidas são aproximadamente 0,4 vez menor àquelas produzidas pelos fios de aço inoxidável. As altas propriedades de recuperação elástica podem oferecer simplificação no desenho total das alças. A ductilidade dos fios titânio-beta (titânio-molibdênio) permite a colocação de ômega, dobras mais elaboradas, e alças de diferentes configurações. Também oferece a possibilidade de variar a magnitude da força pela escolha do material em lugar de se alterar a seção transversa do fio.

As ligas de níquel-titânio são mecanicamente resistentes, pois é possível obter limites de resistência à tração na temperatura ambiente tão elevados quanto 1400 MPa (200.000 psi), produzindo resistências específicas excepcionais comparadas às ligas até então utilizadas. Ademais, as ligas são muito dúcteis e facilmente forjadas e usinadas. Existem duas fases importantes nos fios de NiTi: a) fase austenítica que tem uma estrutura cúbica de corpo centrado ordenada, que ocorre a altas temperaturas e baixas tensões, e b) a fase martensítica que apresenta uma estrutura monoclinica, triclinica ou hexagonal e se forma a baixas temperaturas e altas tensões. O'BRIEN (1997) e BRANTLEY e ELIADES (2001), como composição geral para estas ligas, citaram: 55% Ni, 45% Ti em peso aproximadamente e podem conter pequenas quantidades de Cu e outros elementos.

Ligas de titânio têm sido usadas em diversas aplicações biomédicas, tais como parafusos ósseos e válvulas esféricas de próteses cardiovasculares. Estas ligas apresentaram-se estáveis em ambiente biológico e são bem toleradas pelos tecidos (WILLIAMS e ROAF, 1973 apud ADA COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT, 1982a).

ANDREASEN (1980b) afirmou que William F. Buehler investigou a liga de níquel-titânio (Nitinol) de 1968 a 1976 e encontrou muitas vantagens em usá-la para o tratamento ortodôntico. Segundo ANDREASEN e MORROW (1978) o uso clínico da liga de níquel-titânio (Nitinol) em Ortodontia começou em maio de 1972 e sua utilização tem aumentado a partir da sua introdução. Desde então esta liga tem sido avaliada tanto por clínicos quanto por pesquisadores, apresentando resultados, clínicos e laboratoriais, bastante semelhantes. Relataram ainda que esta liga pode ser projetada em dois tipos de fios – níquel-titânio superelástico (Nitinol superelástico) e níquel-titânio termoativado (Nitinol termoativado) – cada qual com propriedades que lhes são particulares.

BURSTONE e GOLDBERG (1980) afirmaram que essa liga contém aproximadamente 52% de níquel, 45% de titânio e 3% de cobalto. Relataram ainda que o endurecimento por precipitação em estado sólido e trabalho a frio são os mecanismos de resistência básicos empregados neste tipo de liga. Com o tratamento térmico apropriado a liga demonstra mudanças significantes nas propriedades mecânicas e arranjo cristalográfico, sendo este último o responsável pelo efeito de memória de forma. Em 1996, EVANS e DURNING afirmaram que os materiais capazes de sofrer esse tipo de transformação são ditos ativos.

A característica mais proeminente, o efeito de memória de forma, envolve a recuperação da deformação induzida em temperatura baixa e, como conseqüência, uma mudança controlada na forma quando a liga é aquecida acima de sua temperatura de transição. Este fenômeno é o resultado da transformação na estrutura cristalina da liga e deformações grandes, submetidas por uma tensão em torno de 8% segundo WEVER, VELDHUIZEN et al. (1997), pode ser completamente recuperada.

Baixo módulo de elasticidade (4.800.000 psi), combinado com uma resistência à tração de 240.000 psi, permitem a essa liga grandes deflexões elásticas, pois apresentam uma resistência alta à deformação plástica. Estas propriedades resultam na liberação de forças mais leves e maior movimentação dentária.

O fio de níquel-titânio apresenta conformabilidade limitada, o que contra-indica seu uso em situações onde dobras de pequena amplitude são requeridas. Além do mais, as propriedades de recuperação elástica são diminuídas após a confecção de dobras. Para demonstrar as características de recuperação elástica, LOPEZ, GOLDBERG et al. (1979) usaram ensaios mecânicos para testar a rigidez do fio de níquel-titânio (Nitinol). Testes de dobragem de seções retas de fios 0.018 polegada foram avaliados de três diferentes modos (Figura 21). Uma outra série de testes consistiu em dobrar os fios em 90 graus e em seguida retornar a dobra a 35 graus.

Quanto às seções de fio reto LOPEZ, GOLDBERG et al. (1979) observaram que a capacidade da liga de níquel-titânio (Nitinol) sofrer maiores deflexões elásticas é claramente demonstrada na Figura 2.18, onde se observa que o fio níquel-titânio (Nitinol) sustentou 23 graus de ativação contra 13 graus do aço inoxidável antes de qualquer deformação permanente estar evidente.

O comportamento dos fios após a introdução de dobras permanentes pode ser observado na Figura 2.19, onde o níquel-titânio (Nitinol) sofreu uma grande variação quando testado em diferentes modos. Quando o fio de níquel-titânio (Nitinol) foi dobrado em 90 graus e retornado a 35 graus (Figura 2.17C) novamente demonstrou deformação permanente desejável, porém seu desempenho não foi comparável ao teste anterior de um fio reto (LOPEZ, GOLDBERG e BURSTONE, 1979).

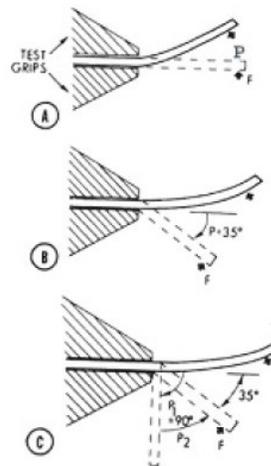


FIGURA 2.17 – Teste de dobragem - Três modos de teste. P indica a direção da dobra na configuração antes do carregamento, que é representada pelas linhas pontilhadas. Em C, P1 e P2 mostram mudança na direção da aplicação de carga para produzir configuração anterior ao carregamento. F mostra a direção do carregamento usado durante o teste.

FONTE - modificada de LOPEZ, GOLDBERG et al., 1979.

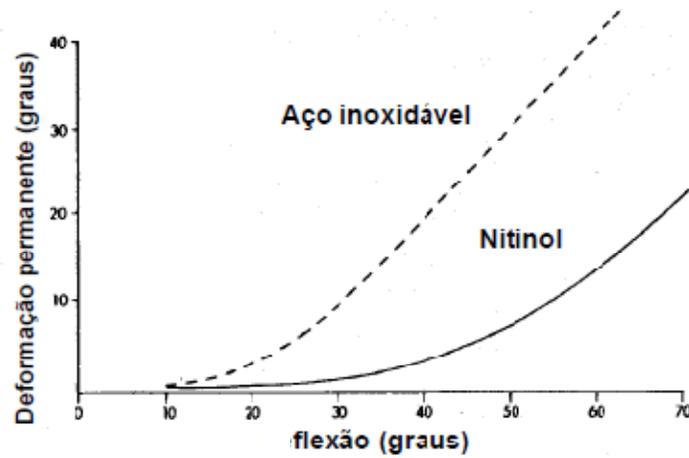


FIGURA 2.18 – Deformação permanente x flexão - Para seções de fio reto, modo A na Figura 2.17.

FONTE- modificada de LOPEZ, GOLDBERG et al., 1979.

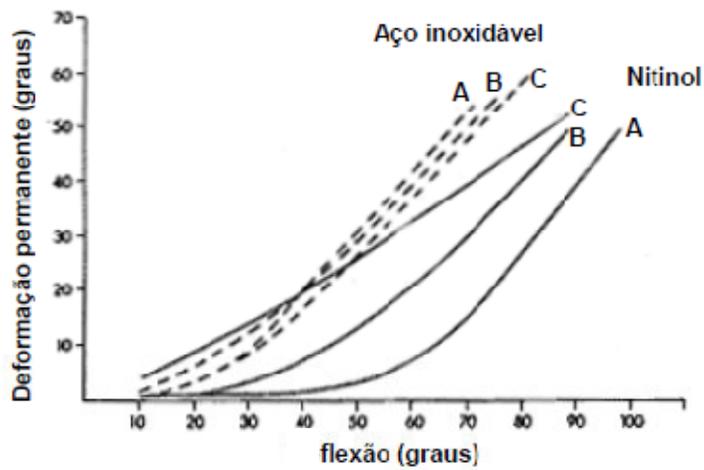


FIGURA 2.19 – Deformação permanente x flexão - Para três modos de teste ilustrados na Figura 2.17.

FONTE - modificada de LOPEZ, GOLDBERG et al., 1979.

Em 1971, ANDREASEN e HILLERMAN avaliaram três tipos de fios ortodônticos: níquel-titânio (Nitinol), aço inoxidável de filamento único e aço inoxidável de três filamentos trançados um ao redor do outro (twistflex). Limites elásticos e a relação carga-deflexão de dois tipos de fio de níquel-titânio (Nitinol 0.019 polegada recozido e não tratado termicamente) foram comparados com fios simples de aço inoxidável 18-8 com as seguintes dimensões em polegada: 0.012, 0.014, 0.016, 0.018 e 0.020, bem como com fios de aço inoxidável trançados 0.0175, 0.0195 e 0.0215 polegada. O aço inoxidável e o aço inoxidável de filamentos trançados (twistflex) não foram tratados termicamente.

Para determinar a relação carga-deflexão (rigidez) dos fios de níquel-titânio (Nitinol) ANDREASEN e HILLERMAN (1971) embutiram três dentes adjacentes em gesso (incisivo lateral, canino e primeiro pré-molar). O canino estava livre para se mover, enquanto os outros dois dentes permaneciam rígidos. Cada dente foi bandado com bráquetes standard geminados 0.022 x 0.028 polegada. Os fios foram inseridos nos bráquetes dos dentes que foram posicionados a 1, 2 e 3 mm do plano oclusal. Um total de dez fios, selecionados aleatoriamente, foi testado e medido por uma escala padrão Correx.

Média e desvio padrão foram registrados no QUADRO 2.7 para cada milímetro de deflexão do fio nas curvas de rigidez. A FIG.2.20 mostra a média das curvas carga-deflexão registrada em forma de gráfico (ANDREASEN e HILLERMAN, 1971).

A constatação mais relevante feita por ANDREASEN e HILLERMAN (1971) foi a de que as propriedades elásticas do fio de níquel-titânio (Nitinol) 0.019 polegada não tratado termicamente apresentaram uma melhor faixa de ativação. Este fio pode ser inserido na ranhura de bráquetes de dentes mal posicionados em pelo menos um terço a mais, sem ser deformado plasticamente quando comparado aos fios de aço inoxidável trançado (twistflex) e os fios de aço inoxidável 18-8. Dessa forma, a elasticidade do fio de níquel-titânio (Nitinol) não tratado termicamente na variação de 0 a 3 mm é apropriada para as propostas de nivelamento de um arco dentário. Correspondentemente, de 35 a 40% a mais de força linear está disponível no fio de níquel-titânio (Nitinol) não tratado termicamente, se necessário para nivelamento, quando comparado com o fio de níquel-titânio (Nitinol) recozido.

QUADRO 2.7

Média de rigidez - Amostras avaliadas (em gramas) e desvios padrões (em gramas)

Fio NiTi	Deflexão (mm)	Média (grama.força)	Desvio padrão (grama.força)
0,012	1	212,00	9,54
	2	477,00	29,60
	3	644,50	34,38
0,014	1	458,00	29,93
	2	752,50	42,15
	3	857,00	59,34
0,016	1	658,00	50,90
	2	125,00	147,72
0,018	1	81,50	53,64
	2	123,00	350,34
0,020	1	1070,00	37,61
0,0175	1	169,00	17,58
	2	416,00	62,48
	3	602,00	46,22
0,0195	1	301,00	63,16
	2	594,50	43,38
	3	750,50	63,42
0,0125	1	490,00	52,35
	2	977,50	63,22
0,019 Nitinol fortalecido	1	544,00	26,07
	2	1200,00	141,41
	3	1404,00	79,50
0,019 Nitinol não fortalecido	1	340,00	24,50
	2	846,00	68,10
	3	1214,00	55,90

FONTE - modificada de ANDREASEN e HILLERMAN, 1971.

ANDREASEN e BARRETT (1973) avaliando os mesmos tipos e dimensões de fios analisados por ANDREASEN e HILLERMAN (1971), exceção feita ao aço inoxidável 0.012 e 0.020 polegada, observaram um aumento significativo na extensão da quantidade de trabalho. Os autores afirmaram que essa melhoria aumentou em 5% para uma deflexão de 1,5 mm, e em 50% para uma deflexão de aproximadamente 4 mm sobre todos os outros fios testados.

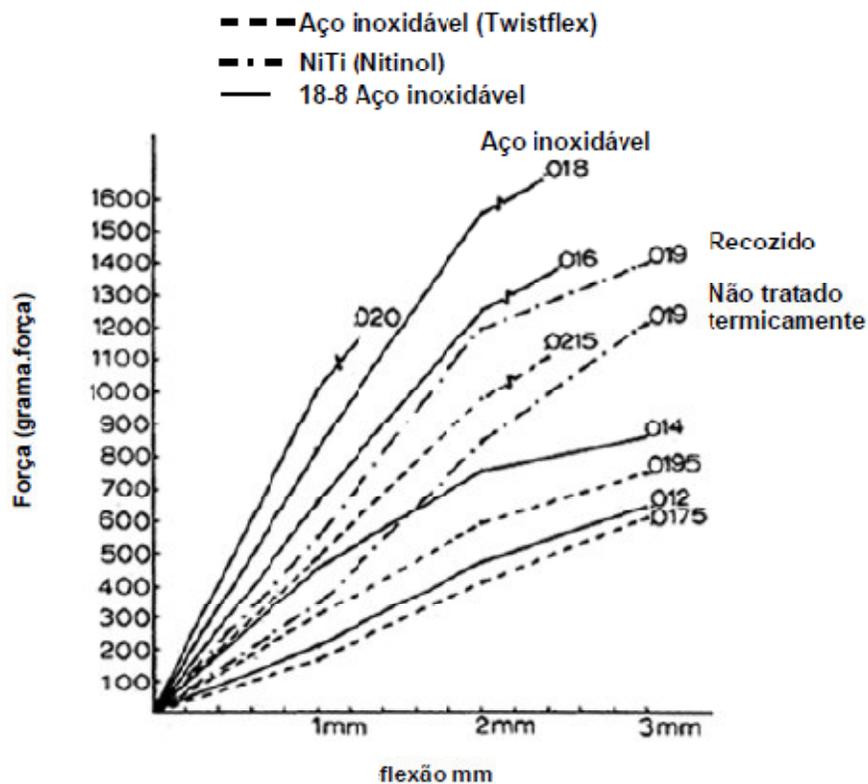


FIGURA 2.20 – Curvas de rigidez - Fios testados – aço inoxidável, Nitinol, twistflex.

FONTE -(modificada de ANDREASEN e HILLERMAN, 1971.

Quando comparado ao aço inoxidável, a característica clínica mais significativa do fio de níquel-titânio (Nitinol) é sua baixa conformabilidade, o que pode representar um problema quando é necessário conformar dobras para dentro e para fora, alças e torques. Fazer alças e ômeças no níquel-titânio não é recomendado. Eles consomem tempo de dobra e são fontes potenciais de falhas quando se está tentando fechar as alças. Trata-se de uma liga mais difícil

de ser deformada permanentemente, pois pode ser quase que totalmente curvada sem sofrer deformação permanente. Esta característica de elasticidade excepcional, sendo atualmente empregada sob a forma de arco pré-contornado, é que oferece ao clínico um avanço real na aplicação de materiais ortodônticos, pois reduz a necessidade de inserir alças para alinhar e nivelar os dentes. Esta qualidade proporciona um tempo de trabalho extenso aos fios de níquel-titânio sem necessitar de serem substituídos. Tratando uma maloclusão com fio de níquel-titânio, o profissional não necessita ascender em diâmetros dos arcos ortodônticos, o que ocorre quando um fio de aço inoxidável é empregado.

Os mais importantes benefícios do fio de níquel-titânio são obtidos quando o fio retangular é inserido precocemente no tratamento. Rotação, alinhamento e nivelamento, inclinação e torque podem ser executados precocemente com um fio retangular resiliente (elástico) de níquel-titânio. Este fio empregado com bráquetes pré-torqueados e pré-angulados requer monitoramento cuidadoso do movimento dentário devido à alta elasticidade do mesmo, produzindo uma força mais contínua. Portanto, o intervalo de tempo entre as consultas não pode ser estendido.

Segundo BISHARA et al. (1995) na década de 80 Andreasen testou fios de níquel-titânio termodinâmicos, embora estes fios tenham sido introduzidos comercialmente para utilização clínica em Ortodontia somente alguns anos mais tarde. Essencialmente esses fios podem retornar a uma forma previamente memorizada quando na sua temperatura de transição (TTR), comumente entre 31°C e 45°C. ANDREASEN (1980b) primeiro sugeriu que mudanças na forma dos fios de níquel-titânio poderiam ser usadas para aplicar forças nos dentes para movê-los ortodonticamente. Afirmou ainda que um arco ortodôntico de níquel-titânio (Nitinol) termodinâmico de 0.019 polegada de diâmetro exerce forças comparáveis a um arco ortodôntico de aço inoxidável de 0.012 polegada.

Um arco ortodôntico de níquel-titânio termodinâmico pode ser completamente amarrado nos bráquetes de dentes mal posicionados e quando o calor da boca faz com que o fio atinja a sua TTR, este começará a recuperar sua forma original. Como resultado dessas mudanças, forças ortodônticas são aplicadas aos dentes. Para aproveitar esta propriedade, o fio deve primeiro ser conformado na forma desejada enquanto sofre tratamento térmico a alta temperatura, 450°C por 10 minutos, aproximadamente.

Um fio de níquel-titânio termodinâmico teria as seguintes características: (1) Levemente passivo à temperatura ambiente de forma que possa ser facilmente amarrado; (2) Ativado instantaneamente pela temperatura da boca; (3) Capaz de aplicar forças ortodônticas aceitáveis clinicamente que resultariam em movimento dentário; (4) Uma vez completamente ativado, não seria afetado por aumento da temperatura na boca, e (5) A temperatura de transição (TTR), compreendida em uma faixa bastante estreita, deveria ser completamente ativa na temperatura da cavidade bucal e completamente passivo a temperaturas mais baixas. Esta propriedade permitiria ao clínico tempo suficiente para amarrar o arco nas ranhuras dos bráquetes antes da temperatura da boca ativar o fio.

Em 1985, BURSTONE et al. afirmaram que uma nova liga de níquel-titânio foi desenvolvida especialmente para aplicações ortodônticas pelo Dr. Tien Hua Cheng e associados para o Instituto de Pesquisa Geral de Metais Não-Ferrosos em Beijing, China. Esta liga tem características únicas e oferece potencial significativo de aplicação no projeto dos aparelhos ortodônticos. O seu histórico de pouco endurecimento e uma fase austenítica prévia levam a propriedades mecânicas que diferem significativamente do fio de níquel-titânio convencional (Nitinol). Além disso, o fio NiTi Chinês apresenta uma temperatura de transição bem mais baixa do que o fio de Nitinol.

Ao comparar essa nova liga de NiTi chinês com o níquel-titânio (Nitinol) e aço inoxidável, em fios de 0.016 polegada submetidos a teste de flexão usando uma configuração cantilever, BURSTONE et al. (1985) concluíram: (1) O fio NiTi chinês tem uma recuperação elástica que é 4,4 vezes maior do que a do fio de aço inoxidável e 1,6 vez quando comparado com o Nitinol, se a recuperação elástica medida for baseada em rendimento de um dobramento de 5 mm; (2) A 80° de ativação a rigidez média do fio de NiTi chinês é 73% menor em relação ao fio de aço inoxidável e 36% menor em relação ao fio de níquel-titânio (Nitinol); (3) A curva de carregamento não linear constrói no fio de NiTi um mecanismo de força constante de variação média de desativação. Isto é uma característica potencial de projeto, importante para aparelhos de força constante; (4) Diferente dos fios de outras ligas ortodônticas, a característica de rigidez é determinada pela quantidade de ativação. A relação carga-deformação para uma pequena ativação é consideravelmente mais alta do que para ativações maiores (FIG.2.21); (5) A deformação do fio NiTi chinês não é dependente do tempo e, diferente do fio de níquel-titânio (Nitinol), não continuará a deformar de maneira significativa na boca entre os ajustes, e (6) O fio NiTi chinês é altamente apropriado se baixa rigidez é

requerida e uma grande deflexão é necessária. A mais alta rigidez para pequenas ativações o faz mais efetivo do que os fios de ligas tradicionais cujos níveis de força podem ser também compatíveis com as pequenas ativações.

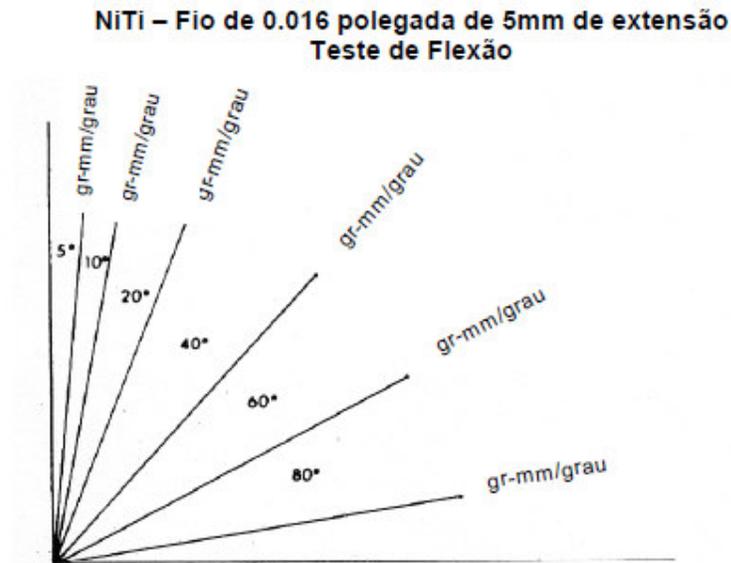


FIGURA 2.21 – Curvas carga x deformação - Comparação da rigidez média do fio de NiTi para ativações de 80° a 5° nas curvas de descarregamento . Dureza aumenta 3,8 vezes da maior para a menor ativação.

FONTE - modificada de BURSTONE et al., 1985.

Em 1986, MIURA et al. afirmaram que para concorrer com o NiTi chinês, os japoneses introduziram sua versão para esta liga. Vários estudos realizados in vitro, dentre eles: BURSTONE, QIN et al. (1985); MIURA et al. (1986); HURST et al. (1990); KHIER et al. (1991); MOHLIN et al. (1991); CHEN et al. (1992); TONNER e WATERS (1994) demonstraram que essas ligas possuem propriedades de recuperação elástica excelente e fornecem liberação de força constante para uma deflexão aumentada.

Em virtude da sua curva de histerese (curva tensão-deformação) não linear, a versão japonesa apresenta propriedades superelásticas (FIG.2.22). Estas ligas são capazes de demonstrar uma

única curva tensão-deformação devido a sua estrutura cristalina variável sob diferentes condições ambientais, exceção feita à liga de níquel-titânio estabilizada. Dessa forma, o material é capaz de sofrer transformação de fase sob condições de tensão e temperatura, sendo assim denominado ativo.

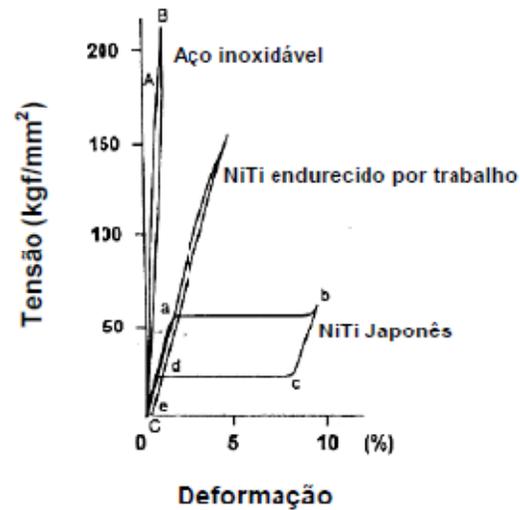


FIGURA 2.22 – Curva tensão x deformação - Para três diferentes fios ortodônticos. Curva de Histerese demonstrada pelo níquel-titânio Japonês.

FONTE - modificada de EVANS e DURNING, 1996.

2.3.2. Brackets ortodônticos

Antigamente, *brackets* unidos à banda por solda a ponto, foram muito utilizados. Com o tempo, a localização de junções ortodônticas por uniões com solda em pequenas bases de aço inoxidável que são diretamente unidas ao esmalte tornou-se comum na terapia ortodôntica. A primeira aplicação dessa técnica foi relatada em 1971 por MIZRAHI e SMITH. Nos anos seguintes bases de *brackets* perfuradas e bases de malhas não reforçadas foram largamente produzidas, necessitando de resinas ativadas por luz ultravioleta e quimicamente para união ao esmalte.

Um *bracket* ortodôntico de aço inoxidável convencional consiste de três grandes partes: aletas o “*slot*” (ranhura ou canaleta) e uma base (FIG.2.23). Um *bracket* auto ligável possui além dessas partes uma tampa para o “*slot*” (FIG. 2.24).

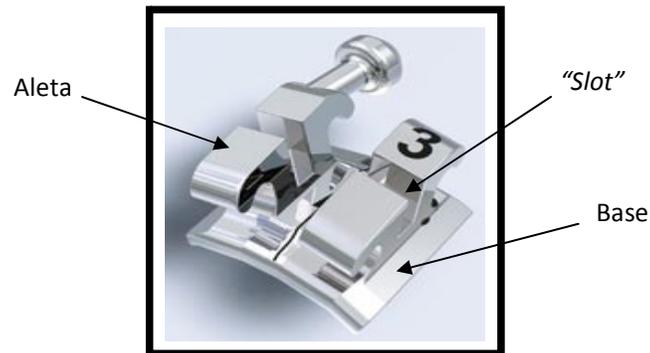


FIGURA 2.23 – Bracket ortodôntico convencional. Observar partes de um bracket ortodôntico típico de aço inoxidável: aleta, base e “*slot*”.

FONTE - Dentaurum

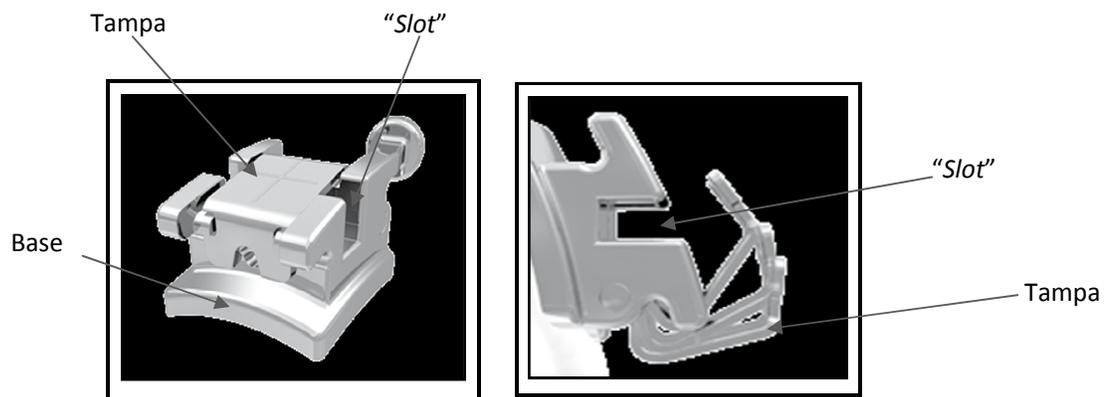


FIGURA 2.24 – *Bracket* ortodôntico auto ligável - Partes de um *bracket* ortodôntico auto ligável de aço inoxidável: aleta, base, “*slot*” e tampa do “*slot*”.

FONTE - Dentaurum

2.3.3 Normas para Testes em fios ortodônticos

Durante toda a história da ciência ortodôntica, muitas mudanças ocorreram com relação ao material utilizado como fios ortodônticos e, na tentativa de padronizar os testes desses novos materiais que surgiam, algumas especificações para testes mecânicos dos mesmos foram publicadas (ADA, 1977; ISO, 2006).

Um dos primeiros protocolos para padronização dos testes de fios ortodônticos, que se tem notícia, foi preparado, aprovado e publicado próximo de 1930, onde foram estabelecidos padrões para testes de levantamento das propriedades mecânicas de fios ortodônticos de ouro. Com o substancial aumento do custo desse material e com aprovação do uso do aço inoxidável para uso na cavidade bucal, o ouro foi quase que totalmente substituído pelo aço, após os anos 40. Por volta de 1970, houve a inclusão das ligas de cobalto cromo e níquel titânio na lista dos fios ortodônticos, e isso tornou a disponibilidade de ligas para estes fins, bem variada. Em decorrência disso, com o objetivo de padronizar a apresentação e os testes mecânicos para os fios ortodônticos constituídos de metais não nobres, a ADA publicou a Especificação de número 32 (KUSY, 1983).

A norma ADA 32/1977 especificava vários aspectos relacionados ao testes de fios ortodônticos, dentre estes pode-se ressaltar a exigência para os testes laboratoriais de segmentos de fios, de 75 mm de comprimento, fixados em um dispositivo próprio (Olsen Stifness Tester®), que mantinha o fio preso em uma das extremidades e o submetia a flexão. O cálculo da rigidez do fio, até então representada pelo valor do módulo de elasticidade do mesmo (E), devia ser obtido do gráfico, obtido nos testes de flexão, abaixo do limite elástico, por uma relação que envolvia, o momento angular, o comprimento do vão do ensaio (25,4mm), o momento de inércia da secção testada e a flexão angular em radianos (ADA, 1977).

Depois de quase trinta anos de vigência da norma ADA 32, a norma ISO-15841/2006 foi publicada, e modificou uma série de características dos testes de fios ortodônticos. O objetivo principal dessa norma foi torná-los mais adequados aos fios de maior resiliência que passaram a ser utilizados nos tratamentos ortodônticos, e fazer com que os testes laboratoriais fossem realizados em testes de flexão em três pontos, com o fio simplesmente apoiado, o que os tornariam mais próximos dos sistemas aplicados na cavidade bucal (ISO, 2006).

A norma ISO-15841, vigente nos dias de hoje, preconiza que as amostras de fios para os testes deve ter um comprimento mínimo de 30 mm, e este deve ser submetido a um teste de flexão simétrico entre apoios separados por uma distância de 10 mm.; a flexão deve ser realizada com uma ponteira localizada na metade do segmento de fio e deve apresentar o raio das extremidades de 0,10 mm, assim como os apoios. E por fim, os fios de seções retangulares devem ser testados nas duas direções (maior e menor dimensão). A rigidez do fio, representada em N/mm, deve ser obtida através da inclinação da porção retilínea do diagrama (abaixo do limite elástico) obtido nos testes de flexão, por uma relação direta entre força e flexão (ISO 2006).

Nas informações, encontradas na literatura ortodôntica especializada, sobre rigidez dos fios, o que se observa, algumas vezes, é que existe a falta de reconhecimento das diferenças entre os conceitos de rigidez do fio e rigidez do aparelho, e isso pode dificultar bastante a comparação dos resultados dos estudos, demonstrando uma divergência para os valores obtidos.

Bastos et al, em 2007, por exemplo, em seu trabalho intitulado: Análise da relação carga/flexão de fios ortodônticos de titânio-nióbio e aço inoxidável, na realidade se referia à determinação da rigidez do aparelho ortodôntico constituído por estes fios e não propriamente à rigidez dos fios constituídos por estes materiais. Várias características, observadas na Figura 2.25 demonstram o tipo de testes realizado pelo autor e tornam claro a inclusão de diversas variáveis que desempenham papel importante como fatores de rigidez do desenho do aparelho, fazendo com que o resultados das medidas se referissem às medidas de rigidez do aparelho e não a rigidez dos fios estudados.

É possível perceber que a medida da força sob flexão dos fios estudados por Bastos et al, em 2007, foram realizados em modelos incluindo 11 *brackets*, como os fios amarrados nos mesmos e com os fios em formato de arco. Além disso, observa-se também, que a rigidez do fio medida é realizada somente em sua maior seção, no sentido vestibulo-lingual ou em primeira ordem.

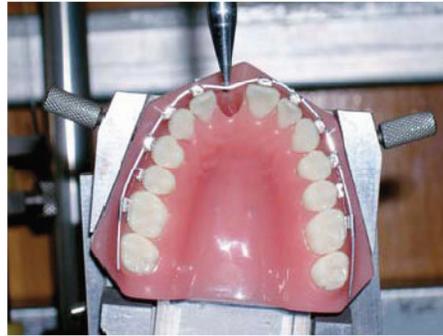


FIGURA 2.25 – Testes de Bastos et al., em 2007. Observar na fotografia que os testes não foram obtidos na norma ISO 15841/2006 para obtenção da rigidez dos fios e sim em um esquema particular com 11 *brackets*, fios amarrados sobre estes, e com fios em formato de arco, o que caracteriza a medida da rigidez do aparelho ortodôntico específico.

FONTE – BASTOS et al, 2007.

Vários estudos seguem o exemplo deste trabalho, onde ocorre a falta da diferenciação entre a rigidez do aparelho e rigidez do fio e as medidas foram realizadas sem a preocupação de seguir as normas vigentes para determinar a rigidez do fio.

Diante disso, nota-se que a rigidez dos fios ortodônticos, tem origem nas mais variadas formas de testes e incluem um número grande de variáveis, como pode ser observado no Quadro 2.8. Verifica-se ainda que não existe uma relação entre a metodologia utilizada nas formas de obtenção da rigidez do fio ortodôntico e as normas vigentes.

Os trabalhos de BURSTONE, BALDWIN e LAWLESS, em 1961, e de FILLMORE e TOMMLINSON, em 1976, foram os exemplos utilizados como trabalhos realizados antes da publicação da Norma ADA 32, e até então, só existiam normas para fios ortodônticos de ouro, o que de certa forma justificaria as diferenças metodológicas.

Os trabalhos de STAGGERS e MARGESON, em 1993, BISHARA et al, em 1995, JOHNSON, em 2003, e de KRISHNAN e KUMAR, em 2004, foram os exemplos utilizados de trabalhos realizados depois da publicação da Norma ADA 32, e nem por isso, como era de se esperar, utilizaram testes como especificados na Norma, e sequer citam as normas como referências ou para fins de comparação, com exceção do trabalho de Johnson.

Os trabalhos, tomados como exemplos para estudos após a publicação da Norma ISO 15841/2006, como o de BASTOS et al., em 2007 e o de BACCETTI et al, em 2009, como se pode observar, também não realizaram testes dentro das especificações das normas vigentes.

QUADRO 2.8

Variação da Metodologia dos Estudos de Rigidez dos fios ortodônticos

Autor	Ano	Tipo de teste	Variáveis incluídas
BURSTONE, BALDWIN e LAWLESS	1961	Teste de flexão em Cantilever	Ouro, Aço 10mm – 20mm
FILLMORE e TOMMLINSON	1976	Teste de tração	CoCr Inclusão de Molas
PUBLICAÇÃO DE NORMA ADA 32/ 1977			
STAGGERS e MARGESON	1993	Teste de Tração	TMA e Aço Esterelização
BISHARA et al	1995	Teste de flexão	NiTi A Entre 23°C e 37°C Meio úmido
JOHNSON	2003	Teste de flexão em três pontos	TMA 37°C ± 1°C 12mm
KRISHNAN e KUMAR	2004	Teste de flexão em três pontos	Aço, TMA 14mm <i>Brackets/ Ligaduras elásticas</i>
PUBLICAÇÃO DE NORMA ISO 15841 / 2006			
BASTOS et al.	2007	Teste em Typodont	Aço e Ti Nióbio Medição em Primeira Ordem com <i>Brackets</i>
BACCETTI et al	2009	Teste de flexão	NiTi Inclusão de <i>Brackets</i> 8,5mm

Além dos trabalhos, citados acima, outros 21 exemplos de artigos servem para demonstrar divergências observadas nas metodologias utilizadas na obtenção da rigidez dos fios ortodônticos (Quadro 2.9, Quadro 2.10 e Quadro 2.11)

QUADRO 2.9

Estudos sobre propriedades mecânicas dos fios ortodônticos em ordem alfabética dos autores de A a H.

Autor	Ano	Tipo de teste	Variáveis incluídas
ANDREASEN, HEILMAN e KRELL	1995	Teste em Cantilever	Entre 23°C e 37°C 12,7mm
BARTZELA, SENN e WICHELHAUS	2007	Teste de flexão em três pontos	NiTi – 14mm 37°C
BURSTONE et al	1985	Teste em Cantilever	Fios de NiTi A e NiTi M 22°C, 37°C, 60°C
CHEN, ZHI e AVYSTAS	1992	Teste de flexão em três pontos	12,5mm
FISCHER- BRANDIESA et al	2002	Teste de flexão em três pontos	NiTi A e NiTi M 22°C, 37°C, 60°C
GARREC e JORDAN	2004	Teste de flexão em três pontos	37°C 14mm
GURGEL et al	2001	Teste de flexão em três pontos	NiTi A 35°C
HUDGINS, BAGBY e ERICKSON	1990	Teste de flexão	Brackets 19mm 37°C

QUADRO 2.10

Estudos sobre propriedades mecânicas dos fios ortodônticos em ordem alfabética dos autores de I a S.

Autor	Ano	Tipo de teste	Variáveis incluídas
IBE e SEGNER	1998	Teste de flexão em três pontos	NiTi A 35°C
KHIER et al	1991	Teste em Cantilever	Fios de NiTi A e NiTi M
KUSY e STEVENS	1987	Teste de flexão em quatro pontos	Aço trançado
MIURA et al	1986	Teste de flexão em três pontos	NiTi A e NiTi M 37°C
NAKANO et al	1999	Teste de flexão em três pontos	NiTi A e NiTi M 37°C
PARVIZI e ROCK	2003	Teste de flexão em três pontos	20°C, 30°C, 40°C
PELSUE et al	2009	Teste de Tração	Aço australiano
RUCKER e KUSY	2002	Teste de flexão em três pontos	Aço coaxial e NiTi convencional 8,9mm e 12,5 mm
SAKIMA, DALSTRA e MELSEN	2006	Teste de flexão	Brackets - 15mm 30°C, 33°C, 37°C, 40°C
SANTORO e BESHES	2000	Teste de flexão em três pontos	35°C, 60°C

QUADRO 2.11

Estudos sobre propriedades mecânicas dos fios ortodônticos em ordem alfabética dos autores de T a Y.

Autor	Ano	Tipo de teste	Variáveis incluídas
TONNER e WATERS	1994	Teste de flexão em três pontos	NiTi A e NiTi M De 5°C até 50°C
WALKER et al	2007	Teste de flexão em três pontos	Fios de NiTi 37°C - Fluoreto Em meio líquido – 12mm
WILKINSON et al	2002	Teste de flexão em três pontos	NiTi A Inclusão de brackets 22°C, 35.5°C, 44°C
YONEYAMA et al	1993	Teste de flexão em três pontos	37°C

Apesar de todas essas divergências conceituais e metodológicas observadas nos exemplos de trabalhos de rigidez dos fios ortodônticos, durante a história da Ortodontia, alguns autores tentaram estabelecer referenciais de comparação baseadas nas normas vigentes na época, como foi o caso de Burtone, em 1981, e Kusy, em 1983.

2.3.4 Referenciais de rigidez dos fios ortodônticos

Durante todo o período de evolução dos fios ortodônticos, desde os anos setenta até os dias de hoje, poucos referenciais foram elaborados e utilizados para a comparação da rigidez dos fios ortodônticos. Mais precisamente, dois sistemas foram elaborados, e são os que se utilizam atualmente quando se pretende comparar rigidez dos fios.

O primeiro referencial de rigidez dos fios é o sistema numérico desenvolvido por BURSTONE, em 1981, e é um sistema relativamente simples, que traz informações de cálculo da rigidez relativa de fios de diferentes seções transversas e de materiais.

O número de rigidez da seção transversa (R_s), de referência para os cálculos, neste sistema, é aquele representativo do fio de 0,1mm (0,004 polegada) de diâmetro, e é tomado como valor base 1. Usando-se este referencial, se observa que um fio de 0,15 mm de diâmetro (0,006 polegada) de diâmetro, por exemplo, tem um R_s de 5, o que significa dizer que para a mesma flexão, uma força liberada por este é cinco vezes maior que aquela liberada pelo fio referência. Um outro fio, com seção transversa de 0,41 mm (0,016 polegada) de diâmetro, tem um número de rigidez da seção de 256, e isto significa que, para uma ativação idêntica, uma força 256 vezes maior do que um fio de seção circular de 0,1 mm é gerada. No Quadro 2.2 pode-se observar o número de rigidez da seção obtido no referencial de Burstone para várias seções circulares.

Mesmo quando se mantém a rigidez da seção, pode-se variar a rigidez do fio utilizando-se materiais diferentes, no caso, varia-se a rigidez do material, representada pela valor do módulo de elasticidade do mesmo. A rigidez do material (R_m) no sistema de referências, estabelecido por Burstone, é baseada no módulo de elasticidade do fio de aço inoxidável (QUADRO 2.3).

Um outro referencial de rigidez do fio, em Ortodontia, foi desenvolvido e proposto por KUSY, em 1983, e é um sistema basicamente gráfico, constituído por nomogramas.

Esse sistema é utilizado, desde 1983, como referência em alguns estudos em Ortodontia e ainda hoje serve de base para discussão sobre as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos, como por exemplo, em edições recentes do livro – Ortodontia Contemporânea (PORFFIT, 1992).

Como podem ser observado, os nomogramas de Kusy, (FIGURA 2.26 e FIGURA 2.27), apresentam não só o dado discutido nesse trabalho, que é a rigidez do fio, mas também duas outras propriedades dos fios ortodônticos, quais sejam: a resistência e o limite de trabalho dos fios; que também são informações úteis quando se analisa o fio ortodôntico do ponto de vista de seu comportamento mecânico.

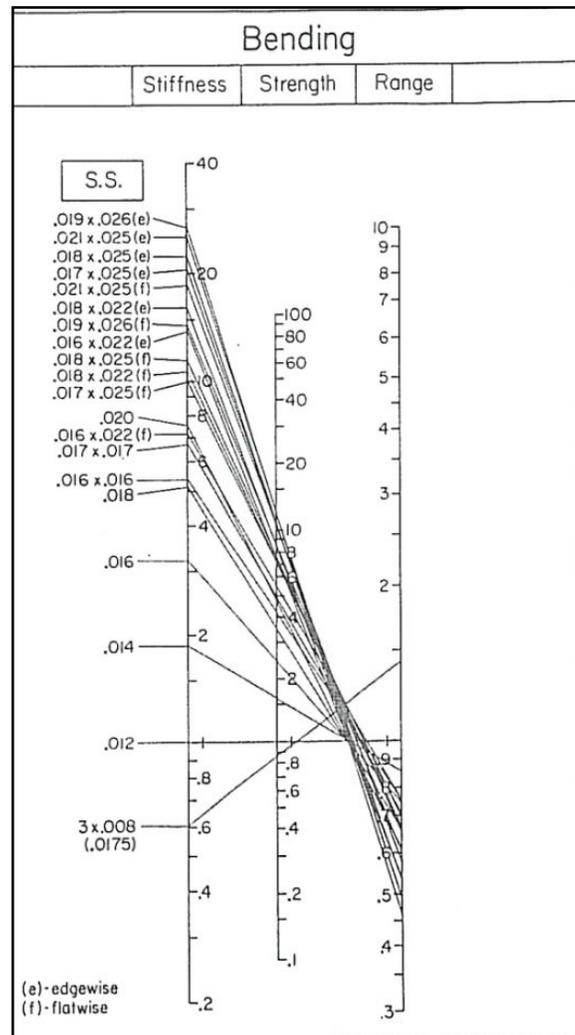


FIGURA 2.26 – Nomograma de Kusy para os fios de aço inoxidável. Observar na coluna esquerda a rigidez do fio, na direita o limite de trabalho e no meio a resistência do fio.

FONTE – PROFFIT et al, 1992.

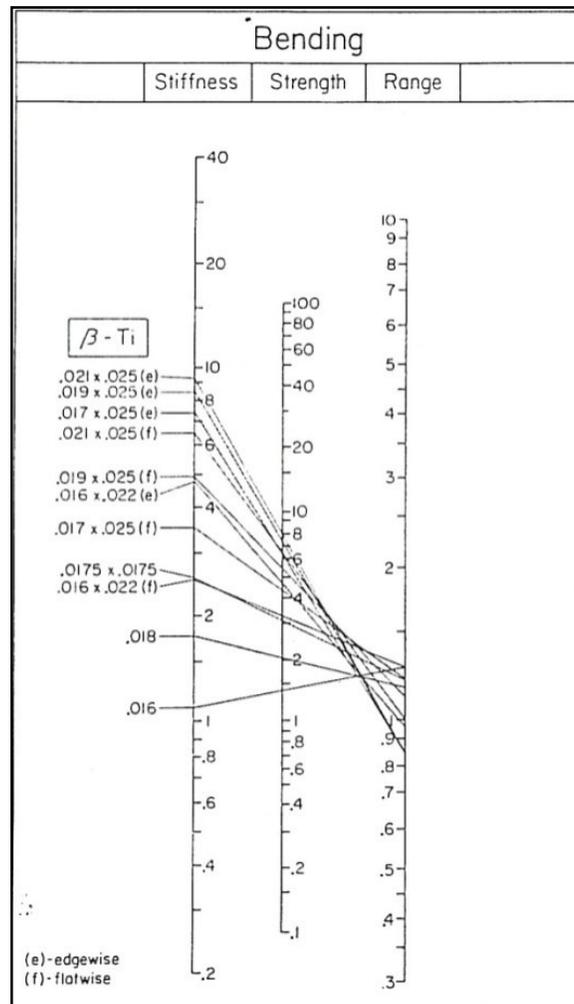


FIGURA 2.27 – Nomograma de Kusy para os fios de TMA (β Ti). Observar na coluna esquerda a rigidez do fio, na direita o limite de trabalho e no meio a resistência do fio.
FONTE – PROFFIT et al, 1992.

A idéia da construção de nomogramas, como utilizada no referencial de Kusy para rigidez do fio ortodôntico, pode ser bem útil em caso de uso rotineiro de mais de um valor, e principalmente, se estes possuem uma relação constante, como é o caso.

A suposição de Kusy, com a proposta de um referencial deste tipo, era a de se utilizar não só a rigidez do fio, mas também, seu limite de trabalho e sua resistência, quando em análises do comportamento dos fios, seja feita por pesquisadores em laboratórios ou na clínica, se utilizasse

O sistema proposto para representar a rigidez do fio ortodôntico, é um sistema que resulta da representação gráfica e numérica, porém não relativa como é o caso dos sistemas de Burstone e de Kusy, e sim de valores absolutos e que considera um intervalo de valores possíveis para a rigidez do fio dentro dos limites toleráveis pela norma ISO 15841/2006.

2.4 Método dos Elementos Finitos

2.4.1 Considerações básicas

A aplicação dos princípios da engenharia, assim como o uso do método dos elementos finitos, tem fomentado maior refinamento nas análises dos sistemas constituídos em Ortodontia. Têm sido realizadas inúmeras investigações usando os princípios de Engenharia com o objetivo de encontrar a relação entre o comportamento real dos sistemas e as predições teóricas (SHNEIDER, GEIGER E SANDER, 2002).

Para fins analíticos, os fios ortodônticos assim como os aparelhos podem ser comparados às estruturas de Engenharia e grandes benefícios para a construção de um raciocínio científico podem ser obtidos com este tipo de comparação, desempenhando papel fundamental na evolução do conhecimento de mecânica em Ortodontia.

A eleição dos fios e dos desenhos dos aparelhos ortodônticos a serem utilizados em determinadas situações, é uma operação de rotina para o ortodontista e, por esta razão, é importante buscar a perfeita compreensão das funções e do comportamento mecânico destes. (QUINTÃO, 2000)

Este fato tem levado a grandes progressos na metodologia de análise dos aparelhos ortodônticos e de predição de seu comportamento mecânico. Os aparelhos que antes eram analisados de forma empírica, através da experiência e intuição, após a fase de introdução dos princípios da Engenharia, passaram a ser avaliados pelos mais sofisticados métodos computacionais de análise estrutural, o que corrobora para a utilização da Bioengenharia em Ortodontia (BURSTONE, 1975).

A análise estrutural é a área da Engenharia que estuda as estruturas, determinando os esforços e as deformações aos quais ficam submetidas, quando solicitadas por agentes externos, como, por exemplo, cargas e movimento de seus apoios. O objetivo principal da análise estrutural é transformar uma ação ou uma combinação de ações em respostas da estrutura (SUSSEKIND, 1979), o que se assemelha aos objetivos da maioria das análises dos aparelhos ortodônticos, que é transformar uma combinação de ações em respostas de movimentação dentária (NIKOLAI, 1996).

As estruturas se compõem, assim como os aparelhos ortodônticos, por uma ou mais peças, ligadas entre si e ao meio exterior de modo a formar um conjunto capaz de receber solicitações externas, absorvê-las internamente e transmití-las até seus apoios, onde estas solicitações encontram seu sistema equilibrante (NIKOLAI, 1996).

Antes do advento dos computadores, os engenheiros viam-se tolidos em suas concepções e análises estruturais, pela falta de instrumentos de trabalho adequados. Os métodos clássicos de análises existentes, apesar de um aperfeiçoamento constante, eram capazes de oferecer soluções somente para problemas simples, na maioria das vezes, distanciados dos problemas físicos reais que se apresentavam. Prever o comportamento real de estruturas mais complexas através de cálculos numéricos era vedado pelo esforço exigido para resolver grande número de equações simultâneas (VENANCIO FILHO, 1975).

As principais restrições que se faziam aos métodos numéricos praticamente desapareceram com o início da utilização dos computadores, e estes métodos, então, tomaram grande impulso, com repercussão em todas as áreas da engenharia e, em particular, na análise das estruturas (VENANCIO FILHO, 1975).

Paralelo ao desenvolvimento dos computadores foram sendo desenvolvidos os métodos matriciais de cálculo o que permitiu, em última instância, análises mais rápidas e precisas de estruturas relativamente complexas, para as mais diversas condições de carregamento (ZIENKIEWICZ, TAYLOR, 1994).

A maioria dos autores afirma que se deve render tributo especial à indústria aeronáutica, pois a mola propulsora para o desenvolvimento destes sistemas de cálculos foi a necessidade de obtenção de estruturas mais leves e seguras sujeitas às mais diversas condições de trabalho

(VENANCIO FILHO, 1975; COBO et al., 1993; ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 1994; MENDES, 1997).

A continuação das pesquisas e desenvolvimento desta área culminou com a abertura de novo caminho: a análise estrutural pelo método dos elementos finitos (MEF).

Por meio do método dos elementos finitos a estrutura é modelada através de uma formulação variacional. O contínuo é subdividido em diversas partes contíguas denominadas elementos finitos. Tais elementos são conectados aos outros por pontos denominados nós ou pontos nodais. Para cada elemento finito são estabelecidas funções de interpolação, que permitem simular o comportamento estrutural desta região. As propriedades podem ser distintas para cada elemento, como também suas características de respostas estrutural. Este fato aliado à capacidade do método em representar domínios complexos, tornam o MEF a ferramenta computacional atualmente mais utilizada para a análise de estruturas.

O reconhecimento do inegável valor do MEF, no trato de problemas outrora insolúveis em termos práticos, fez surgir importantes programas como por exemplo ADINA, ALGOR, ANSYS, SAP, PATRAN, COSMOS, SDRC e CEFEA (ANDERSEN et al., 1991; SAMESHIMA e MELNICK, 1994; ROSSOW e TERBLANCHE, 1995).

Os programas atualmente existentes possuem uma larga escala de aplicações em análises através do MEF. Estes programas são utilizados nas áreas aeroespacial, automotiva, construção, eletrônica, produção de energia, nuclear, indústrias de aço e na área biomédica.

A análise típica em um programa de análise estrutural que utiliza o método dos elementos finitos é constituída de três passos fundamentais: (1) a construção do modelo matemático; (2) a simulação dos carregamentos e obtenção dos resultados e (3) a interpretação dos resultados.

A construção do modelo matemático requer mais tempo do usuário do que qualquer outra parte da análise. Deve ser definida a geometria do modelo, o tipo e as propriedades mecânicas dos elementos, que serão utilizados para compor cada uma das partes do sistema e o tipo de análise que será realizada: estática, dinâmica ou térmica (ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 1994).

Na maioria das análises mecânicas pelos modelos matemáticos, a configuração geométrica básica do sistema físico real deve ser conhecida em profundidade, pois, para a obtenção do modelo matemático que o represente da forma mais fielmente possível, é preciso transformá-lo em uma entidade geométrica, constituída de um certo número de pontos ou coordenadas em um sistema de coordenadas cartesianas tridimensionais (NAYLOR et al., 1971; BOYLE et al., 1991).

O tipo de elemento que melhor representa as partes de uma estrutura depende basicamente de dois fatores: da geometria e do tipo de análise. Aquela estrutura, onde o comprimento é muitas vezes maior que as outras dimensões pode ser representada por elementos do tipo viga. Estes elementos caracterizam-se por ser bidimensionais ou tridimensionais, de acordo com o tipo de análise que se objetiva. Quando se pretende obter esforços e deslocamentos nos três planos do espaço, a ação de um sistema de forças sobre um ponto qualquer pode ser expressa por 3 translações e 3 rotações, segundo os 3 eixos ortogonais, x , y , e z . Diz-se, em consequência disto, que um dado ponto possui 6 graus de liberdade.

Assim como a maioria das estruturas os aparelhos ortodônticos podem ser modeladas por elementos unidimensionais, bidimensionais ou tridimensionais. Os elementos unidimensionais são as barras, que podem ter eixo reto ou curvo. Os elementos bidimensionais ou elementos planos possuem geralmente geometria triangular ou quadrilateral. Os elementos tridimensionais são os elementos sólidos, usualmente tetraédricos ou hexaédricos.

Para análises destes modelos, podem ser utilizadas a análise linear e a análise não linear, com inúmeras variações. Em uma análise linear tem-se que o carregamento aplicado é proporcional ao deslocamento da estrutura ou vice e versa. Já na análise não linear, incrementos constantes de carga não correspondem a incrementos constantes de deslocamentos. O comportamento não linear pode estar relacionado ao comportamento do material ou associado a mudanças da configuração da estrutura.

O MEF já foi utilizado também, em Ortodontia, como forma de prever o comportamento mecânico dos aparelhos ortodônticos. Assim, no sentido de conhecerem o sistema de esforços produzidos por diferentes molas de fechamento de espaços, HASKELL et al. (1990) utilizaram modelos bidimensionais variando a configuração e ativação da mola e os resultados

mostraram que este tipo de estudo contribui para procedimentos clínicos mais adequados. Com objetivo semelhante, FOTOS et al. (1990) determinaram os esforços produzidos durante o encaixe de um arco de níquel-titânio no interior de acessórios pré-angulados e pré-torqueados.

A dificuldade em formular um bom modelo matemático é, em geral, mal avaliada, pois os registros científicos costumam apresentar os modelos prontos, de tal modo que ao leitor pode parecer que não haveria outra maneira de tratar o problema em questão. É como se a realidade espontaneamente se adaptasse às exigências do modelo e o comportamento à situação simulada (NAYLOR et al., 1971; BOYLE et al., 1991).

Por mais completo e lógico que seja um modelo, só poderá ser considerado útil se for capaz de passar pelo crivo de algum processo de validação. É aí que fica demonstrada a sua confiabilidade ou então se determina a necessidade de reparos em parte ou no todo (NAYLOR et al., 1971).

A confiança de que determinado modelo é, de fato, uma representação da realidade pode ser adquirida com relativa facilidade e o problema da validação será sempre entendido com uma questão de grau, pois nenhum modelo se caracteriza por um perfeito isomorfismo em relação à realidade. Todo processo de formulação de modelos matemáticos envolve simplificações maiores ou menores, de forma que qualquer critério que venha a ser utilizado para efeito de validação deverá se limitar à verificação de certas características importantes do sistema. Em torno destas características se desenvolve o estudo de validação do modelo.

Ao se estabelecerem critérios e métodos para validação deve-se, contudo, considerar os propósitos da simulação. Por vezes, um modelo matemático é utilizado apenas em caráter exploratório; em outras situações, tem a função preditiva e, desta forma, em algumas ocasiões os critérios para validação deverão ser consideravelmente mais rigorosos do que nos casos anteriores NAYLOR e et al.(1971).

Através de trabalhos de validação podem ser revelados defeitos que, uma vez contornados, permitirão refinar o modelo, formando assim um processo iterativo que terminará por produzir um modelo com razoável grau de confiabilidade NAYLOR e et al.(1971).

Ainda segundo NAYLOR e et al.(1971), as principais deficiências de um modelo costumam ser: (1) inclusão de variáveis irrelevantes; (2) exclusão de variáveis relevantes; (3) representação inadequada de variáveis; e (4) formulação incorreta da relação entre as variáveis.

Em alguns testes de validação dos modelos, a análise estatística pode ser substituída com vantagens pela análise de sensibilidade na qual procura-se determinar uma faixa de variação para um dado parâmetro dentro da qual os resultados não sejam sensivelmente afetados (NAYLOR et al.,1971). A análise de sensibilidade tem seu mérito ao orientar simplificações e refinamentos do modelo. Quando os resultados forem pouco afetados por variações do parâmetro, permite que distribuições sejam substituídas por constantes, além de outros tipos de simplificações que eliminam complexidades desnecessárias. Ao contrário, quando os resultados forem extremamente sensíveis a variações do parâmetro, indica que se deve fazer um refinamento adicional da coleta de dados visando obter grau de confiança mais elevado.

Um modelo de simulação é, por sua vez, construído a fim de que se possam conduzir experimentos controlados, que seriam mais laboriosos ou impossíveis de serem efetuados em sistema real. A simulação auxilia de forma direta no conhecimento dos sistemas de esforços gerados pelos aparelhos ortodônticos sobre os dentes. Diversos recursos, tanto físicos quanto experimentais, estão disponíveis para a realização de tais simulações (VENANCIO FILHO, 1975).

A falta de conhecimento sobre cada um dos sistemas de aparelhos ortodônticos pode ser significativamente reduzida pelo estudo básico dos princípios da Física e Mecânica. Ainda que a monitoração e a operação eficiente dos diversos sistemas aplicados em Ortodontia dependam diretamente da habilidade de seus operadores, a previsão dos resultados de cada passo realizado para o tratamento ortodôntico é de extrema importância e destaca-se como fator primordial para o sucesso total do tratamento.

Diante da impossibilidade de serem realizadas medidas da maioria dos esforços exercidos sobre os dentes pelos aparelhos, salvo algumas exceções como casos de elásticos e alguns poucos processos de tratamento, o conhecimento acumulado até os dias atuais resulta da somatória dos resultados de experimentos em animais, experimentos físicos, experimentos “in

vivo” e através do processo de simulação física e computacional, processos estes capazes de representar, pelo menos em parte, a maioria dos sistemas ortodônticos (BURSTONE, 1980).

A simulação via computadores de um sistema ortodôntico é, de modo geral, uma tentativa de reprodução, o mais exata possível, do seu comportamento real, tanto para situações simples quanto para as mais complexas possíveis, com objetivos diversos, principalmente o de conhecer com mais detalhes cada um destes sistemas de aparelhos e controlar, em última instância, os efeitos indesejáveis que possam ocorrer com sua utilização (NAYLOR et al.,1971; BURSTONE, 1980).

Pode-se, portanto, definir a simulação como sendo, basicamente, uma alternativa de interseção do conhecimento com as forças aplicadas na prática, representando o comportamento real do aparelho, sem o comprometimento e limitações de simulações físicas (NAYLOR et al.,1971).

Experimentos em equipamentos idealizados, que reproduziam situações ortodônticas, estiveram presentes nos periódicos especializados, sendo que modelos físicos experimentais mecânicos, fotoelásticos ou por interferometria holográfica eram os exemplos mais freqüentes (BURSTONE, 1980).

A simulação dos sistemas ortodônticos por meios físicos em laboratórios é um método apropriado para várias aplicações de constituição mais simplificadas. Porém, se o objetivo é uma observação complexa e refinada, tem-se observado que simulações numéricas computacionais são as mais adequadas. Este processo é largamente estudado em pesquisas, estudos e análises técnicas. Os computadores oferecem, hoje, devido aos grandes avanços dos equipamentos e programas, condições de simulação para muitas situações reais (NAYLOR et al., 1971).

Uma dificuldade que pode surgir, nas simulações computacionais, é que o modelo pode não refletir corretamente a realidade, o que pode levar a resultados que, parecendo esclarecer, confundem. As simulações tem também um grau de imprecisão, nem sempre fácil de avaliar ou controlar (FOTOS et al., 1990).

Os resultados são corriqueiramente valores numéricos, que estimulam, via de regra, uma confiança excessiva, considerada pela maioria dos autores além da justificável. Essas considerações, dentre outras, devem estar presentes no processo de decisão de qual técnica adotar, a fim de simular e buscar soluções para um determinado problema (NAYLOR et al., 1971).

2.4.2 Processos de Validação e Verificação

A simulação em Engenharia envolve basicamente três tipos de modelos: o modelo conceitual, o modelo matemático e o modelo computacional. E as relações entre estes modelos, definem os processos de verificação e validação das simulações.

Segundo THACKER (2001) a verificação é o processo de determinação da representatividade do modelo computacional do modelo matemático e sua solução. Já o processo de validação é a determinação do grau de representatividade de um modelo computacional da situação real. E de uma maneira mais simplificada ainda, a verificação é do domínio dos matemáticos e a validação é do domínio dos físicos.

Pela definição verificar é estabelecer a confiança no modelo computacional realizando dois processos fundamentais: (1) Verificação do código – onde os algoritmos matemáticos do modelo e da solução estão trabalhando corretamente e (2) Verificação dos cálculos – onde a solução discreta do modelo matemático é exata.

Em geral, a verificação do código é o domínio daqueles que desenvolveram o software. Os usuários do software compartilham também na responsabilidade para a verificação do código, mesmo que tipicamente não tenham o acesso à fonte do software.

Entre as técnicas da verificação do código, o método o mais popular é comparar saídas do código com as soluções analíticas; este tipo de comparação é o mainstay de testar a regressão. Infelizmente, a complexidade da maioria de soluções analíticas disponíveis pales comparado para nivelar aplicações rather rotineiras de a maioria de software comercial.

Pode ser vista como a estimativa dos erros na solução numérica devido à discretização. Entretanto, por definição, a solução discreta é uma aproximação da solução analítica, portanto

toda a comparação dos resultados numéricos e analíticos conterà algum erro. Assim o objetivo da verificação do cálculo é estimar a quantidade de erro na comparação que pode ser atribuída à discretização.

O erro é estimado geralmente comparando-se as soluções numéricas com duas formas de discretização diferentes, com o aumento da resolução da malha, por exemplo, diminuindo o tamanho dos elementos. O objetivo dessas comparações é determinar a convergência da solução. A principal responsabilidade pela verificação do cálculo fica com o analista ou com o usuário do programa. Apesar de ser responsabilidade daqueles que desenvolvem o programa assegurarem que seus algoritmos são implementados corretamente, eles não podem garantir que a malha desenvolvida pelo usuário é adequada para obter a exatidão algorítmica desejável, ou seja, os erros da solução devido ao uso de um modelo são atribuídos ao usuário do programa.

Em nenhum momento da verificação tenta-se responder a pergunta se os modelos selecionados são adequados para representar a realidade do interesse. Responder à pergunta da adequação do modelo é do domínio da validação, isto é, se a mecânica (física) incluída nos modelos são suficientes para gerarem respostas de confiança às perguntas do problema.

A maneira pela qual a matemática e a física interagem é ilustrada no fluxograma da FIG. 2.28. Após a seleção do modelo conceitual, o processo tem duas direções: a esquerda contém os elementos de modelando e a direita que contém os elementos de testes físicos (experimentais).

A semelhança entre os resultados das simulações e experimentais é requerida porque normalmente o modelo matemático e físico são diferentes. Pode-se considerar como um exemplo a condição da extremidade fixa, os dois grupos terão vistas completamente diferentes do modelo conceitual para uma viga em balanço por exemplo. Matematicamente esta condição de limite é completamente fácil de representar, mas no laboratório não há nenhuma condição tal que represente a fixação total da extremidade. No geral, algumas partes do modelo conceitual serão relativamente fáceis de incluir no modelo matemático ou físico, e outras mais difíceis. Uma interação deve ser realizada entre o processo de modelagem e o de experimentação para resolver estas diferenças. Neste sentido, estudos e cálculos preliminares, podem colaborar para a semelhança com o modelo conceitual.

De importância igual é a idéia de que os resultados experimentais não devem ser revelados até se obterem resultados nas simulações. A razão principal para guardar os resultados é realçar a confiança no potencial preditivo do modelo. Quando os resultados experimentais estão disponíveis aos modeladores antes de estabelecer os resultados da simulação, a tendência humana é induzir o modelo aos resultados experimentais para produzir uma comparação favorável. Esta tendência diminui o nível da confiança na habilidade do modelo em prever, e move o foco para a habilidade do modelo de imitar os resultados experimentais fornecidos.

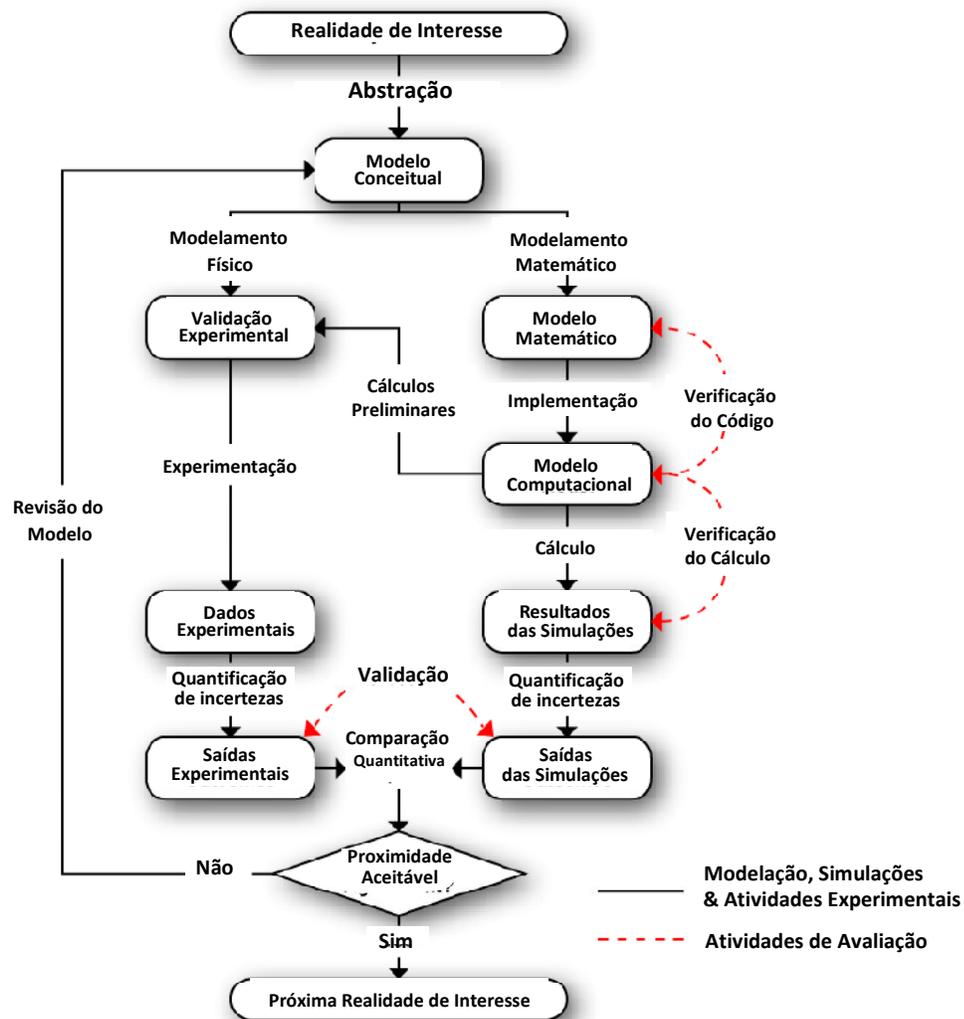


FIGURA 2.28– Processos de verificação e validação. Esquema demonstrativo da interação entre a verificação, a validação e a simulação numérica computacional.

FONTES: modificado de THACKER, 2001.

Finalmente um aspecto de grande importância é quantificação da incerteza das medições e seu papel tanto nas simulações quanto nos experimentos. Quando mais de uma experiência é executada certamente são produzidos resultados diferentes. Similarmente, cada simulação computacional envolve os parâmetros numéricos e físicos que têm escalas, e distribuições prováveis, dos valores. As técnicas de quantificação da incerteza tentam mensurar o quanto estas variações do parâmetro afetam os resultados da simulação.

2.4.3 Quantificação das Incertezas das medições

A definição formal para “incerteza de medição” traz vários pontos a destacar. Primeiramente, ressalta-se que a incerteza está relacionada a um valor de medição, que é o resultado da medição, e não ao valor verdadeiro do mensurando, o qual na prática não é conhecido. O resultado da medição é apenas a melhor estimativa de tal valor verdadeiro e, na ausência de efeitos sistemáticos, geralmente é obtido pela média aritmética de N medições repetidas do mesmo mensurando (GUM – INMETRO, 2003).

O segundo ponto a destacar é que a incerteza caracteriza uma faixa de dispersão ou intervalo, e não um valor pontual. Nesse sentido, a incerteza não deve ser confundida com “erro”, pois esse último é um valor pontual e não uma faixa e usualmente pode ser corrigido, quando aplicado um fator de correção adequado. Já a incerteza é a dúvida remanescente associada ao resultado da medição. Ela mede o grau de desconhecimento sobre aquilo que está sendo medido.

Por fim, cabe ressaltar que a incerteza corresponde a uma faixa de valores que podem ser atribuídos fundamentadamente ao mensurando, isto é, de uma forma fundamentada e realista, não devendo ser entendida como uma “faixa de segurança”. Ou seja, a incerteza não deve, por um lado, ser subestimada e, por outro, tampouco deve ser sobreestimada.

Como um resultado de medição nada mais é do que meramente uma estimativa do valor verdadeiro do mensurando, a incerteza torna-se necessária para expressar o grau de dúvida associado ao resultado da medição. Dessa forma, a incerteza é fundamental em diversas situações, tais como: a) na calibração de equipamentos, instrumentos e padrões, para verificar se os mesmos encontram-se dentro das tolerâncias definidas; b) na área de ensaios, para

verificar se o resultado do ensaio pode ser aprovado ou não; c) na área legal, para verificar conformidade de resultados de medições com limites de tolerâncias legais; e d) no controle de riscos associados à tomada de decisão de aprovar ou rejeitar uma amostra.

Adicionalmente, a incerteza de medição pode ser um diferencial competitivo, pois o cliente tende a buscar aquele laboratório que tenha melhor qualidade na sua medida e, portanto, a menor incerteza. Assim, a incerteza se constitui como um parâmetro fundamental que indica a qualidade da medição.

A incerteza possibilita a comparabilidade das medições e é particularmente útil ao cliente na tomada de decisões. Quando há um limite de tolerância máximo ou mínimo para o mensurando, seja ele estabelecido por uma legislação ou de alguma outra forma, a incerteza torna-se imprescindível para a interpretação correta do resultado da medição.

A incerteza de medição também é uma ferramenta de valiosa utilidade para o laboratório, no sentido de possibilitar a identificação dos fatores que mais influenciam no resultado do ensaio/calibração e, dessa forma, implementar controles adequados para a garantia da qualidade e melhoria contínua.

Ao definir os componentes de incerteza deve-se realizar uma análise crítica a fim de identificar todas as componentes de incerteza. Tais componentes podem estar atreladas a condições ambientais, operador, equipamentos e padrões utilizados, método de medição, amostragem e outros fatores.

A GUM – INMETRO (2003) estabelece como componentes específicos de incertezas para ensaios mecânicos de tração e ou compressão: a) incerteza na medição da força aplicada; b) incerteza na medição das dimensões do corpo de prova; c) condições ambientais e d) repetitividade.

Existem várias formas de se estimar a incerteza da amostragem, seja através de variogramas, abordagem por modelagem ou por ensaios replicados. Segundo o Guia de Expressão de Incerteza (GUM) a declaração do resultado de uma medição somente é completa se ela contiver tanto o valor atribuído quanto a incerteza de medição associada a esse valor. (FARUOLO, FERNANDES, 2005).

3 OBJETIVOS

Os objetivos deste trabalho foram:

3.1.1 Realizar testes laboratoriais com fios ortodônticos de aço inoxidável e liga de titânio molibdênio, seguindo as especificações contidas na Norma ISO 15841/2006, para obter relação carga/flexão destes fios;

3.1.2 Realizar simulações numéricas computacionais, pelo método dos elementos finitos, dos ensaios na Norma ISO 15841/2006 com fios ortodônticos de aço inoxidável e liga de titânio molibdênio e comparar os valores obtidos com as médias de forças geradas nos testes laboratoriais, com a finalidade de comprovar a representatividade dos modelos computacionais;

3.1.3 Realizar testes laboratoriais e simulações numéricas com dois ou três *brackets* como suportes de sustentação do fio e comparar os valores obtidos com os resultados obtidos na Norma ISO 15841/2006, para quantificar a influência da inclusão dos *brackets* nos resultados destes testes;

3.1.4 Realizar estudos paramétricos para verificar a influência dos seguintes fatores na rigidez do fio:

3.1.4.1 Variação da altura dos *brackets*;

3.1.4.2 Variação da largura dos *brackets*;

3.1.4.2 Variação do coeficiente de atrito entre os fios e os *brackets*;

3.1.4.3 Variação do desenho do *bracket*; e

3.1.4.4 Inclusão de cinco *brackets* como suportes dos fios;

3.1.5 Propor um referencial de rigidez dos fios ortodônticos baseado em variações dimensionais e do módulo de elasticidade dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006.

4 METODOLOGIA

Para atingir os objetivos propostos, neste trabalho, diversas etapas experimentais e numéricas foram cumpridas, como pode ser observado a seguir:

4.1 Experimentos – Parte I – Norma ISO 15841/2006

Foram testados, nesta fase do estudo, fios constituídos de duas ligas diferentes: aço inoxidável (Remanium®) titânio molibdênio (Rematitan Lite®) de um mesmo fabricante (Dentaurum). Foram utilizadas secções transversais quadradas e retangulares. As dimensões dos fios utilizadas nesta etapa da pesquisa podem ser observadas no Quadro 4.1.

Quadro 4.1
Dimensões dos fios utilizados nos Experimentos Parte I

Descrição	Dimensões (mm)	
16 x 16	0,41	0,41
16 x 22	0,41	0,56
18 x 25	0,46	0,64
19 x 25	0,48	0,64

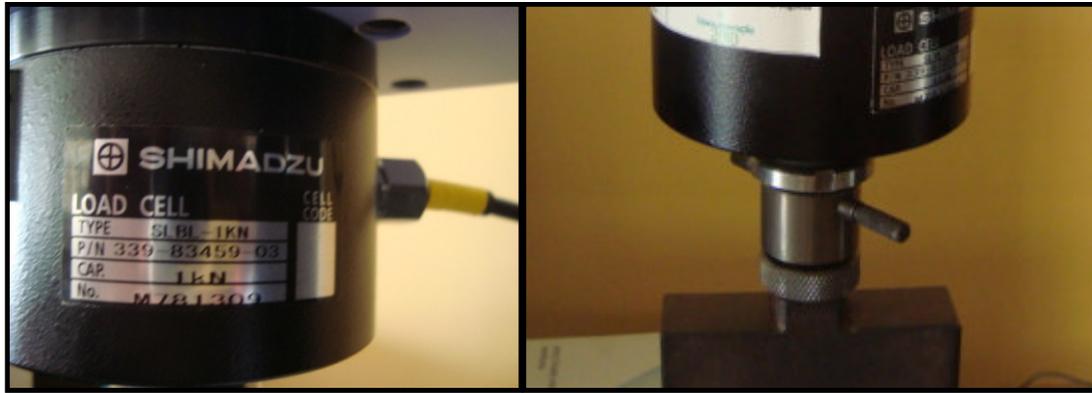
O primeiro esquema de ensaios realizado neste trabalho seguiu as especificações da norma ISO -15841/2006 para fios ortodônticos. Os fios foram testados à temperatura ambiente, considerada $(23\pm 2)^{\circ}\text{C}$, e fletidos até apresentar um mínimo de deflexão permanente de 0,1 mm. Foi utilizado limite de 1 mm de deflexão para atingir o mínimo de 0,1 mm de deflexão permanente.

Para garantir o cumprimento das especificações da norma ISO-15841/2006, outras características dos ensaios de flexão foram: as amostras de fios foram cortadas em um comprimento de 35 mm (Figura 4.6a); o fio foi submetido a um ensaio de flexão simétrico (Figura 4.7); o segmento de fio entre os suportes (vão entre os apoios) foi de 10 mm (Figura 4.5b); a flexão foi realizada com uma ponteira confeccionada em aço inoxidável com 0,10 mm de diâmetro de extremidade (Figura 4.2b) posicionada na metade do segmento de fio (Figura 4.7); o raio das extremidades dos apoios também foi de 0,1 mm (Figura 4.4a) e a flexão dos fios retangulares foi realizada nas duas direções (maior e menor dimensão).

Foram realizadas cinco réplicas para cada ensaio e obtidas média e desvio padrão dos valores para cada fio. Os ensaios foram realizados em uma Máquina Universal de Ensaio Mecânicos *Shimadzu Autograph AG-1* (Figura 4.1), no Departamento de Engenharia da Universidade de Coimbra, Portugal. A célula de carga utilizada foi de 1 kN (Figura 4.2a). A temperatura foi mantida próxima de 23°C (temperatura ambiente) e a velocidade de ensaio adotada foi de 1 mm/min. O programa TRAPEZIUM II na versão 1.1.0b (*Shimadzu Corporation*) foi utilizado para registro e armazenamento dos dados obtidos nos ensaios.



FIGURA 4.1 – Fotografia do aparelho utilizada para os ensaios: Máquina Universal de Ensaio Mecânicos *Shimadzu Autograph AG-1* do laboratório de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra – Portugal.



a



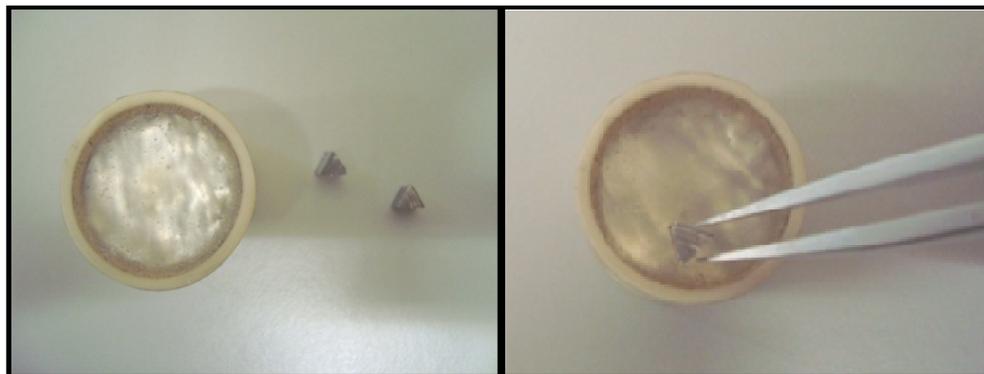
b

FIGURA 4.2 – (a) fotografia da célula de carga de 1kN utilizada para os ensaios na máquina *Shimadzu Autograph AG-1* com mandril de fixação das ponteiros de aplicação da carga e (b) fotografia da ponteira utilizada, fixada ao mandril da máquina. Esta ponteira foi fabricada em aço inoxidável, especificamente para esta pesquisa, no laboratório de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra – Portugal, com 0,10 mm de diâmetro de ponta, como especifica a norma ISO 15841/2006.

Para fixar os apoios e os fios na máquina, durante a realização dos ensaios foram confeccionados suportes com segmentos de tubos de PVC preenchidos com resina acrílica auto polimerizável, como mostrado na Figura 4.3 e na Figura 4.4.



a b
FIGURA 4.3 – (a) fotografia das embalagens da resina acrílica autopolimerizável VERTEX[®] (pó à esquerda e líquido à direita) utilizada para preenchimento dos segmentos de tubos de PVC, na confecção dos suportes para os apoios e (b) Fotografia do preenchimento dos segmentos de tubo de PVC com resina acrílica pó e líquido.



a b
FIGURA 4.4 – (a) fotografia dos segmentos de tubos de PVC preenchidos com resina acrílica e dos suportes em aço inoxidável fabricados com as extremidades de 0,10 mm seguindo a norma ISO 1581/2006 e (b) fotografia da fixação dos apoios na resina acrílica da superfície do conjunto tubo de PVC/resina acrílica.

Para o alinhamento dos apoios foram marcados os centros dos suportes e para assegurar a distância de 10 mm entre as extremidades dos suportes foi utilizado um paquímetro digital (*Mitutoyo*) como mostrado na Figura 4.5. O segmentos de fios de 35 mm (Figura 4.6a) foram colocados sobre os apoios como mostrado na Figura 4.6b.

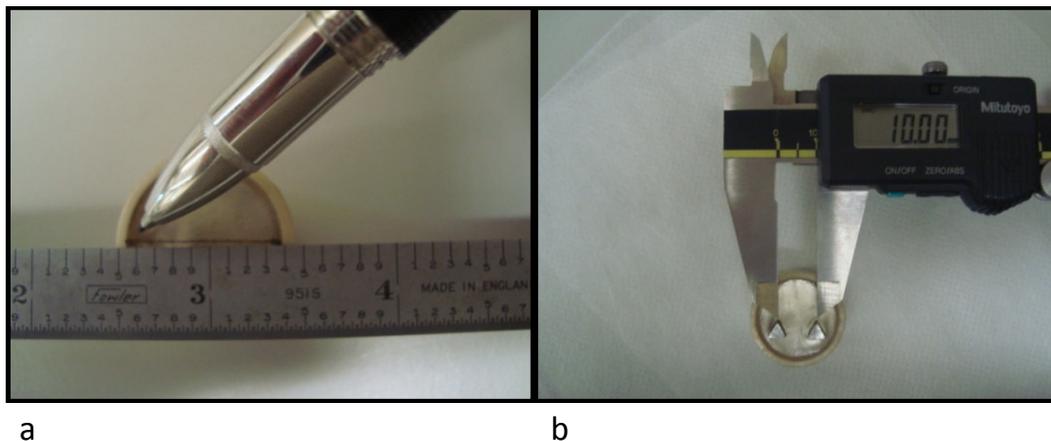


FIGURA 4.5 – (a) fotografia da marcação do centro da superfície para alinhamento dos apoios com régua metálica e grafite 0,5mm e (b) fotografia da medida de 10mm entre as extremidades dos apoios como especifica a norma ISO 15841/2006 realizada com paquímetro digital *Mitutoyo*.

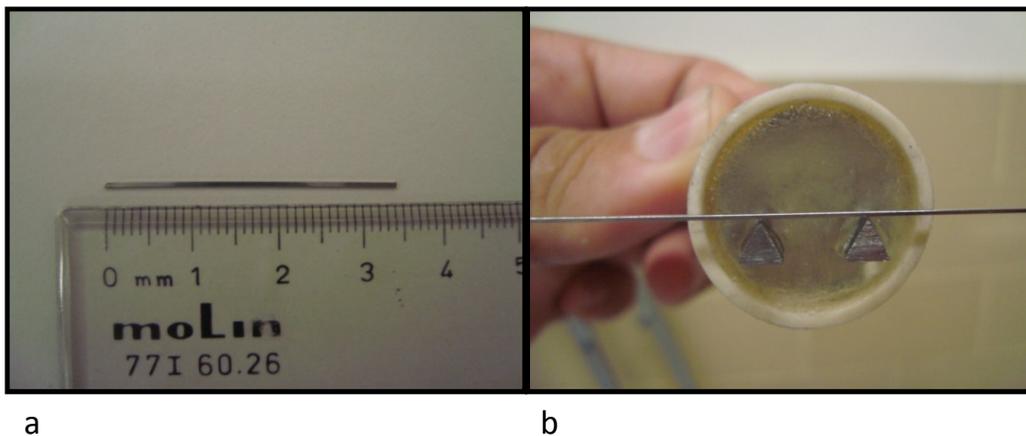


FIGURA 4.6 – (a) fotografia do segmento de fio utilizado, os fios apresentaram em média 35 mm de comprimento seguindo a norma ISO 15841/2006 que especifica segmentos de fios de, no mínimo, 30 mm e (b) fotografia do fio posicionado sobre os apoios da maneira como foram testados.

O conjunto constituído pelo suporte de PVC, resina acrílica e apoios, foi fixado à máquina de ensaios, por meio de um torno mecânico. A fixação foi realizada garantindo o nivelamento adequado dos apoios e a flexão simétrica do fio, como mostrado na Figura 4.7.

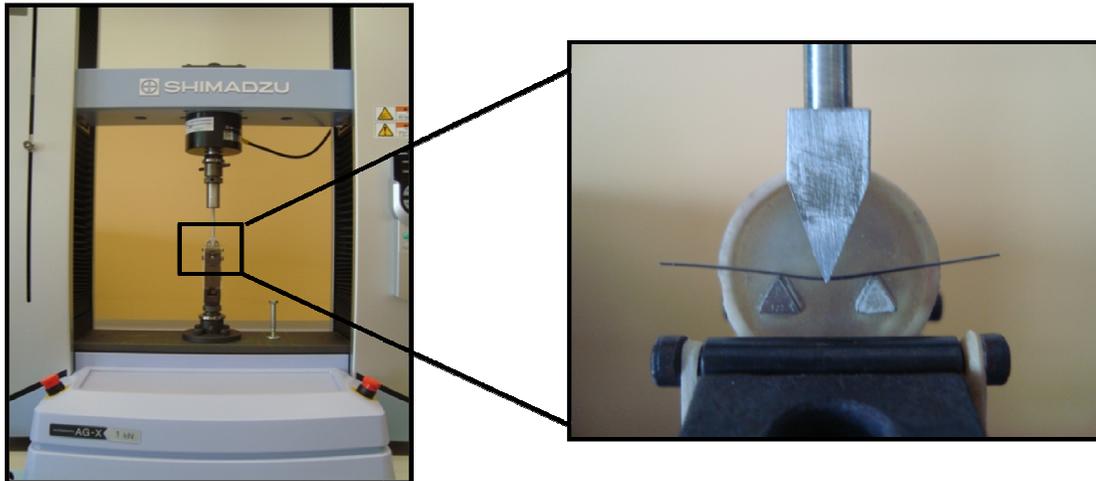


FIGURA 4.7 – Fotografia da máquina utilizada durante os ensaios (*Shimadzu Autograph AG-1*) com o todos os componentes necessários para os ensaios em posição. O conjunto (tubo de PVC, resina acrílica e apoios em aço inoxidável) foi fixado à base da máquina por meio de um torno. O segmento de fio ortodôntico colocado sobre os apoios e a ponteira de carga realizando a flexão do fio à meia distância dos apoios como especifica a norma ISO 15841/2006.

4.2 Simulações - Parte I - Norma ISO 15841/2006

Os procedimentos de simulações numéricas consistiram na realização de análises pelo Método dos Elementos Finitos utilizando-se modelos visando obter a relação força/deslocamento para cada fio testado.

As simulações numéricas foram realizadas utilizando-se modelos representativos da norma 15841/2006. Cada dimensão do fio testada experimentalmente foi utilizada também durante as simulações. Além disso, outras 23 dimensões foram simuladas, totalizando 27 secções, entre elas 5 circulares, 7 quadradas e 15 retangulares (Quadro 4.2).

As análises foram realizadas com a plataforma comercial de elementos finitos ADINA[®] (*Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis*) versão 8.5. Foram utilizados elementos

planos para os fios de secções quadradas e retangulares, e para os fios de secções circulares foram utilizados elementos tridimensionais. Os apoios foram representados por superfícies de contato rígidas.

Quadro 4.2
Dimensões dos fios utilizados nas Simulações Parte I

	Descrição	Dimensões (mm)	
1	12	0,30	
2	14	0,36	
3	16	0,41	
4	18	0,46	
5	20	0,51	
6	14 x 14	0,36	0,36
7	16 x 16	0,41	0,41
8	16 x 18	0,41	0,46
9	16 x 20	0,41	0,51
10	16 x 22	0,41	0,56
11	17 x 17	0,43	0,43
12	17 x 22	0,43	0,56
13	17 x 25	0,43	0,64
14	18 x 18	0,46	0,46
15	18 x 22	0,46	0,56
16	18 x 25	0,46	0,64
17	19 x 25	0,48	0,64
18	19 x 26	0,48	0,66
19	20 x 20	0,51	0,51
20	20 x 25	0,51	0,64
21	20 x 28	0,51	0,70
22	21 x 21	0,53	0,53
23	21 x 25	0,53	0,64
24	21 x 28	0,53	0,70
25	22 x 22	0,56	0,56
26	22 x 25	0,56	0,64
27	22 x 28	0,56	0,70

A Figura 4.8 mostra o modelo utilizado para simulações na norma ISO 15841/2006. Foram utilizados 1500 elementos quadriláteros planos com 9 nós em cada elemento.

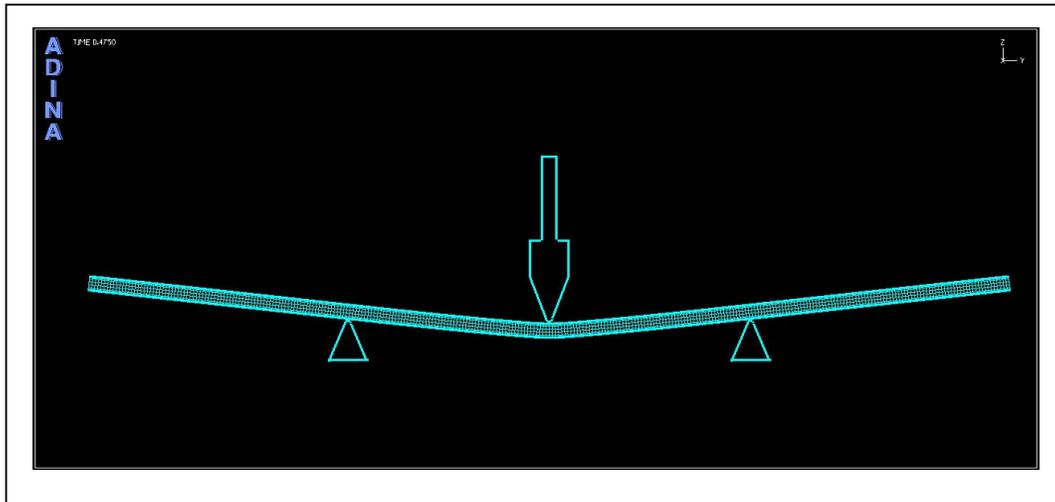


FIGURA 4.8 – Modelo seguindo a norma ISO 15841/2006.

4.3 Simulações – Parte II – Limites de Tolerância

As mesmas 27 secções citadas no Quadro 4.2, foram submetidas à simulações numéricas nesta fase da pesquisa, com o objetivo de abranger um intervalo tolerável pela norma ISO 15841/2006. Foram feitas simulações variando-se as dimensões das secções transversais dos fios em $\pm 0,01$ mm e do módulo de elasticidade dos materiais em $\pm 10\%$. O Quadro 4.4 mostra as simulações realizadas para cada dimensão e material de fio testado, de maneira que a S_{aD1} é a simulação correspondente ao fio (a) de aço inoxidável de dimensão (D1) de 0,40mm x 0,40mm e com o módulo sem variação, sendo as simulações S_{aD1+} e S_{aD1-} as variações de +10% e -10%, respectivamente para o módulo de elasticidade para a mesma liga (a) e mesma dimensão D1. Observar que S_{aD5} e a S_{D5} foram correspondentes à dimensão e aos módulos nominais.

Quadro 4.3

Simulações realizadas dentro da tolerância da Norma ISO 1584/2006

Dimensões	Aço Inoxidável			TMA		
	-10%	$E_{AÇO}$	+10%	-10%	E_{TMA}	+10%
0,40 x 0,40	S_{aD1-}	S_{aD1}	S_{aD1+}	S_{tD1-}	S_{tD1}	S_{tD1+}
0,40 x 0,41	S_{aD2-}	S_{aD2}	S_{aD2+}	S_{tD2-}	S_{tD2}	S_{tD2+}
0,40 x 0,42	S_{aD3-}	S_{aD3}	S_{aD3+}	S_{tD3-}	S_{tD3}	S_{tD3+}
0,41 x 0,40	S_{aD4-}	S_{aD4}	S_{aD4+}	S_{tD4-}	S_{tD4}	S_{tD4+}
0,41 x 0,41	S_{aD5-}	S_{aD5}	S_{aD5+}	S_{tD5-}	S_{tD5}	S_{tD5+}
0,41 x 0,42	S_{aD6-}	S_{aD6}	S_{aD6+}	S_{tD6-}	S_{tD6}	S_{tD6+}
0,42 x 0,40	S_{aD7-}	S_{aD7}	S_{aD7+}	S_{tD7-}	S_{tD7}	S_{tD7+}
0,42 x 0,41	S_{aD8-}	S_{aD8}	S_{aD8+}	S_{tD8-}	S_{tD8}	S_{tD8+}
0,42 x 0,42	S_{aD9-}	S_{aD9}	S_{aD9+}	S_{tD9-}	S_{tD9}	S_{tD9+}

4.4 Experimentos - Parte II – Inclusão de *brackets*

O segundo esquema experimental de ensaios realizado neste trabalho considerou a inclusão de dois e três *brackets* nos ensaios como apoios para fios ortodônticos (Figura 4.9).

Os *brackets* utilizados foram os auto ligáveis (Discovery[®] SL) da Dentaaurum, para incisivos inferiores da prescrição Roth, com *slot* de 0,56 mm e 0,71 mm (0.022" x 0.028").

Da mesma forma que na primeira fase experimental dessa pesquisa, os ensaios foram realizados em uma Máquina Universal de Ensaios Mecânicos *Shimadzu Autograph AG-1*, com capacidade para 1 KN. A temperatura foi mantida próxima de 23°C (temperatura ambiente) e a velocidade de ensaio adotada foi de 1 mm/min. A resistência à flexão foi expressa em N/mm, tendo sido calculado pela divisão do valor da carga pela flexão da porção reta do diagrama obtido do Programa TRAPEZIUM II, produzidos nos ensaios. Foram realizadas cinco réplicas para cada ensaio, e obtida a média e o desvio padrão dos valores para cada fio.

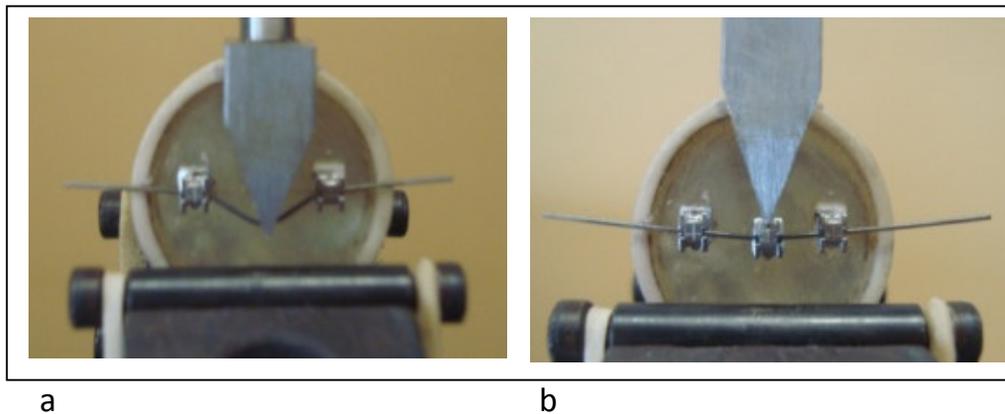
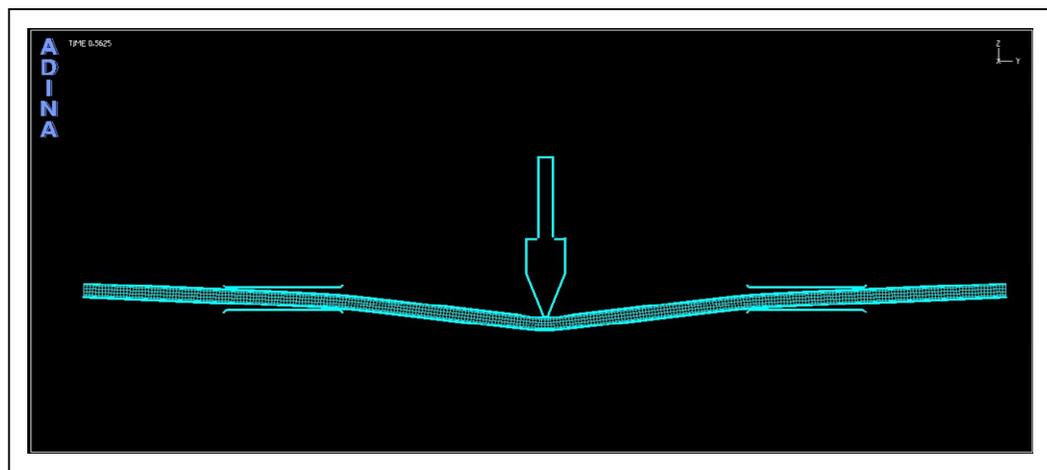


FIGURA 4.9 – Fotografias dos ensaios com 2 *brackets* (a) e com 3 *brackets* (b).

4.5 Simulações – Parte III – Inclusão de *brackets*

O segundo grupo de simulações realizado neste trabalho foi com a inclusão de dois e três *brackets* no domínio e, assim como os apoios do primeiro grupo de simulações, os *brackets* foram representados por superfícies de contato rígidas.

A Figura 4.10 representa o modelo com a inclusão de dois *brackets* e a Figura 4.11 a inclusão de três *brackets*, ambos constituídos de 1500 elementos quadriláteros planos com 9 nós em cada elemento.



FIGUERA 4.10 – Modelo com 2 *brackets* como apoios laterais.

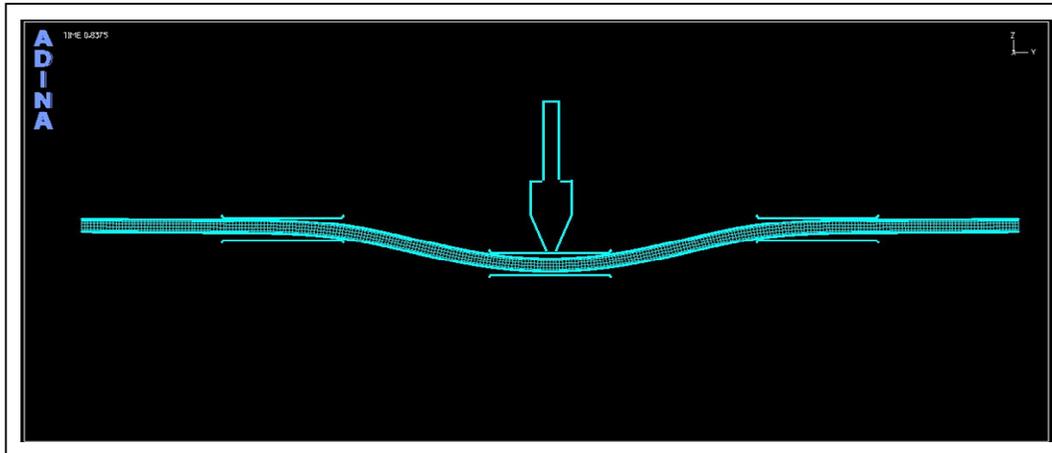


FIGURA 4.11 – Modelo com 3 *brackets*.

4.6 Simulações – Parte IV – Estudos paramétricos

Nesta etapa da pesquisa realizou-se uma série de estudos paramétricos com a finalidade de investigar a influência na rigidez do fio sob flexão dos seguintes fatores:

- 4.6.1 Variação da altura dos *slots* dos *brackets*;
- 4.6.2 Variação da largura dos *slots* dos *brackets*;
- 4.6.3 Variação do coeficiente de atrito entre os fios e os *brackets*;
- 4.6.4 Variação do desenho dos *slots* dos *bracket*;
- 4.6.5 Inclusão de cinco *brackets* no sistema.

As variações dos parâmetros de altura e largura dos *brackets* seguiram a disponibilidade no mercado dos *brackets* fabricados pela Dentaurum. As alturas dos *slots* dos *brackets* utilizadas foram de 0,56 mm e 0,46mm, e as larguras foram de 2,4 mm, 3,0mm e 3,6mm.

Os coeficientes de atrito entre as partes foram obtidos do trabalho de BAGGIO, TELLES e DOMICIANO (2007) (QUADRO 4.4).

Quadro 4.4
Coeficientes de atrito utilizados durante as simulações nas diferentes combinações
bracket/fio.

	<i>Bracket</i> de Aço	<i>Bracket</i> de Porcelana
Fio de Aço	0,134	0,225
Fio de TMA	0,248	0,270

FONTE: BAGGIO, TELLES e DOMICIANO, 2007.

Os desenhos de *brackets* utilizados foram o *bracket* com *slot* de paredes planas (simples e geminado) e com *slots* de paredes arredondadas. As medidas dos *brackets* simples e geminados foram obtidas direto do fabricante (Dentaurum) e a geometria dos *brackets* com paredes arredondadas foram obtidas no trabalho de THORSTENSON e KUSY (2004) como mostra o esquema da Figura 4.12.

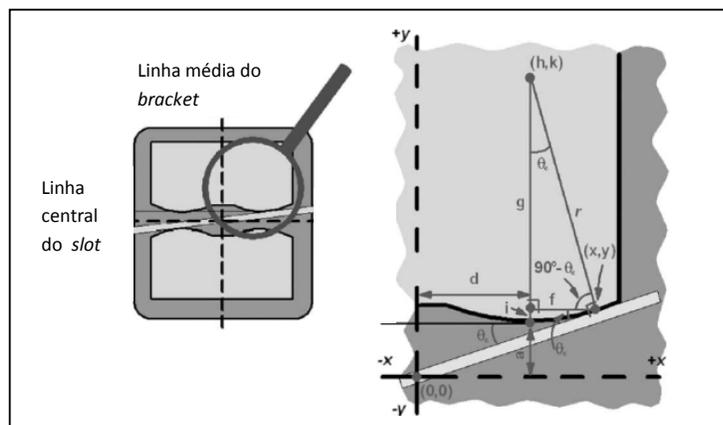


FIGURA 4.12 – Esquema da geometria dos *brackets* com superfícies arredondadas.

FONTE – modificado de THORSTENSON E KUSY, 2004.

Inclusão de cinco *brackets* no sistema foi simulada como na Figura 4.12, com a distância de 3,5 mm entre cada um dos *brackets*.

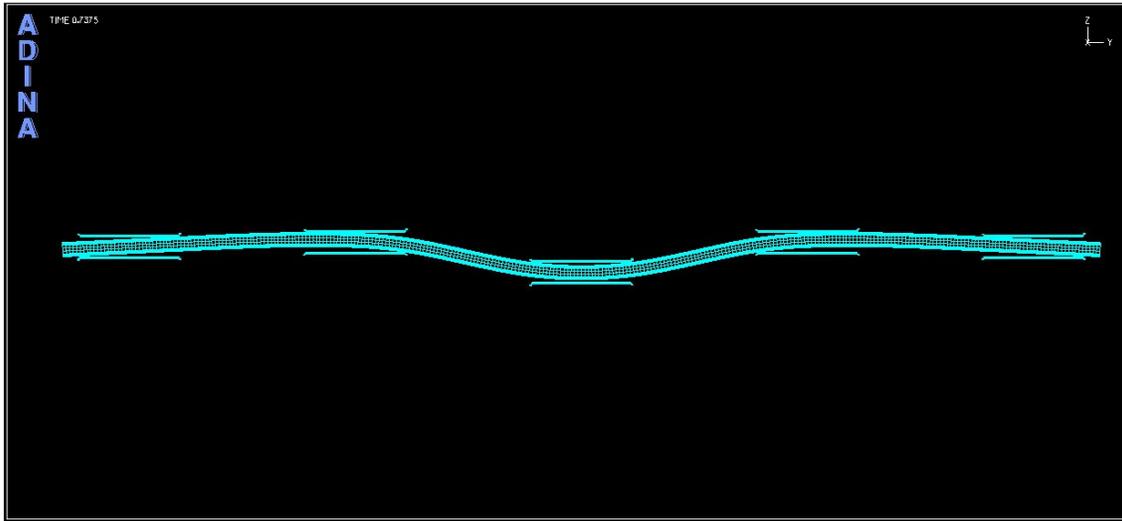


FIGURA 4.13 – Modelo com 5 *brackets*.

A Figura 4.13 representa o modelo utilizado nesta etapa para a inclusão de cinco *brackets* e que também foi constituído de 1500 elementos quadriláteros planos com nove nós em cada elemento.

5 RESULTADOS

5.1 Experimentos – Parte I – Norma ISO 15841/2006

Nas Tabelas 5.1 e 5.2 podem ser observados os resultados dos experimentos realizados com fios de aço inoxidável e titânio molibdênio respectivamente, seguindo as especificações da norma ISO 15841/2006, para quatro dimensões de fios. Os resultados são apresentados em N/mm e foram obtidos na porção retilínea do diagrama Força/Flexão. Foram realizados cinco testes para cada e são apresentados a média e o desvio padrão para cada combinação.

TABELA 5.1

Resultados para rigidez à flexão (N/mm) - testes na norma ISO 15841- fios de aço inoxidável. Em segunda ordem para os fios retangulares

Dimensões do Fio (mm x mm)	Força (N/mm)
0,41 x 0,41	18,89 ($\pm 0,05$)
0,41 x 0,56	23,73 ($\pm 0,08$)
0,46 x 0,64	36,16 ($\pm 0,12$)
0,48 x 0,64	43,48 ($\pm 0,10$)

TABELA 5.2

Resultados para rigidez à flexão (N/mm) - testes na norma ISO 15841 - fios de TMA. Em segunda ordem para os fios retangulares

Dimensões do Fio (mm x mm)	Força (N/mm)
0,41 x 0,41	8,21 ($\pm 0,03$)
0,41 x 0,56	10,34 ($\pm 0,11$)
0,46 x 0,64	17,65 ($\pm 0,30$)
0,48 x 0,64	20,45 ($\pm 0,18$)

5.2 Simulações - Parte I – Norma ISO 15841/2006

Na Tabela 5.3 são apresentados os resultados das simulações computacionais para a rigidez de fios de aço inoxidável em segunda ordem de 27 secções transversais, entre elas 5 circulares, 7 quadradas e 15 retangulares.

TABELA 5.3
Resultados para a rigidez à flexão (N/mm) em segunda ordem
simulações na norma ISO 15841/ 2006 para fios de aço inoxidável.

	Descrição	Dimensões (mm)	Relação Força/Flexão (N/mm)
1	12	0,30	3,46
2	14	0,36	6,40
3	16	0,41	10,93
4	18	0,46	17,50
5	20	0,51	26,68
6	14 x 14	0,36 x 0,36	11,42
7	16 x 16	0,41 x 0,41	19,22
8	16 x 18	0,41 x 0,46	21,56
9	16 x 20	0,41 x 0,51	23,90
10	16 x 22	0,41 x 0,56	26,25
11	17 x 17	0,43 x 0,43	23,25
12	17 x 22	0,43 x 0,56	30,28
13	17 x 25	0,43 x 0,64	34,60
14	18 x 18	0,46 x 0,46	30,45
15	18 x 22	0,46 x 0,56	37,07
16	18 x 25	0,46 x 0,64	42,36
17	19 x 25	0,48 x 0,64	48,13
18	19 x 26	0,48 x 0,66	49,63
19	20 x 20	0,51 x 0,51	46,00
20	20 x 25	0,51 x 0,64	57,73
21	20 x 28	0,51 x 0,70	63,14
22	21 x 21	0,53 x 0,53	53,66
23	21 x 25	0,53 x 0,64	64,79
24	21 x 28	0,53 x 0,70	70,87
25	22 x 22	0,56 x 0,56	66,87
26	22 x 25	0,56 x 0,64	76,43
27	22 x 28	0,56 x 0,70	83,59

Na Tabela 5.4 são apresentados os resultados das simulações computacionais para a rigidez de fios de TMA em segunda ordem de 27 seções transversais, entre elas 5 circulares, 7 quadradas e 15 retangulares.

TABELA 5.4

Resultados para a rigidez à flexão (N/mm) em segunda ordem simulações na Norma ISO 15841/ 2006 para fios de TMA.

	Descrição	Dimensões (mm)	Relação Força/Flexão (N/mm)
1	12	0,30	1,52
2	14	0,36	2,82
3	16	0,41	4,81
4	18	0,46	7,71
5	20	0,51	11,75
6	14 x 14	0,36 x 0,36	5,03
7	16 x 16	0,41 x 0,41	8,47
8	16 x 18	0,41 x 0,46	9,50
9	16 x 20	0,41 x 0,51	10,53
10	16 x 22	0,41 x 0,56	11,56
11	17 x 17	0,43 x 0,43	10,24
12	17 x 22	0,43 x 0,56	13,34
13	17 x 25	0,43 x 0,64	15,24
14	18 x 18	0,46 x 0,46	13,41
15	18 x 22	0,46 x 0,56	16,33
16	18 x 25	0,46 x 0,64	18,66
17	19 x 25	0,48 x 0,64	21,20
18	19 x 26	0,48 x 0,66	21,86
19	20 x 20	0,51 x 0,51	20,26
20	20 x 25	0,51 x 0,64	25,43
21	20 x 28	0,51 x 0,70	27,81
22	21 x 21	0,53 x 0,53	23,64
23	21 x 25	0,53 x 0,64	28,54
24	21 x 28	0,53 x 0,70	31,22
25	22 x 22	0,56 x 0,56	29,46
26	22 x 25	0,56 x 0,64	33,67
27	22 x 28	0,56 x 0,70	36,82

5.3 Simulações – Parte II – Limites de Tolerância

Na Tabela 5.5 são apresentados os resultados para as simulações computacionais da rigidez de fios de aço inoxidável em segunda ordem das 27 secções transversais testadas dentro dos limites de tolerância de $\pm 10\%$ para o módulo de elasticidade e $\pm 0,01\text{mm}$ para cada dimensão da secção transversal dos fios.

TABELA 5.5
Resultados para a rigidez à flexão (N/mm) em segunda ordem simulações na norma ISO 15841/ 2006 para fios de aço inoxidável.

	Descrição	Dimensões (mm)	Limite inferior	Relação Força/Flexão (N/mm)	Limite superior
1	12	0,30	2,72	3,46	4,33
2	14	0,36	5,14	6,40	7,87
3	16	0,41	8,90	10,93	13,25
4	18	0,46	14,42	17,50	20,99
5	20	0,51	22,17	26,68	31,72
6	14 x 14	0,36 x 0,36	9,18	11,42	14,02
7	16 x 16	0,41 x 0,41	15,67	19,22	23,28
8	16 x 18	0,41 x 0,46	17,63	21,56	26,05
9	16 x 20	0,41 x 0,51	19,58	23,90	28,82
10	16 x 22	0,41 x 0,56	21,54	26,25	31,59
11	17 x 17	0,43 x 0,43	19,04	23,25	28,04
12	17 x 22	0,43 x 0,56	24,94	30,28	36,32
13	17 x 25	0,43 x 0,64	28,57	34,60	41,42
14	18 x 18	0,46 x 0,46	25,10	30,45	36,48
15	18 x 22	0,46 x 0,56	30,67	37,07	44,27
16	18 x 25	0,46 x 0,64	35,13	42,36	50,48
17	19 x 25	0,48 x 0,64	40,03	48,13	57,20
18	19 x 26	0,48 x 0,66	41,30	49,63	58,96
19	20 x 20	0,51 x 0,51	38,25	46,00	55,74
20	20 x 25	0,51 x 0,64	48,20	57,73	68,38
21	20 x 28	0,51 x 0,70	52,79	63,14	74,67
22	21 x 21	0,53 x 0,53	44,75	53,66	63,60
23	21 x 25	0,53 x 0,64	54,21	64,79	76,56
24	21 x 28	0,53 x 0,70	59,38	70,87	83,63
25	22 x 22	0,56 x 0,56	56,00	66,87	78,96
26	22 x 25	0,56 x 0,64	64,15	76,43	90,04
27	22 x 28	0,56 x 0,70	70,26	83,59	98,35

Na Tabela 5.6 são apresentados os resultados para simulações computacionais da rigidez de fios de TMA em segunda ordem das 27 secções transversais testadas dentro dos limites de tolerância de $\pm 10\%$ para o módulo de elasticidade e $\pm 0,01\text{mm}$ para cada dimensão da secção transversal dos fios.

TABELA 5.6
Resultados para a rigidez à flexão (N/mm) em segunda ordem simulações na norma ISO 15841/ 2006 para fios de TMA.

	Descrição	Dimensões (mm)	Limite inferior	Relação Força/Flexão (N/mm)	Limite superior
1	12	0,30	1,20	1,52	1,91
2	14	0,36	2,26	2,82	3,47
3	16	0,41	3,92	4,81	5,84
4	18	0,46	6,35	7,71	9,25
5	20	0,51	9,77	11,75	13,97
6	14 x 14	0,36 x 0,36	4,04	5,03	6,18
7	16 x 16	0,41 x 0,41	6,90	8,47	10,26
8	16 x 18	0,41 x 0,46	7,77	9,50	11,48
9	16 x 20	0,41 x 0,51	8,63	10,53	12,70
10	16 x 22	0,41 x 0,56	9,49	11,56	13,92
11	17 x 17	0,43 x 0,43	8,39	10,24	12,35
12	17 x 22	0,43 x 0,56	10,99	13,34	16,00
13	17 x 25	0,43 x 0,64	12,59	15,24	18,25
14	18 x 18	0,46 x 0,46	11,06	13,41	16,07
15	18 x 22	0,46 x 0,56	13,51	16,33	19,50
16	18 x 25	0,46 x 0,64	15,48	18,66	22,24
17	19 x 25	0,48 x 0,64	17,63	21,20	25,20
18	19 x 26	0,48 x 0,66	18,19	21,86	25,97
19	20 x 20	0,51 x 0,51	16,85	20,26	24,56
20	20 x 25	0,51 x 0,64	21,23	25,43	30,12
21	20 x 28	0,51 x 0,70	23,26	27,81	32,89
22	21 x 21	0,53 x 0,53	19,71	23,64	28,02
23	21 x 25	0,53 x 0,64	23,88	28,54	33,73
24	21 x 28	0,53 x 0,70	26,16	31,22	36,84
25	22 x 22	0,56 x 0,56	24,67	29,46	34,78
26	22 x 25	0,56 x 0,64	28,26	33,67	39,67
27	22 x 28	0,56 x 0,70	30,95	36,82	43,33

Na Tabela 5.7 são apresentados os resultados para simulações computacionais da rigidez de fios de aço inoxidável em primeira ordem das 27 secções transversais testadas dentro dos limites de tolerância de $\pm 10\%$ para o módulo de elasticidade e $\pm 0,01\text{mm}$ para cada dimensão da secção transversal dos fios.

TABELA 5.7

Resultados para a rigidez à flexão (N/mm) em primeira ordem simulações na norma ISO 15841/ 2006 para fios de aço inoxidável.

	Descrição	Dimensões (mm)	Limite inferior	Relação Força/Flexão (N/mm)	Limite superior
1	12	0,30	2,72	3,46	4,33
2	14	0,36	5,14	6,40	7,87
3	16	0,41	8,90	10,93	13,25
4	18	0,46	14,42	17,50	20,99
5	20	0,51	22,17	26,68	31,72
6	14 x 14	0,36 x 0,36	9,18	11,42	14,02
7	16 x 16	0,41 x 0,41	15,67	19,22	23,28
8	16 x 18	0,41 x 0,46	22,31	27,14	32,62
9	16 x 20	0,41 x 0,51	30,60	36,98	44,17
10	16 x 22	0,41 x 0,56	40,73	48,96	58,18
11	17 x 17	0,43 x 0,43	19,04	23,25	28,04
12	17 x 22	0,43 x 0,56	42,77	51,35	60,95
13	17 x 25	0,43 x 0,64	64,27	76,65	90,38
14	18 x 18	0,46 x 0,46	25,10	30,45	36,48
15	18 x 22	0,46 x 0,56	45,82	54,93	65,11
16	18 x 25	0,46 x 0,64	68,86	82,00	96,55
17	19 x 25	0,48 x 0,64	71,92	85,56	100,66
18	19 x 26	0,48 x 0,66	78,99	93,84	110,24
19	20 x 20	0,51 x 0,51	38,25	46,00	55,74
20	20 x 25	0,51 x 0,64	76,51	90,91	106,82
21	20 x 28	0,51 x 0,70	100,52	118,95	139,21
22	21 x 21	0,53 x 0,53	44,75	53,66	63,60
23	21 x 25	0,53 x 0,64	79,57	94,48	110,93
24	21 x 28	0,53 x 0,70	104,54	123,62	144,57
25	22 x 22	0,56 x 0,56	56,00	66,87	78,96
26	22 x 25	0,56 x 0,64	84,17	99,82	117,09
27	22 x 28	0,56 x 0,70	110,58	130,61	152,60

Na Tabela 5.8 são apresentados os resultados para simulações computacionais da rigidez de fios de TMA em primeira ordem das 27 secções transversais testadas dentro dos limites de tolerância de $\pm 10\%$ para o módulo de elasticidade e $\pm 0,01\text{mm}$ para cada dimensão da secção transversal dos fios.

TABELA 5.8
Resultados para a rigidez à flexão (N/mm) em primeira ordem simulações na norma ISO 15841/ 2006 para fios de TMA

	Descrição	Dimensões (mm)	Limite inferior	Relação Força/Flexão (N/mm)	Limite superior
1	12	0,30	1,20	1,52	1,91
2	14	0,36	2,26	2,82	3,47
3	16	0,41	3,92	4,81	5,84
4	18	0,46	6,35	7,71	9,25
5	20	0,51	9,77	11,75	13,97
6	14 x 14	0,36 x 0,36	4,04	5,03	6,18
7	16 x 16	0,41 x 0,41	6,90	8,47	10,26
8	16 x 18	0,41 x 0,46	9,83	11,96	14,37
9	16 x 20	0,41 x 0,51	13,48	16,29	19,46
10	16 x 22	0,41 x 0,56	17,94	21,57	25,63
11	17 x 17	0,43 x 0,43	8,39	10,24	12,35
12	17 x 22	0,43 x 0,56	18,84	22,62	26,85
13	17 x 25	0,43 x 0,64	28,31	33,77	39,81
14	18 x 18	0,46 x 0,46	11,06	13,41	16,07
15	18 x 22	0,46 x 0,56	20,19	24,20	28,68
16	18 x 25	0,46 x 0,64	30,33	36,12	42,53
17	19 x 25	0,48 x 0,64	31,68	37,69	44,34
18	19 x 26	0,48 x 0,66	34,80	41,34	48,56
19	20 x 20	0,51 x 0,51	16,85	20,26	24,56
20	20 x 25	0,51 x 0,64	33,70	40,05	47,06
21	20 x 28	0,51 x 0,70	44,28	52,40	61,33
22	21 x 21	0,53 x 0,53	19,71	23,64	28,02
23	21 x 25	0,53 x 0,64	35,05	41,62	48,87
24	21 x 28	0,53 x 0,70	46,05	54,46	63,69
25	22 x 22	0,56 x 0,56	24,67	29,46	34,78
26	22 x 25	0,56 x 0,64	37,08	43,97	51,58
27	22 x 28	0,56 x 0,70	48,71	57,54	67,22

5.4 Experimentos –Parte II – Inclusão de brackets

Na Tabela 5.9 são apresentados os resultados dos experimentos para a rigidez do aparelho constituído de fios de aço inoxidável e 2 e 3 brackets para 4 dimensões de secções transversais testadas.

Tabela 5.9
Resultados para a rigidez à flexão (N/mm) em testes com 2 e 3 brackets – fios de aço inoxidável.

Dimensões do Fio/MI (mm x mm)	Norma Força(N/mm)	Inclusão de 2 Brackets Força (N/mm)	Inclusão de 3 Brackets Força (N/mm)
0,41 x 0,41 / 0,002355	18,89 (± 0,05)	27,26 (±0,05)	30,04 (±0,08)
0,41 x 0,56 / 0,003216	23,73 (± 0,08)	34,76 (±0,05)	41,68 (±0,07)
0,46 x 0,64 / 0,005191	36,16 (± 0,12)	52,36 (±0,07)	66,90 (±0,09)
0,48 x 0,64 / 0,005898	43,48 (± 0,10)	63,30 (±0,05)	85,17 (±0,10)

5.5 Simulações – Parte III – Inclusão de brackets

Na Tabela 5.10 são apresentados os resultados das simulações com 2 e 3 brackets.

TABELA 5.10
Resultados para a rigidez do fio na norma ISO 15841/2006 e para a rigidez do aparelho (N/mm) em simulações com 2 e 3 brackets – aço inoxidável .

Dimensões do Fio/MI (mm x mm)	Norma Força(N/mm)	Inclusão de 2 Brackets Força (N/mm)	Inclusão de 3 Brackets Força (N/mm)
0,41 x 0,41 / 0,002355	19,70	28,57	31,55
0,41 x 0,56 / 0,003216	26,90	39,14	46,22
0,46 x 0,64 / 0,005191	43,41	63,30	79,69
0,48 x 0,64 / 0,005898	49,33	71,97	97,30

5.6 Simulações – Parte IV – Estudos Paramétricos

TABELA 5.11
Resultados para a rigidez do aparelho (N/mm) em simulações com brackets de alturas de 0,56mm e 0,46mm e fio de aço inoxidável.

Dimensões do Fio/MI (mm x mm)	Altura de 0,56mm Força (N/mm)	Altura de 0,46mm Força (N/mm)
0,41 x 0,41 / 0,002355	31,55	36,14
0,41 x 0,56 / 0,003216	46,22	52,95
0,46 x 0,64 / 0,005191	79,69	Altura igual
0,48 x 0,64 / 0,005898	97,30	Altura maior

TABELA 5.12
Resultados para a rigidez do aparelho (N/mm) em simulações com brackets de larguras de 3mm, 2,4mm e 3,6mm e fio de aço inoxidável.

Dimensões do Fio/MI (mm x mm)	Largura de 3mm Força(N/mm)	Largura de 2,4mm Força (N/mm)	Largura de 3,6mm Força (N/mm)
0,41 x 0,41 / 0,002355	31,55	39,77	41,88
0,41 x 0,56 / 0,003216	46,22	58,70	61,47
0,46 x 0,64 / 0,005191	79,69	98,93	107,58
0,48 x 0,64 / 0,005898	97,30	126,49	136,22

TABELA 5.13
Resultados para a rigidez do aparelho (N/mm) em simulações com coeficientes de atrito entre brackets e fios de 0,134 (AA), 0,225(PA), 0,248 (AT) e 0,270 (PT).

Dimensões do Fio/MI (mm x mm)	Coefficiente de Atrito 0,134 (AA) F (N/mm)	Coefficiente de Atrito 0,225 (PA) F (N/mm)	Coefficiente de Atrito 0,248 (AT) F (N/mm)	Coefficiente e Atrito 0,270 (PT) F (N/mm)
0,41 x 0,41 / 0,002355	31,55	39,6	40,05	40,24
0,41 x 0,56 / 0,003216	46,22	58,01	58,67	58,95
0,46 x 0,64 / 0,005191	79,69	100,02	101,16	101,64
0,48 x 0,64 / 0,005898	97,30	122,13	123,51	124,10

(AA) – Bracket de Aço - Fio de Aço; (PA) Bracket de Porcelana - Fio de Aço; (AT) Bracket de Aço – Fio de Titânio Molibdênio e (PT) Bracket de Porcelana – Fio de Titânio Molibdênio.

TABELA 5.14
Resultados para a Rigidez do Aparelho (N/mm) em simulações com desenhos de Brackets diferentes: Paredes planas e Paredes arredondadas.

Dimensões do Fio/MI (mm x mm)	Paredes Planas Força (N/mm)	Paredes Arredondadas Força (N/mm)
0,41 x 0,41 / 0,002355	31,55	14,07
0,41 x 0,56 / 0,003216	46,22	25,42
0,46 x 0,64 / 0,005191	79,69	42,87
0,48 x 0,64 / 0,005898	97,30	52,15

TABELA 5.15
 Resultados para a Rigidez do Fio na Norma ISO 15841/2006 e para a Rigidez do
 Aparelho (N/mm) em simulações com 5 brackets – Fios e Brackets de Aço Inoxidável

Dimensões do Fio/MI (mm x mm)	Norma Força(N/mm)	Inclusão de 5 Brackets Força (N/mm)
0,41 x 0,41 / 0,002355	19,70	40,82
0,41 x 0,56 / 0,003216	26,90	57,03
0,46 x 0,64 / 0,005191	43,41	93,33
0,48 x 0,64 / 0,005898	49,33	107,54

6 ANÁLISE DOS RESULTADOS E DISCUSSÃO

Informações sobre a rigidez dos fios e sobre a rigidez dos diferentes aparelhos ortodônticos são bem freqüentes na literatura, e isso provavelmente ocorre pelo grande valor clínico destas informações. Entretanto, apesar de existirem Normas que regem os testes para os fios utilizados em Ortodontia, pouca importância se dá às especificações de instituições que buscam a padronização internacional de testes como é o caso do ISO (*International Organization for Standardization*) ou Organização Internacional para Padronização.

A falta de consideração das normas para testes de fios ortodônticos, ao menos como referências, em pesquisas que tratam deste assunto, fazem com que a comparação dos resultados obtidos seja bastante dificultada, quando não impedida. Como pode ser observado na revisão de literatura, cada autor busca de forma particular imitar ao máximo as condições de trabalho dos fios na cavidade bucal, o que é totalmente compreensível. Isso vem acontecendo independentemente da época e da norma que se encontra em vigor. Em 1977, como se sabe, foi publicada a Norma de Número 32 da ADA (*American Dental Association*) ou Associação Americana de Odontologia que estabeleceu claramente as condições de testes para os fios ortodônticos, no entanto, poucos autores respeitaram essas especificações, nos anos que se seguiram. Uma grande variedade de estudos podem ser observados nos QUADROS 2.8, 2.9, 2.10 e 2.11 no capítulo de revisão de literatura desta pesquisa.

BURSTONE (1980) e KUSY (1983), realizaram trabalhos onde os experimentos cumpriam a maioria dos requisitos das especificações da ADA 32 ou no mínimo faziam referência aos resultados obtidos nas condições especificadas por estas. Talvez por serem trabalhos normatizados é que tanto os trabalhos de um autor quanto de outro são extremamente citados ainda hoje, cerca de trinta anos depois de serem realizados e, mesmo depois da publicação da norma ISO 15841, em 2006, que veio substituir a norma 32 da ADA. Os trabalhos dos autores supracitados servem inclusive de alicerce na preparação de ortodontistas nos dias atuais como é o caso dos clássicos Nomogramas de Kusy, no livro *Ortodontia Contemporânea* (PROFFIT,2002).

Como consequência direta dessa falta de normatização, existem certos aspectos dos comportamentos dos fios ortodônticos e dos aparelhos que poderiam ser muito mais conhecidos nos dias atuais, como é o caso dos efeitos de diferentes brackets, na terapia ortodôntica. Brackets utilizados há muito tempo como é o caso dos auto ligáveis vem sendo utilizados novamente e prometendo grandes alterações na rotina clínica, sendo que estes foram utilizados desde a década de 70 e ressurgem hoje como se fossem modernos lançamentos.

Diante da constatação do grande número de pesquisas que buscam conhecer melhor a Rigidez dos Fios Ortodônticos e dos Aparelhos, mas da falta de normatização dessa pesquisas, e da dificuldade da comparação dos resultados, o presente trabalho tem como um dos objetivos principais, evidenciar o papel das especificações das Normas para a evolução do conhecimento nesta área. As propriedades mecânicas dos fios e dos aparelhos devem sim ser conhecidas em condições o mais próximo possível das condições da cavidade bucal, porém não se deve perder de vista as especificações das normas vigentes, no caso a Norma ISO 15841, publicada em 2006, garantindo assim uma comparação dos resultados e quantificação de rigidez do aparelho para cada alteração avaliada.

Outro fator importante que se enfatiza neste trabalho é a inclusão gradativa e de forma controlada de variáveis nos testes de fios e aparelhos ortodônticos, para possibilitar uma diferenciação do que é Rigidez do Fio e Rigidez do Aparelho, conceitos já bem estabelecidos desde os anos 80 por Burstone (BURSTONE, 1980), mas que ainda hoje são confundidos por vários autores.

Não diferenciar a Rigidez do Fio da Rigidez do Aparelho dificulta sobremaneira a comparação dos resultados dos estudos, tornando limitado o conhecimento de alguns aspectos importantes do comportamento mecânico dos fios e aparelhos ortodônticos.

Outros aspectos bem simples dos testes com fios ortodônticos, e que estão bem estabelecidos na Norma ISO 15841, como por exemplo, a necessidade de se realizar testes nos fios retangulares em segunda e primeira ordem, menor e maior dimensão respectivamente, são

deixados de lado e podem confundir a interpretação e comparação dos resultados (HUDGINS et al., 1990; BASTOS, 2007).

Com os resultados obtidos neste estudo, pode-se conhecer um pouco mais sobre o comportamento dos fios ortodônticos (Rigidez do Fio) em condições de experimentos e simulações numéricas, seguindo as especificações da Norma vigente (ISO 15841/2006) e também ter uma idéia de como alguns fatores, aparentemente de pouca influencia, podem modificar significativamente os esforços produzidos pelos aparelhos sobre os dentes (rigidez do aparelho).

6.1 Análise Qualitativa

Pode-se verificar, diante dos achados desta pesquisa, que análises muito simplificadas do comportamento mecânico dos fios e dos aparelhos ortodônticos podem deixar de considerar ou confundir aspectos qualitativos importantes do comportamento dos fios com e sem a influência da interação destes com os brackets.

Tanto nos experimentos quanto nas simulações foram verificados alguns aspectos qualitativos dignos de nota no comportamento dos fios. Um destes é, sem dúvida, a não linearidade tanto do material quanto geométrica, envolvida nos ensaios.

Quando comparados os experimentos que seguiram as especificações da Norma, com o fio simplesmente apoiado, com aqueles experimentos onde se utilizou brackets como apoios, foram registrados gráficos com algumas características específicas. De uma forma geral, quando se incluiu brackets nos experimentos os fios do Tipo I (aço inoxidável e titânio molibdênio - elásticos), modificaram o formato clássico mostrado por materiais desta categoria. Pode-se notar que tanto em primeira ordem como em segunda ordem os fios testados na Norma apresentam um formato clássico (FIG.6.1).

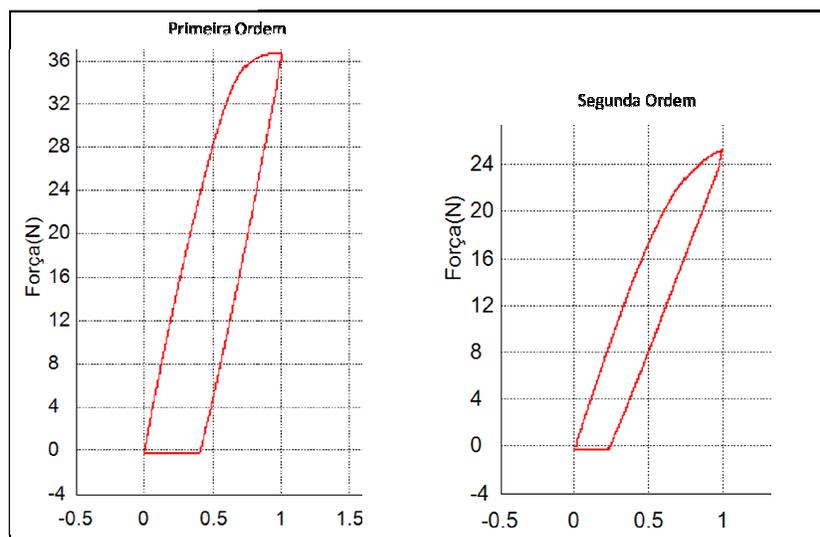


FIGURA 6.1 – Resultados em primeira e segunda ordens. Curvas força/flexão obtidas nos ensaios para o fio de aço inoxidável 0,41mm x 0,56mm na Norma ISO 15841/2006 – formato clássico do material.

No entanto quando se observa os gráficos obtidos nos experimentos com brackets nota-se uma modificação nas características dos mesmos. Na FIG. 6.2 pode-se observar, por exemplo, que a porção retilínea tão característica deste tipo de material deixou de ser tão uniforme.

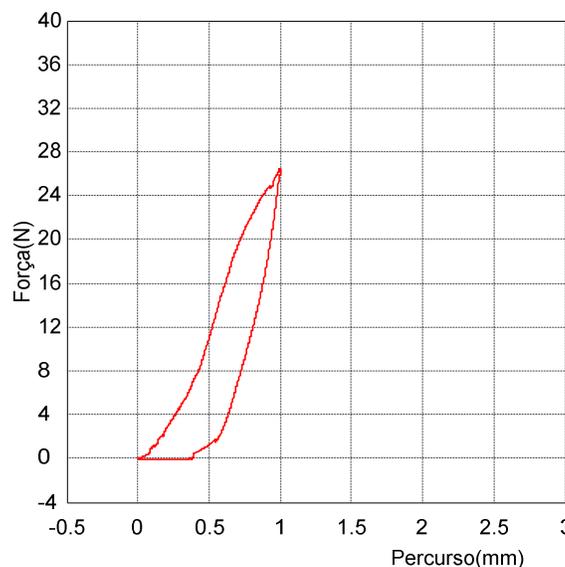


FIGURA 6.2 – Resultados com 3 *brackets*. Gráfico força/flexão obtido do ensaio para o fio de aço inoxidável 0,41mm x 0,41mm com 3 *brackets* – sem o formato clássico do material.

Resultados semelhantes, porém com modificações muito mais acentuadas foram observadas por alguns autores como SANTORO E BESHES, 2000 e BARTZELA et al., 2007, que verificaram alterações nos gráficos dos experimentos de fios do Tipo I até mesmo apresentando, em alguns extremos, indícios de superelasticidade em fios elásticos e eliminando os efeitos da superelasticidade em fios do Tipo II.

Aparentemente essa menor alteração e podendo-se chamar até de manutenção relativa das propriedades dos fios, e a semelhança das características nos gráficos obtidos, na presente pesquisa, mesmo com a inclusão de brackets, se deve ao fato de se ter utilizado brackets auto ligáveis, que eliminam a necessidade de qualquer recurso adicional de fixação do fio no bracket como amarrilhos metálicos ou elásticos que de maneira significativa podem modificar o comportamento dos fios pela inclusão de esforços extras entre estes e os brackets, e que foram utilizados pelos autores citados.

Mesmo sendo qualitativamente considerados semelhantes, os gráficos obtidos nos ensaios sem os brackets e com os brackets apresentaram algumas características que merecem ser ressaltadas e que em uma análise mais detalhada, se apresentam de maneira bem clara. Observe FIG. 6.3.

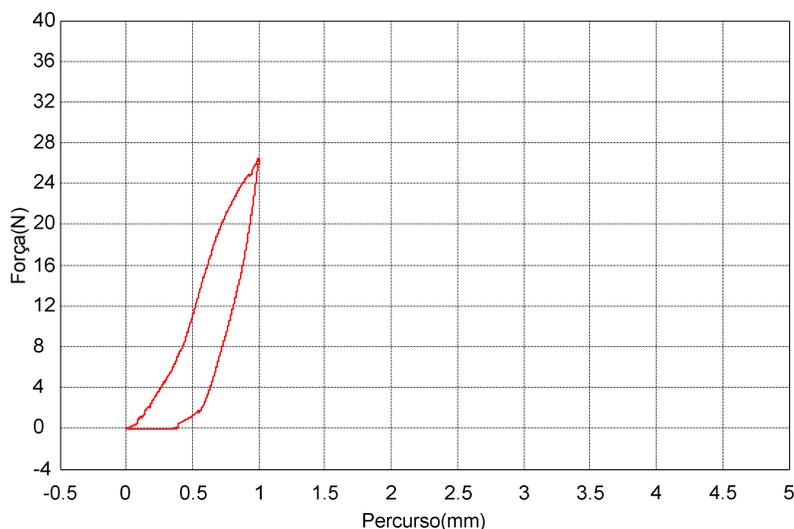


FIGURA 6.3 – Gráfico força/flexão. Obtido do ensaio para o fio de aço inoxidável 0,41mm x 0,41mm com 3 brackets – sem o formato clássico do material.

Quando se amplia e se observa melhor o gráfico anterior como na FIG 6.4, observa-se que o gráfico apresenta um formato em “S” em sua porção ascendente, porção esta bem retilínea nos gráficos da Norma, sem os brackets.

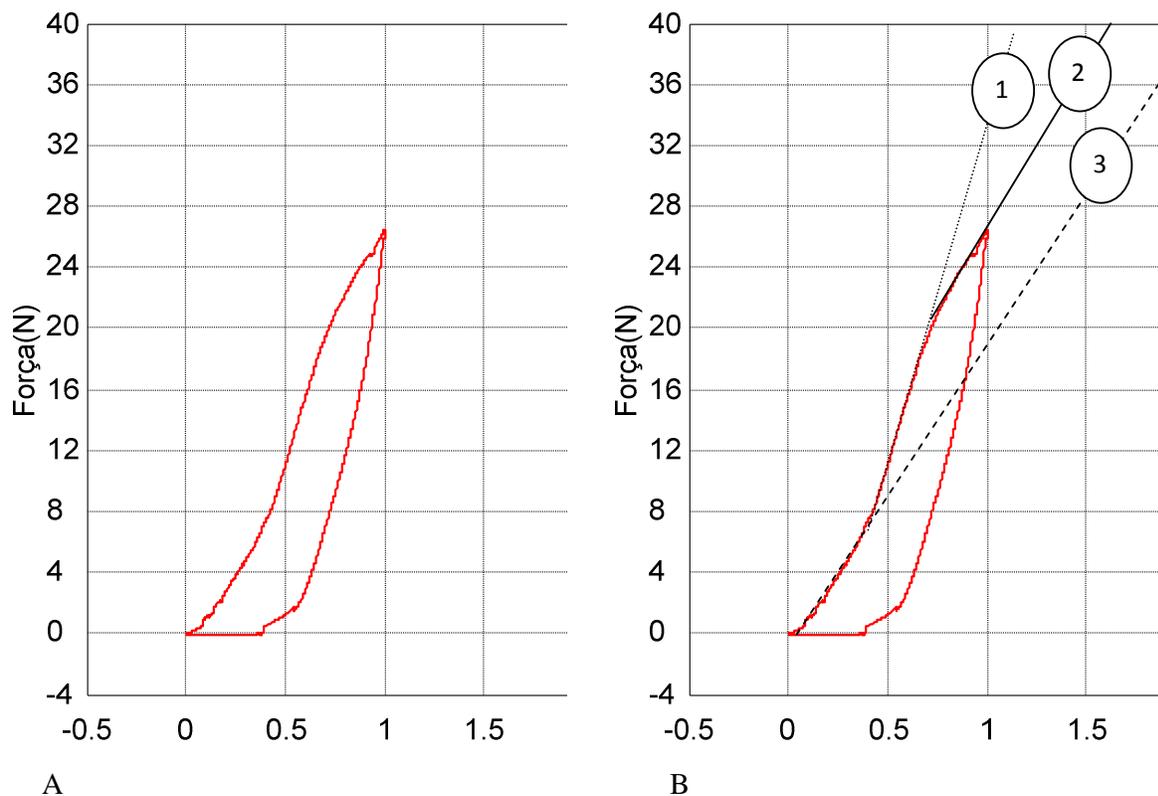


FIGURA 6.4A – Inclinações das curvas. Ampliação do Gráfico força/flexão obtido do ensaio para o fio de aço inoxidável 0,41mm x 0,41mm com 3 brackets – sem o formato clássico do material. B Detalhes de 3 inclinações diferentes na porção ascendente.

Dividindo-se a parte ascendente do diagrama pode-se notar 3 inclinações bem distintas: a primeira delas pode ser considerada a Rigidez do Fio propriamente dito; a segunda é a Rigidez que o fio assume a medida que entra em contato com as paredes do bracket, ou seja pode ser denominada Rigidez do Aparelho; e terceira, apesar de depender também da interação com as paredes do bracket, e de ser parte da Rigidez do Aparelho, parece muito com a inclinação nos estudos na Norma, que dizem respeito à não linearidade do material de fio.

Essas inclinações parecem, então ser diretamente relacionadas a interação entre o fio e o bracket. E pode ser verificada inclusive nos aspectos quantitativos, com a primeira porção apresentando valores bem próximos da rigidez do fio testado na Norma.

Uma outra forma de ver a mesma situação da interação entre o bracket e o fio e a Rigidez Seqüencial do Aparelho, como pode ser chamada, é observando o que acontece durante as simulações entre os brackets e os fios.

A FIG. 6.5, obtida nas simulações dos fios com brackets, mostra o início do movimento do fio no bracket lateral quando iniciada a flexão, e o posterior contato com a parede do bracket.

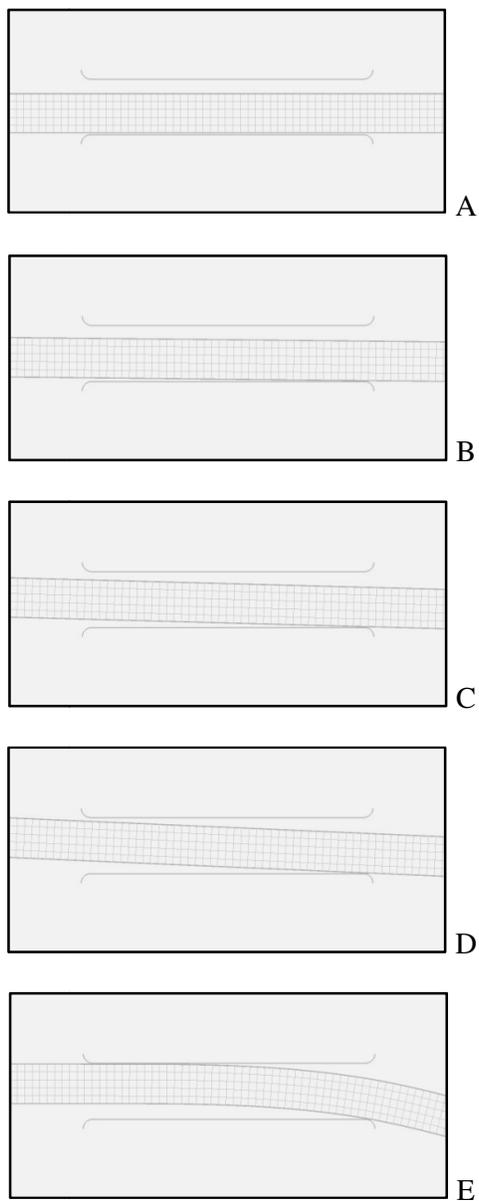


FIGURA 6.5 – Interação do fio com o bracket. Seqüência da interação do fio com o bracket A-B-C-D-E responsáveis pelas diferenças de Rigidez encontrada antes e depois do fio entrar em contato com o bracket - As 3 inclinações diferentes na porção ascendente.

De posse dessas informações, fica bem claro que deve-se manter bem separada a idéia da Rigidez do Fio e da Rigidez do Aparelho, para entender melhor esse assunto tão importante em Ortodontia.

6.2 Análise Quantitativa

Do ponto de vista quantitativo um importante aspecto foi verificado já na primeira etapa desta pesquisa: os valores encontrados para a rigidez do fio nos experimentos não apresentaram valores semelhantes a estudos como o de QUINTÃO (2000) ou JOHNSON (2003).

Inicialmente, em uma análise básica, os resultados divergem bastante devido a grande variabilidade de metodologias utilizadas. As normas vigentes que deveriam ser utilizadas pelo menos como referências nos estudos de fios ortodônticos, em muitos trabalhos se quer são citadas, o que tornam os valores bem diferentes e quase impossíveis de serem comparados.

Em uma análise mais específica pode-se verificar uma divergência mesmo com aqueles trabalhos que afirmam seguir as normas, como é o caso do trabalho de JHONSON (2003) que, apesar de afirma utilizar a Norma vigente, utiliza um vão para os testes de 12mm.

Ainda como fator que colaborou para a grande diferença entre os resultados encontrados nesta pesquisa, quando comparados com a literatura, pode ser citada a representação da Rigidez do Fio em outras flexões que não aquelas descritas pela Norma, na porção retilínea do diagrama força/flexão. Os valores se tornam bem diferentes quando a força para a flexão de 1mm é medida e utilizada como representação para a Rigidez do Fio e quando se obtém esse valor da porção retilínea do diagrama como especifica a Norma ISO 15841/2006. Esse fator foi motivo para grandes divergências entre os resultados encontrados nesta pesquisa e em estudos como os de WALKER et al 2007 e BACCETTI et al 2009.

Para tornar mais claro o entendimento dessa diferença com exemplos dos resultados desta pesquisa pode-se observar na FIG. 6.6 como são diferentes os resultados da Rigidez do Fio obtidos na porção retilínea da curva e para a flexão de 1mm.

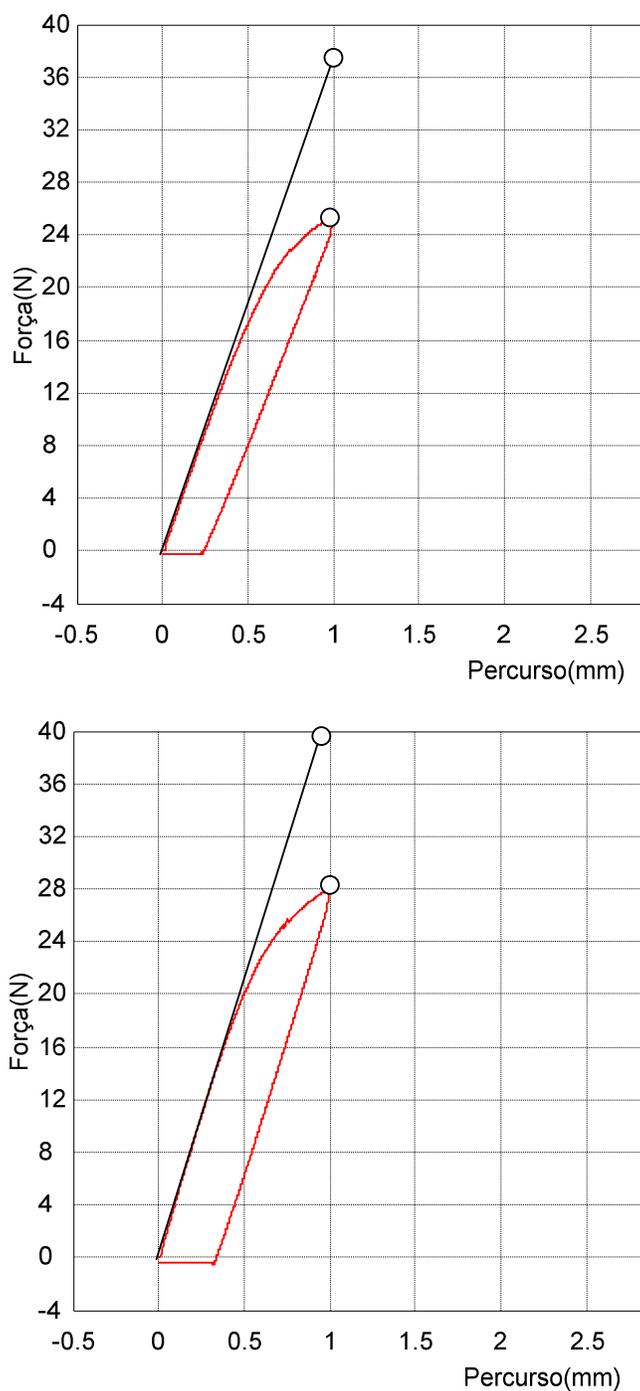


FIGURA 6.6 – Medida de rigidez do fio. Gráficos força/flexão obtidos dos ensaios para o fio de aço inoxidável (A) 0,41mm x 0,56mm em segunda ordem e (B) 0,48mm x 0,64 mm também em segunda ordem na Norma ISO 15841/2006– Observar diferença entre Rigidez do Fio obtida em flexão de 1mm e na porção retilínea do Diagrama..

Um aspecto tão simples quando se pensa sob o ponto de vista da Engenharia complica tanto as pesquisas sobre fios ortodônticos. A observação das especificações da Norma que deixa este aspecto tão claramente definido, reduziria em grande parte esses pequenos impedimentos para o maior conhecimento das propriedades dos fios e dos aparelhos.

Como especifica a Norma ISO 15841, um importante fator é a definição da máxima flexão e do mínimo requerido, para normatizar estes ensaios.

Neste trabalho foram feitos alguns experimentos para definir a ativação em que todas as amostras tivessem no mínimo 0,1mm de deformação permanente. Como limite determinado para os fios do Tipo II é de 3,1mm foi essa a deformação inicial eleita, mas verificou-se na seqüência que para as combinações de ligas e secções transversais utilizadas neste trabalho uma flexão de 1mm seria suficiente. Observe as ativações para 3,1mm , 2mm, 1,5mm e 1mm, nas FIGS a seguir (FIG. 6.7, FIG 6.8, FIG 6.9 e 6.10).

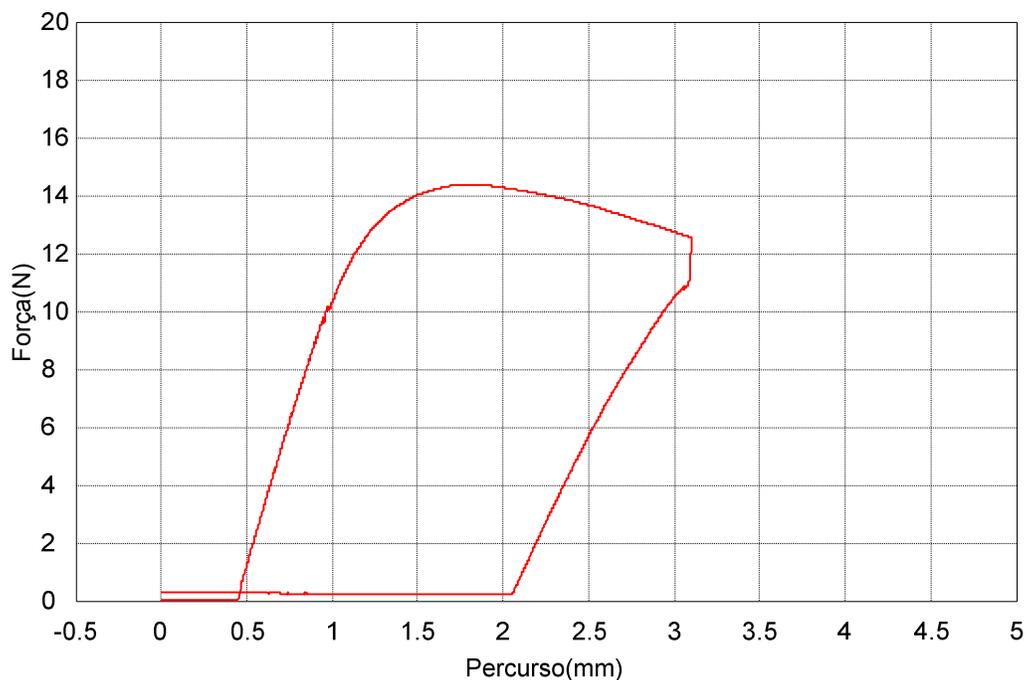


FIGURA 6.7 - Deslocamento de 3,1 mm. Resultado do experimento com fio de aço inoxidável (0,41mm x 0,41mm) com 3,1mm de deslocamento. Observar deformação permanente bem além da exigida de 0,1mm (> 2mm).

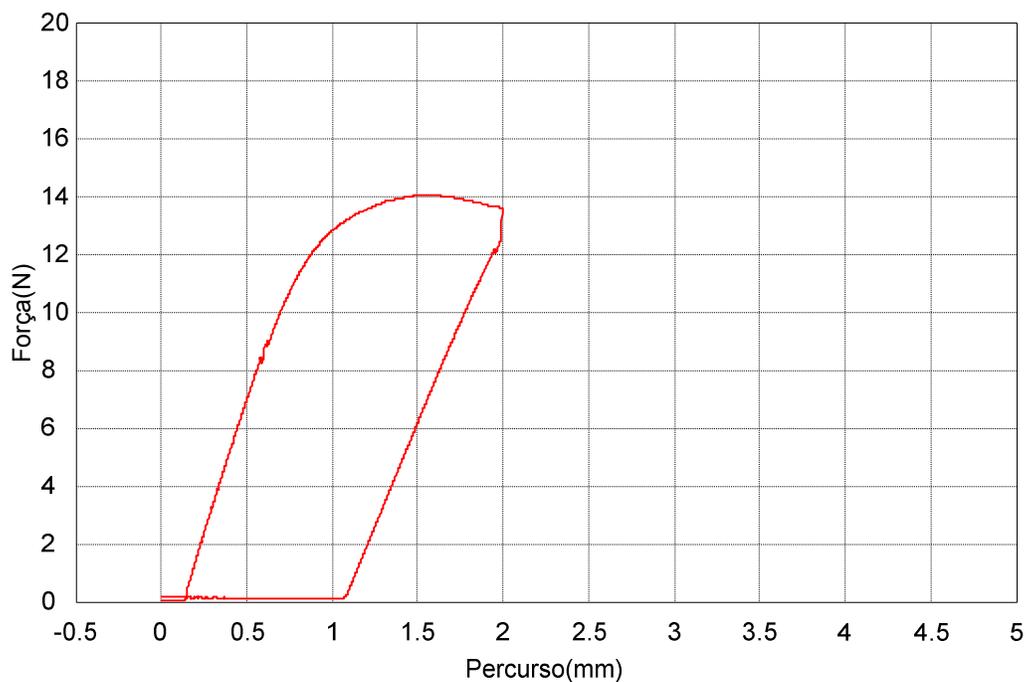


FIGURA 6.8 - Deslocamento de 2,0 mm Resultado do experimento com fio de aço inoxidável (0,41mm x 0,41mm) com 2,0 mm de deslocamento. Observar deformação permanente maior que 1mm além da exigida de 0,1mm.

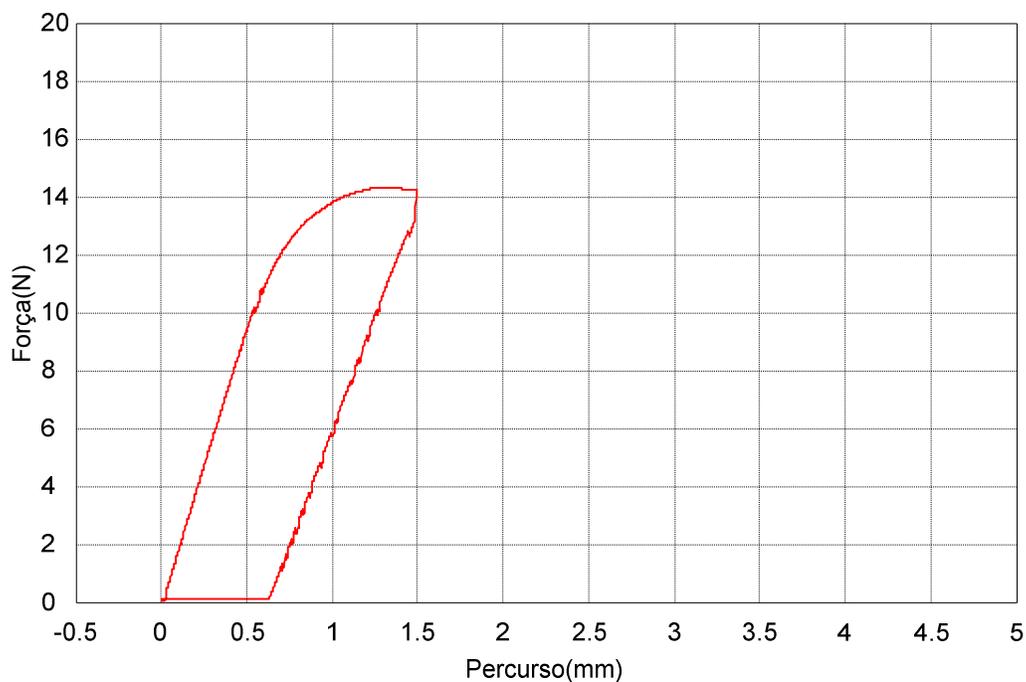


FIGURA 6.9 - Deslocamento de 1,5 mm Resultado do experimento com fio de aço inoxidável (0,41mm x 0,41mm) com 1,5 mm de deslocamento. Observar deformação permanente maior que 1mm além da exigida de 0,1mm.

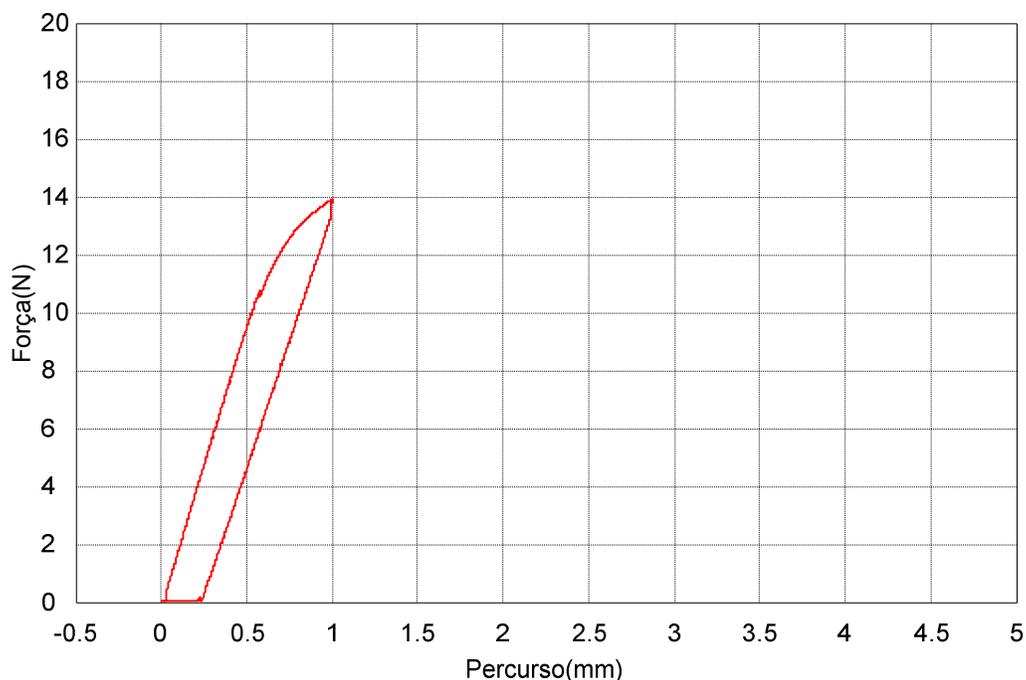


FIGURA 6.10 - Deslocamento de 1,0 mm. Resultado do experimento com fio de aço inoxidável (0,41mm x 0,41mm) com 1 mm de deslocamento. Observar deformação permanente maior que 0,1mm – motivo de escolha desta flexão máxima para este estudo.

Nota-se ainda, que um importante aspecto deve ser observado em testes de fios ortodônticos que é a diferenciação entre os fios do Tipo I e fios Tipo II. Vários trabalhos publicados, nem fazem referência a este tipo de classificação para os fios preconizada pelas Normas e confundem as formas de medir a rigidez dos mesmos, que se mostram bem diferentes na Norma ISO 15841/2006: as medidas dos fios do Tipo I devem ser realizadas durante a ativação, na porção retilínea, como citado anteriormente e, nos fios do Tipo II, durante os vários deslocamentos na desativação dos fios com propriedades super elásticas (SAKIMA et al., 2006; WALKER et al, 2007 e BACCETTI et al, 2009).

Ainda sobre o aspecto quantitativo das diferenças encontrados quando se comparou os resultados desta etapa da pesquisa com resultados prévios, nota-se que com alguns fatores de correção pode-se fazer comparações, no entanto essa forma de avaliar as pesquisas sobre fios ortodônticos nem sempre é familiar ao ortodontista, como o é para o engenheiro, e acaba dificultando ou até mesmo impedindo a interpretação dos resultados.

Um fator simples que pode ser corrigido é a distância entre os apoios sobre os quais os fios são flexionados. Nota-se nos trabalhos da literatura que não se seguia um padrão quando a Norma vigente era a ADA 32 (JOHNSON,2003; KRISHNAN e KUMAR, 2004; e GARREC e JORDAN, 2004) e nem acontece agora coma Norma ISO 15841/2006 WALKER et al. (2007); BARTZEL et al., 2007 e BACCETTI et al., 2009).

De qualquer forma sabe-se que um deslocamento unitário em flexão, em um teste de flexão em três pontos, sem a inclusão de brackets, responde à relação clássica da Resistência dos Materiais de $Pl^3/48EI$, o que pode ser útil na interpretação dos resultados já que cada autor coloca uma distância que considera mais adequada, e nem cita os esforços em uma distância de 25,4mm ou 10mm como especificava a Norma ADA 32 e especifica a Norma ISO 15841, respectivamente. Com um pormenor, como o ensaio da Norma ADA 32 era com o fio fixo em apenas uma das extremidades, com a outra livre, a relação passa a ser $Pl^3/6EI$.

É importante lembrar que essa relação não é adequada quando o fio é medido encaixado nos brackets e que a relação fica em um ponto intermediário entre os dois extremos livres $48EI$ e $192EI$ para os extremos fixos, e isso vai depender das condições de fixação do fio e de suas interações com os brackets, como verificado neste estudo.

Pode ser observado com os resultados desta pesquisa que é relativamente simples produzir resultados utilizando ensaios com fios ortodônticos, o que realmente difícil é torná-los comparáveis com a diversidade das metodologias utilizadas para obtê-las.

Com uma amostra pequena, de 5 fios de cada grupo, por exemplo, e seguindo algumas poucas especificações dos ensaios, se consegue obter médias e desvios padrão de Rigidez de Fios. Porém mesmo seguindo as Normas deve-se ter em mente que medir é sempre uma estimativa do valor real, e que considerações sobre causas de incertezas das medições devem ser feitas.

Inicialmente os limites estabelecidos pela Norma ISO 15841 para cada dimensão do fio de $\pm 0,01$ mm e do módulo de elasticidade de $\pm 10\%$, serviram para o processo de validação e verificação dos modelos computacionais como citado por THACKER (2001) dentro dos critérios estabelecidos pelo comitê responsável por estes processos na ASME (*American Society of Mechanical Engineers*) ou Associação Americana de Engenharia Mecânica.

A medida que se verificou a importância desses limites de tolerância, estabelecidos pelas Normas para comparação dos resultados passou a existir, e se tornou um dos principais deste estudo: determinar para várias dimensões e para as ligas de aço inoxidável e titânio molibdênio, intervalos de valores dentro dos quais as chances de se encontrar os valores reais da rigidez do fio são muito maiores, ou de outra forma, intervalos de forças para que se conheça a faixa de valores prováveis para cada combinação de liga e dimensão.

Mesmo já tendo sido observado, por GOLDBERG et al., (1977) que existe uma variação de até 20% no módulo de elasticidade entre os fios de aço inoxidável lançados no mercado, acredita-se que os limites da Norma sejam seguidos cada vez mais e que os 10% de variação aceitos pelas Normas sejam atendidos por cada vez mais fabricantes, como foi observado em todos os fios da DENTARUM utilizados nesta pesquisa.

Por isso após a validação e verificação do modelo computacional pensou-se em utilizar de uma forma mais proveitosa as possibilidades apresentadas pelo método dos elementos finitos e sua versatilidade nas simulações para montar gráficos de intervalos de rigidez de fios de aço inoxidável e titânio molibdênio do maior número possível de dimensões de fios clinicamente úteis e disponíveis no mercado.

Uma faixa de valores possíveis para a Rigidez de um dado fio, dentro dos limites de tolerância de módulo de elasticidade e dimensões e ensaiados dentro das especificações da Norma ISO 15841/2006. Isso pode auxiliar como um critério de seleção ou de caracterização da amostra, identificando se o fio apresenta rigidez dentro da faixa esperada, antes mesmo de se iniciar uma nova pesquisa. Além disso, depois de verificada a adequação do fio, a influência da variável estudada, pode ser quantificada de uma forma mais realista já que, dentro de uma faixa estabelecida, se pode variar a rigidez do fio. Desta forma os resultados podem ser

melhor interpretados pois pequenas variações podem ser apenas uma variação do próprio fio dentro da faixa de intervalo dos limites de tolerância.e não da variável analisada,

Uma outra contribuição destas faixas de variação será para o clínico, começasse a se familiarizar com a ordem de grandeza das forças produzidas por determinadas espessuras e ligas de fios sobre os dentes.

Os gráficos com intervalos de Rigidez do Fio dentro dos limites de tolerância das Normas (ANEXO 1) foram plotados com o eixo vertical em escala logarítmica para todos ficarem dentro de uma mesma área e facilitar a comparação entre eles. Os valores mínimos e máximos são apresentados no capítulo de resultados nas tabelas 5.6, 5.7, 5.8 e 5.9 deste trabalho.

Cada combinação de dimensão e liga dentro dos limites de tolerância como pode ser observado na TABELA 6.1.

TABELA 6.1

Resultados para a Rigidez do Fio na Norma ISO 15841/2006 dentro dos limites de tolerância de fio 0,41mm x 0,41mm de Aço Inoxidável

Variação das dimensões do fio 0,41 mm x 0,41mm	Variação do Módulo de Elasticidade - Aço Inoxidável		
	$E=153000$ N/mm^2	$E=170000$ N/mm^2	$E=187000$ N/mm^2
0,40 x 0,40	15,67	17,41	19,15
0,40 x 0,41	16,06	17,84	19,63
0,40 x 0,42	16,45	18,28	20,11
0,41 x 0,40	16,87	18,75	20,62
0,41 x 0,41	17,29	19,22	21,14
0,41 x 0,42	17,72	19,68	21,65
0,42 x 0,40	18,14	20,15	22,17
0,42 x 0,41	18,59	20,66	22,72
0,42 x 0,42	19,04	21,16	23,28

Estes valores foram obtidos para as 27 dimensões nominais apresentadas nas Simulações - Parte II nas variações de módulo de elasticidade e dimensões para as ligas de aço inoxidável e titânio molibdênio.

A FIGURA 6.11 mostra o exemplo de um gráfico que apresenta uma faixa de valores prováveis de Rigidez do Fio de aço inoxidável de 0,43 mm x 0,43 mm. Mostrando na linha superior os limites máximos para as flexões até 0,5mm.

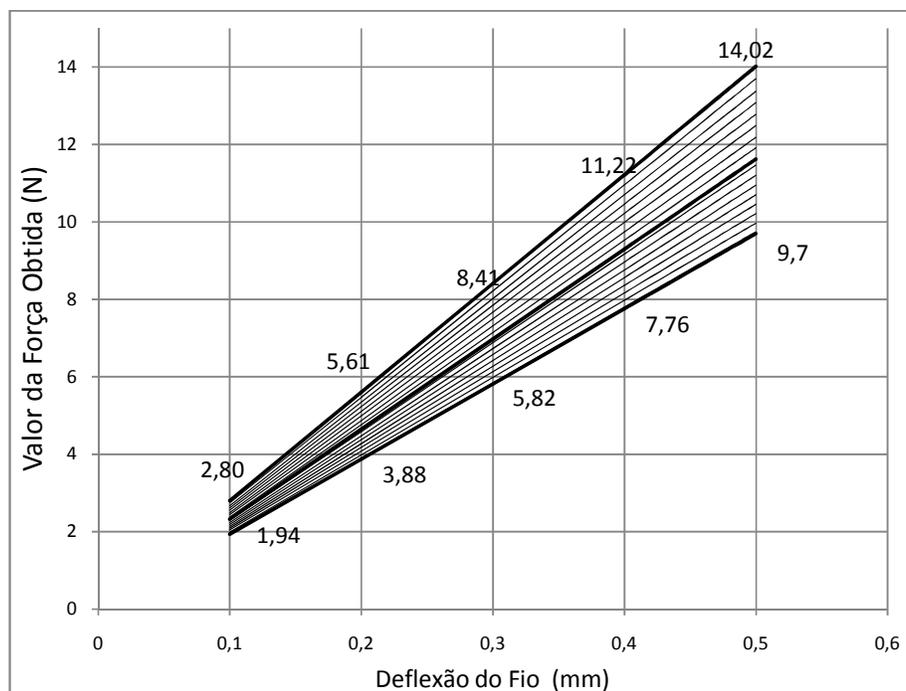


FIGURA 6.11 – Rigidez x Tolerância. Gráfico dos resultados das Simulações dentro das Tolerâncias da Norma ISO 15841 para o fio de aço inoxidável 0,43mm x 0,43mm.

Nota-se na FIGURA 6.11 que os resultados se apresentam com valores mínimos e máximos variando de 18,5% para valores maiores e 21,12% com relação ao valor médio de 19,22 N/mm para estas dimensões e ligas dentro dos limites de tolerância das normas.

A Figura 6.12 demonstra a proximidade dos valores dos ensaios e das simulações realizadas nesta etapa da pesquisa e que foram considerados favoráveis ao processo de validação dos modelos utilizados após a verificação da variação do módulo de elasticidade e das dimensões dos fios dentro dos limites de tolerância das normas

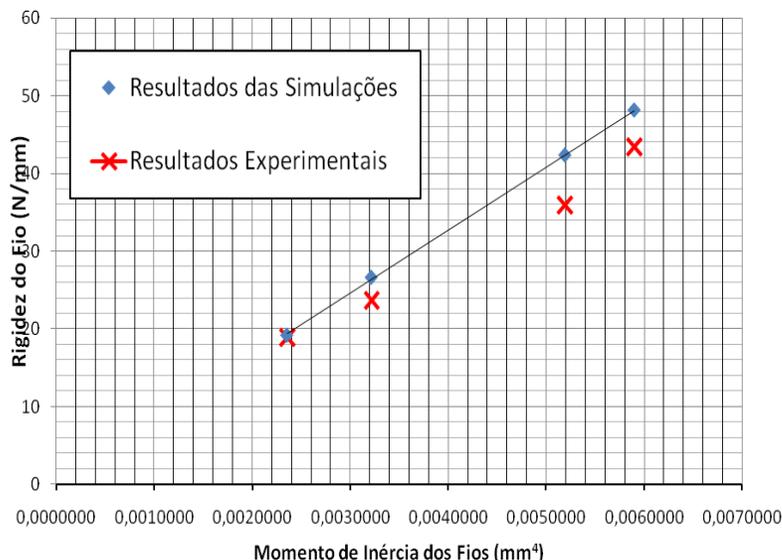


FIGURA 6.12 - Simulações x experimentos. Resultados das Simulações e dos Procedimentos Experimentais para o fio de aço inoxidável (1) 0,41mm x 0,41mm, (2) 0,41mm x 0,46 mm, (3) 0,46 mm x 0,64 mm em (4) 0,48 mm x 0,64 mm. (Em função do momento de inércia de cada um deles – (1)

Uma comparação com os resultados de KUSY foi realizada mostrando uma correlação dos resultados apesar dos testes realizados por este autor ter sido realizado nos Norma antiga ADA 32 com deflexão de fios em balanço (KUSY,1983).

Sistema numérico representativo da Rigidez dos Fios por BURSTONE também foram comparados e mostraram semelhança (BURSTONE, 1980).

É importante lembrar porém que tanto os resultados de BURSTONE, 1980 como KUSY, 1983, são valores relativos e não absolutos, ou seja nenhum dos dois trazem a idéia da quantidade de força exercida por cada fio e sim se são menores ou maiores que os fios

utilizados como referência: fio 0,012 de aço inoxidável por KUSY, 1983 e 0,04 de aço por BURSTONE, 1980.

Com relação aos experimentos com dois e três brackets pode-se notar que tanto a inclusão de dois quanto três brackets aumentaram os esforços medidos flexões.

A FIGURA 6.13 mostra os gráficos dos experimentos para os fios de aço inoxidável de 0,48mm x 0,64mm, para a Norma ISO 15841, dois e três brackets incluídos no sistema.

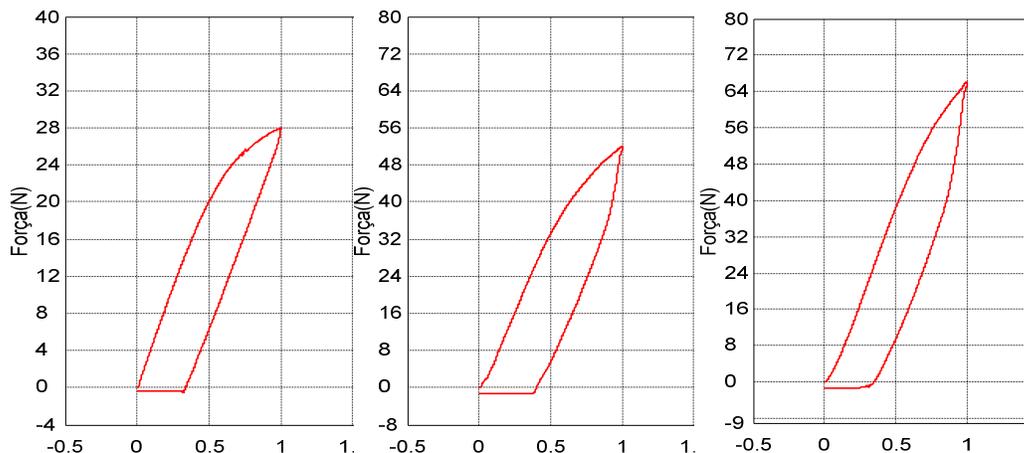


FIGURA 6.13 – Norma, 2 e 3 brackets. Gráficos dos resultados dos Experimentos na Norma ISO 15841, com 2 e 3 brackets para o fio de aço inoxidável 0,48mm x 0,64mm. Observar o aumento dos valores a medida que se incluiu 2 e 3 brackets.

Assim como aconteceu nos ensaios incluindo dois e três brackets, existiu durante as simulações, como já era de se esperar, uma influencia na flexão dos fios, da geometria do sistema simulado, a medida que o fio entrou em contato com as paredes dos brackets. Uma maior interação rigidez nos sistemas constituídos incluindo brackets, foram responsáveis por um aumento das forças com a inclusão de dois brackets com a inclusão de três brackets.

Nos experimentos em termos percentuais essa influência foi relativamente constante quando se passava da Norma para dois brackets e de dois para três brackets variando pouco entre as espessuras dos fios: (0,41 x 0,41) - 44,30% e 10,19%; (0,41 x 0,56) - 46,48% e 19,91%; (0,46 x 0,64) - 44,8 % e 27,77% (0,48 x 0,64) - 45,58% e 34,55%.

Nas simulações essas diferenças ficaram para o fio (0,41 x 0,41) entre 45,02% e 10,43% para o fio (0,41 x 0,56) entre 45,50% e 18,08%, para o fio (0,46 x 0,64) – 45,81% e 25,89% e para o fio (0,48 x 0,64) – 45,89% e 35,19%.

Com relação aos resultados dos estudos paramétricos pode-se verificar sobre a influência da variação da Altura do bracket que a variação da altura do bracket afetou diretamente os esforços medidos durante a flexão do fio. A utilização do bracket de 0,46 mm em substituição ao de 0,56 mm aumentou cerca 14,5% dos valores dos esforços representativos da rigidez à deflexão dos aparelhos.

Uma consideração clínica importante com relação a isso é que se o profissional utiliza brackets com altura de 0,46 mm, ele estará modificando as espessuras de fios a serem utilizados no tratamento, pela mudança da folga entre o fio e o bracket, mas não necessariamente estará aplicando esforços menores, por diminuir as dimensões dos fios, já que o que dita a maior ou menor rigidez nesse caso, além da rigidez inerente do fio, é justamente a folga entre o fio e o bracket.

Por causa disso também, pesquisas de flexão de fios ortodônticos, que utilizam diferentes alturas dos brackets, para fios de mesma liga e mesmas dimensões de secção transversal, podem fornecer resultados muito discrepantes, que devem ser analisados com bastante parcimônia quando se pensa em rigidez de um determinado fio.

Com um bracket com dimensões menores, em altura, o fio acaba por assumir uma configuração ativa muito antes quando comparado a um bracket de dimensões maiores, o que acarreta direta mudança no comportamento do fio como discutido anteriormente.

Sobre a influência da variação da largura do bracket foi observado que embora seja freqüente, na literatura, a citação de que a variação das distâncias entre os brackets influencia

diretamente os esforços gerados pelos fios sobre os dentes, poucos estudos se preocupam com a largura dos brackets neste sentido.

Deve-se, então, chamar a atenção, por exemplo, para as alterações que ocorrem quando em testes de fios ortodônticos se substitui um bracket de 3,0mm por um de 2,4mm. Os achados deste estudo demonstram diferenças de rigidez do fio de até 26,05% a mais para os brackets mais estreitos e cerca de 32,74% também maiores quando se substitui um bracket de 3,0mm por um de 3,6 mm.

Esses resultados acabam por confundir um pouco o raciocínio, quando se pensa em largura dos brackets e distância entre os brackets vizinhos e que vale aqui ser esclarecido.

Clinicamente quando se fala em alteração da largura dos brackets, uma consequência direta é a diminuição da distância entre eles, o que faz com que haja um aumento da rigidez do sistema, direta devido à distância do vão livre do fio a ser submetido à flexão. No entanto nesta pesquisa, como o objetivo era verificar a influência da largura dos brackets, e não a influência da combinação do aumento da largura e diminuição da distância entre eles, manteve-se a distância de 10 mm entre os brackets, mantendo o vão livre e alterou-se apenas a largura dos brackets.

Com relação à influência do material (coeficiente de atrito) entre o bracket e o fio verificou-se que a maioria dos trabalhos que tratam do atrito entre os fios e os brackets, o fazem pensando nas mecânicas de deslizamento para fechamento de espaços, e apesar de reconhecido papel neste tipo de mecânica, não se pode deixar de considerar a importância deste fator durante as fases iniciais de tratamento e sua influência nos esforços gerados sobre os dentes, com a simples flexão do fio e encaixe nos brackets.

Tendo em vista tal importância e com o objetivo de se verificar a influência do atrito entre o bracket e o fio na rigidez à flexão do fio, quatro combinações de brackets e fios foram simuladas. Fio de Aço e TMA com brackets de porcelana e aço. Verificou-se que para uma mesma espessura e um mesmo material se tomarmos como referência os brackets de aço e os fios de aço, os esforços aumentam cerca de 26,94% quando se utiliza fios de TMA nestes

brackets . E quando se utiliza fios de aço em brackets de porcelana ou fios de TMA nestes brackets a rigidez aumenta 27,57% e 25,51 respectivamente.

Nota-se portanto que existe uma alteração importante nos esforços gerados quando se varia o material constituinte dos brackets e fios.

Sobre a influência do desenho do bracket pode-se verificar que com relação aos três desenhos de brackets utilizados nessa pesquisa nenhuma diferença foi encontrada entre os brackets simples e os geminados, apresentando, porém, uma diminuição importante quando as simulações passaram a ser com brackets com paredes arredondados, para cerca de 35,11% a menos os valores para a rigidez dos fios testados.

Cuidado na modelagem dos brackets, no que diz respeito a suas extremidades laterais o que originou inclusive um trabalho sobre este aspecto discutido no Congresso IRF 2009 (RILO, FERREIRA, CIMINI JR e CASAS (2009). Onde se chegou a conclusão de que era um fator relevante e devido a observação de trabalhos sobre brackets verificou-se que um raio de 0,1mm era uma representação adequada para os brackets de desenhos convencionais já que os desenho com parede arredondada foi retirado das dimensões apresentadas detalhadamente por THORSTENSON e KUSY em 2004.

Ainda sobre a representação dos brackets por modelos computacionais deve-se ressaltar que neste estudo, os brackets foram representados por superfícies rígidas, sem a possibilidade de sofrerem qualquer tipo de deformação. Sabe-se, no entanto, que se trata de uma simplificação e discretização do problema que pode representar de maneira favorável os brackets de aço de porcelana, mas que não teria condições de representar brackets de policarbonato por exemplo, que são extremamente sensíveis à deformações nos níveis de tensões que são submetidos em flexão dos fios ortodônticos. Ainda sobre este aspecto, acredita-se que como foram feitas simulações com fios de aço inoxidável e de dimensões elevadas, tanto os brackets de porcelana, em alguns casos podiam ser deformados.

Quanto à influência da inclusão de 5 brackets verificou-se que quando se incluiu 5 brackets nos ensaios e simulações verificou-se um aumento de mais de 100% em todas as situações testadas mostrando a importância de se medir esforços dessa maneira e compará-los com os testes nas normas.

7 CONCLUSÕES

Os resultados deste trabalho permitem estabelecer as seguintes conclusões:

7.1 Diante dos procedimentos experimentais e simulações numéricas visando a comparação dos resultados pode-se concluir que uma forma mais adequada de se representar a rigidez dos fios é através de intervalos de valores dentro dos limites toleráveis do módulo de elasticidade e das dimensões dos fios e não por valores isolados como na maioria dos estudos prévios;

7.2 Após a comparação dos resultados numéricos e experimentais seguindo os mesmos esquemas de teste pode-se concluir que os modelos utilizados neste estudo são válidos, pois demonstraram valores semelhantes;

7.3 A comparação dos resultados numéricos e experimentais de diferentes esquemas de teste demonstraram que uso dos *brackets* nos esquemas dos experimentos e simulações conduz a esforços bem mais elevados do que aqueles previstos pela Norma ISO 18541/2006;

7.4 Quanto à influência da inclusão de *brackets* nos experimentos e simulações pode-se concluir que forças maiores são produzidas quando se incluem dois *brackets* e ainda maiores quando se incluem três *brackets*;

7.5 Quanto à influência da variação da altura do bracket, verificou-se que o aumento das forças quando se diminuiu a altura dos brackets de 0,56 mm para 0,46 mm;

7.6 Quanto à influência da variação da largura do bracket conclui-se que a diminuição da largura do bracket de 3 mm para 2,4 mm vem acompanhada de um aumento da força produzida pelo fio assim como o aumento da sua largura para 3,6 mm acarreta um aumento ainda maior nas forças geradas pelos fios;

7.7 Quanto à influência coeficiente de atrito entre o bracket e o fio conclui-se que com o aumento do coeficiente de atrito ocorre um aumento das forças medidas nos fios sob deflexão, seguindo a ordem crescente de esforços a seguir: bracket de aço e fio de aço, bracket de aço e fio de TMA, bracket de porcelana e fio de aço e bracket de porcelana e fio de TMA;

7.8 Quanto a influência do desenho do bracket verificou-se que os brackets com paredes arredondadas em interação com os fios geram forças bem menores que os convencionais simples ou geminados;

7.9 Quanto a influência da inclusão de 5 brackets nos ensaios e simulações verificou-se que um aumento importante das forças;

7.10 Quanto ao referencial de rigidez dos fios ortodônticos proposto pode-se concluir que a principal contribuição aos referenciais existentes é a incorporação dos intervalos de valores dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006, inferindo que, com a adesão ao novo referencial, comparações entre os resultados de estudos futuros podem ser realizadas com maior facilidade, dando ao clínico uma idéia da ordem de grandeza das forças exercidas pelos fios durante os tratamentos ortodônticos.

8 ABSTRACT

The objective of this work is to evaluate the mechanical behavior of orthodontic wires using conventional laboratorial experiments and computational numerical simulations via finite element method. In order to achieve the proposed objective, six stages were carried out in this study. In the first stage, experiments were conducted in stainless steel and titanium-molybdenum orthodontic wires, according to ISO 15841/2006 Standard. In the second stage, numerical simulations were performed to verify the capability of the finite element models to reproduce the results of the experimental tests. In the third stage, simulation was further performed varying tolerance limits on the modulus of elasticity and on the nominal dimensions of the wires according to the standard specifications. In the fourth stage, further experiments were conducted, this time with the inclusion of two and three brackets in the system. In the following fifth stage, computational simulations of the last set of tests were carried out, with the inclusion of the brackets. Finally, in the sixth stage, a series of parametric studies was conducted using finite element models, which included the parameters: (1) height of the brackets; (2) width of the brackets; (3) design of the brackets; (4) different friction coefficients between wire and bracket surfaces, and (5) the inclusion of two more brackets in the system, totaling five brackets. The results were presented, compared and discussed. Experimental data and simulation results showed good correlation, demonstrating the great potential of this methodology as a tool in the prediction mechanical behavior of orthodontic wires. Parametric studies indicated reduction in the wire loads with increase of bracket height, with rounded-wall brackets and with increase of bracket width. On the other hand, wire loads increased with reduction on bracket width, increase of friction coefficient, and inclusion of five brackets in the system.

Keywords: orthodontic wires, numerical simulations, laboratorial experiments

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACKERMAN, J.L., MUSICH, D.R. A systematic modification of edgewise therapy. **Am J Orthod** v. 67, n. 2, p. 159-75, 1975.
- ADA COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT. Biological effects of nickel-containing dental alloys. **J Am Dent Assoc** , v. 104, p. 501-505, 1982.
- ADAMS, D.M., POWERS, J.M., ASGAR, K. Effects of brackets and ties on stiffness of an archwire. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 91, n. 2, p. 131-136, 1987.
- ANDERSEN, K.L.; PEDERSEN, E.H.; MELSEN, B. Material parameters and stress profiles within periodontal ligament. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 99, n.5, p. 427-440, 1991.
- ANDREASEN, G.F. A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal Nitinol wire with a transition temperature range between 31°C and 45°C. **Am J Orthod**, v. 78, n. 5, p. 528-537, 1980.
- ANDREASEN, G.F., BARRETT, R.D. An evaluation of cobalt-substituted Nitinol wire in orthodontics. **Am J Orthod**, v. 63, n. 5, p. 462-70, 1973.
- ANDREASEN, G.F., HEILMAN, H.; KRELL, D. Stiffness changes in thermodynamic Nitinol with increasing temprature. **Angle Orthod**, v. 55, n. 2, p. 120-126, 1985.
- ANDREASEN, G.F., HILLERMAN, T.B. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. **J Am Dent Assoc**, v. 82, n. 6, p. 1373-75, 1971.
- ANDREASEN, G.F.; MORROW, R.E. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. **Am J Orthod**, v. 73, n. 2, p. 142-51, 1978.
- ANUSAVICE, K.J. **Phillips' Science of Dental Materials**. 10 ed., Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1996.
- BACCETTI, T.; FRANCHI, L.; CAMPORESI, M.; DEFRAIA, E.; BARBATO, E. Forces produced by different nonconventional bracket or ligature systems during alinment of apically displaced teeth. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 79, n. 3, p. 533-539, 2009.
- BÁGGIO, P.E.; TELLES, C.S.; DOMICIANO, J.B. Avaliação do atrito produzido por braquetes cerâmicos e de aço inoxidável, quando combinados com fios de aço inoxidável. **Dental Press**, v.12, n.1, p.67-77, 2007.
- BARTZELA, T.N.; SENN, C.; WICHELHAUS, A. Load Deflection Characteristics of Superelastic Nickel-Titanium Wires. **Angle Orthod**, v.77, n. 6, 2007.
- BASTOS, R.A.; FERREIRA, F.A.C; CARVALHO, P.E.G.; KIMURA, A.S.; PANASSOLO, G.; GURGEL, J.A. Análise da relação carga/deflexão de fios ortodônticos de titânio-nióbio e aço inoxidável. **SPO Ortodontia** v.40, n.3, p.191-196, 2007.

BISHARA, S.E.; WINTERBOTTOM, J.M.; SULIEMAN, A-H.A. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. **Angle Orthod**, v. 65, n. 2, p. 117-22, 1995.

BOYLE, J.T.; BROWN, D.K.; MEHTA, P.; WOOD, J. **Finite element analysis – education and training**. 1 ed. London, Elsevier Applied Science, p.1-34, 1991.

BURSTONE, C.J. Variable modulus orthodontics. **Am J Orthod** v. 80, n. 1, p. 1-16, 1981.

BURSTONE, C.J., BALDWIN, J.J.; LAWLESS, D.T. The application of continuous forces to orthodontics. **Angle Orthod**, v. 31, n. 1, p. 1-14, 1961.

BURSTONE, C.J., GOLDBERG, J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. **Am J Orthod**, v. 77, n. 2, p. 121-32, 1980.

BURSTONE, C.J.; QIN, B., MORTON, J.Y. Chinese NiTi wire: a new orthodontic alloy. **Am J Orthod**, v. 87, n. 6, p. 445-52, 1985.

CALLISTER JR, W.D. **Ciência e Engenharia de Materiais: uma introdução**. 5a ed., Rio de Janeiro, Editora LTC, 2002.

CHEN R.; ZHI, Y.F.; ARVYSTAS, M.G. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. **Angle Orthod**, v. 62, n. 1, p. 59-66, 1992.

COBO, J.; SICILIA, A.; ARGÜELES, J. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by orthodontic force. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 104, n.5, p. 448-454, 1993.

EVANS, T.J.W., DURNING, P. Aligning archwires. The shape of things to come? – A forth and fifth phase of force delivery. **Br J Orthod** v. 23, n. 3, p. 269-75, 1996.

FRANCHI, L.; BACCETTI, T. Forces released during alignment with a preadjusted appliance with different types of elastomeric ligatures. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 129, p. 687-690, 2006.

FERREIRA, E.A.; CIMINI JR., A.C.; CASAS, E.B.L.; RILO, N.F. Analysis of the orthodontic wire behavior through the computational numerical simulation. In: 1th BIODENTAL - **International Conference on Biodental Engineering**, Porto, 2009.

FERREIRA, E.A.; CIMINI JR., A.C.; CASAS, E.B.L.; RILO, N.F. Estudo Numérico e Experimental de fios ortodônticos In: 30th CILAMCE - **Congresso Ibero-Latino-Americano de Métodos Computacionais em Engenharia**, Armação de Búzios, 2009.

FERREIRA, E.A.; CIMINI JR., A.C.; CASAS, E.B.L.; RILO, N.F. FEA of orthodontic wire in contact to brackets Estudo Numérico e Experimental de fios ortodônticos In: 16th FEM Workshop - **Finite Element Method in Biomedical Engineering, Biomechanics and related fields** - Ulm, 2009.

- FILLMORE, G.M.; TOMLINSON, J.L. Heat treatment of cobalt-chromium alloy wire. **Angle Orthod**, v. 46, n. 2, p. 187-195, 1976.
- FISCHER-BRANDIES, H.; ES-SOUNI, M.; KOCK, N.; RAETZKE, K.; BOCK, O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.16 " × 0.022 " NiTi archwires. **J Orofacial Orthopedics**, v.64, n.3, p. 88 - 99, 2003.
- FOTOS, P.G.; SPIRAKOS, C.C.; BERNARD, D.O. Orthodontic forces generated by a simulated archwire appliance evaluated by the finite element method. **Angle Orthod**, v. 60, n. 4, p. 277-282, 1990.
- GARREC, P.; JORDAN, L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. **Angle Orthod**, v. 74, n. 2, p. 691-696, 2004.
- GASTON, N.G. Chrome alloy in orthodontics, **Am J Orthod**, v. 37, n. 10, p. 779-96, 1952.
- GOLDBERG, A.J., BURSTONE, C.J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. **J Dent Res**, v. 58, n. 2, p. 593-9, 1979.
- GOLDBERG, A.J., VANDERBY, R.Jr., BURSTONE, C.J. Reduction in the modulus of elasticity in orthodontic wires, **J Dent Res**, v. 56, n. 10, p. 127-31, 1977.
- GRABER, T.M., VANARSDALL Jr., R.L. **Orthodontics – Current Principles and Techniques**. 2nd Ed., St. Louis, Mosby, 1994.
- GUM - INMETRO. **Guia para a Expressão da Incerteza de Medição**. 3 ed. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, 120p., 2003.
- GURGEL, J. A.; KERR, S.; POWERS, J. M.; LECRONE, V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 120, n. 3, p. 378-382, 2001.
- HAMULA, D.W.; HAMULA, W.; SERNETZ, F. Pure titanium orthodontic brackets. **J Clin Orthod**, v. 30, n. 3, p. 140-144, 1996.
- HASKELL, B.S.; DAY, M.; TETZ, J. C. Auxiliary springs in continuous arch treatment. Part I: An analytical study employing the finite-element method. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 98, n. 5, p. 387-397, 1990.
- HUDGINS, J.J.; BAGBY, M.D.; ERICKSON, L.C. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. **Angle Orthod**, v. 60, n. 4, p. 283-288, 1990.
- HURST, C.L.; DUNCANSON, M.G.Jr.; NANDA, R.S. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 98, n. 1, p. 72-6, 1990.

IBE, D. M.; SEGNER, D. Superelastic materials displaying different force levels within one archwire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.59, n.4, p. 29-38, 1998.

JHNSON, E. Relative stiffness of beta titanium archwires. **Angle Orthod**, v. 73, n. 3, p.259-269, 2003.

KHIER, S.E.; BRANTLEY, W.A.; FOURNELLE, R.A. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 99, n. 4, p. 310-318, 1991.

KOHL, R.W. Metallurgy in orthodontics. **Angle Orthod**, v. 34, n. 1, p. 37-52, 1964.

KRISHNAN, V.; KUMAR, J. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. **Angle Orthod**, v. 74, n.6, p.825-831, 2004.

KUSY, R.P. On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic arch wires. **Am J Orthod**, v. 83, p. 374-381, 1983.

KUSY, R.P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. **Angle Orthod**, v. 67, n. 3, p.197-207, 1997.

KUSY, R.P.; STEVENS, L.E. Tripled-strrned stainless steel wires. **Angle Orthod**, v. 63, n. 3, p.19-32, 1987.

LOPES, I.; GOLDBERG, J.; BURSTONE, C.J.; Bending characteristics of nitinol wire. **Am J Orthod**, v. 75, n. 5, p. 569-75, 1979.

MARCOTTE, M.R. **Biomecânica em Ortodontia**. São Paulo, Ed. Santos, 1993.

MENDES, A. M. **Comportamento biomecânico dos ossos do complexo craniofacial induzido pela expansão maxilar rápida**. Tese de Doutorado, UFRJ, 1997.

MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 90, n. 1, p. 1-10, 1986.

MIZRAHI, E.; SMITH, D.C. Direct attachment of orthodontic brackets to dental enamel. A preliminary clinical report. **Br Dent J**, v. 130, n. 9, p. 392-6, 1971.

MOHLIN, B.; MULLER, H.; ODMAN, J. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. **Eur J Ortho**, v. 13, n. 5, p. 386-91, 1991.

NAKANO, H.; SATOH, K.; NORRIS, R.; JIN, T.; KAMEGAI, T.; ISHIKAWA, F. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 115, n.4, p. 390-395, 1999.

NAYLOR, T.H.; BALINTFY, J.L.;BURDICK, D.S.; CHU, K. **Técnicas de simulação em computadores**.3 ed. São Paulo, Vozes, 235p., 1971.

NIKOLAY, R.J. Analytical mechanics and analysis of orthodontic tooth movements. **Am J Orthod**, v. 82, n. 3, p. 164-166, 1982.

O'BRIEN, W.J. **Dental Materials and Their Selection**. 2a ed., Chicago, Quintessence Publishing Co, 1997.

PARVIZI, F.; ROCK, W. P. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. **Eur J Ortho**, v. 25, n. 4, p. 417-421, 2003.

PELSUE, B. M.; ZINELIS, S. BRADLEY, T.G.; BERZINS, D.W. ELIADES, T. ELIADES, G. Structure, composition, and mechanical properties of australian orthodontic wires. **Angle Orthod**, v. 79, n.6, p.97-101, 2009.

PROFFIT, W.R. **Contemporary Orthodontics**. 2nd Ed., St. Louis, Mosby, 1992.

QUINTÃO, C.A. **Fios ortodônticos utilizados em fase inicial de tratamento: Propriedades mecânicas e desempenho clínico**. Tese de Doutorado, UERJ. 2000.

RILO, N.F ; FERREIRA, E.A.; CIMINI JR., A.C.; CASAS, E.B.L. The use of Finite Element Analysis to improve the studies reliability of mechanical behaviour of orthodontic wires In: 3th IRF – **International Conference on Integrity, Reliability and Failure** - Porto, 2009.

ROSSOW, P.E.; TERBLANCHE, E. Use of finite element analysis in assessing stress distribution during debonding. **J Clin Orthod**, v. 29, n. 11, p. 713-717, 1995.

RUCKER, B.K.; KUSY, R.P. Elastic flexural properties of multistranded stainless steel versus conventional nickel titanium archwires. **Angle Orthod**, v. 72, n. 4, p. 302-309, 2002.

SAMESHIMA, G.T.; MELNICK, M. Finite element-based cephalometric analysis. **Angle Orthod**, v. 57, n. 5, p. 343-350, 1994.

SANTORO, M.; BESHERS, D. N. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 118, n.6, p. 685-692, 2000.

SAKIMA, M. T.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? **Eur J Orthod**, v.28, n.3, p.282-91, 2006.

SERNETZ, F. Standardization of Orthodontic Products – Does it Make Sense? **J Orofac Orthop**, n.4, p.307-318, 2005.

SCHNEIDER, J.; GEIGER, M.; SANDER, F.G. Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 121, n.2, p. 257-265, 2002.

STAGGERS, J.A.; MARGESON, D. The effects of sterilization on tensile strength of orthodontic wires. **Angle Orthod**, v. 63, n. 2, p. 141-144, 1993.

SÜSSEKIND, J.C. Curso de análise estrutural – Estruturas isostáticas. 3 ed. Porto Alegre, Ed. Globo, p.1-49, 1979.

TANNE, K.; SAKUDA, M.; BURSTONE, C.J. Three dimensional finite element stress analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 92, n.6, p. 499-505, 1987.

THACKER, B.H., Standards committee on verification and validation in computational solid mechanics. **ASME**, 2001.

THORSTENSON, G.A.; KUSY, R.P. Resistance to sliding of orthodontic brackets with bumps in the slot floors and walls: effects of second-order angulation. **Dental Materials**, n.20, p. 881-892, 2004.

THUROW, R.C. **Edgewise Orthodontics**. 3a ed. Saint Louis, The C. V. Mosby Company Ed 1972.

TONNER, R.I.; WATERS, N.E. The characteristics of superelastic NiTi wires in three point bending, Part I: the effect of temperature. **Eur J Orthod**, v. 16, n. 5, p. 409-19, 1994.

VENANCIO FILHO, F. Análise Matricial de estruturas. 1.ed, Rio de Janeiro, Almeida Neves Editores, 256p., 1975.

WALKER, M.P.; RIES, D.; KULA, K.; ELLIS, M.; FRICKE, B. Mechanical properties and surface characterization of beta titanium and stainless steel orthodontic wire following topical fluoride treatment. **Angle Orthod**, v. 77, n. 2, p. 342-348, 2007.

WALTERS, N.E., HOUSTON, W.J.B., STEPHENS, C.D. The characterization of arch wires for the initial alignment of irregular teeth. **Am J Orthod**, v.79,n.4 , p. 373-89, 1981.

WEVER, D.J.; VELDHUIZEN, A.G.; SANDERS, M.M. Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy. **Biomaterials**, v. 18, n. 16, p. 1115-20, 1997.

WILKINSON, P. D.; DYSART, P. S.; HOOD, J. A. A.; HERBISON, G. P. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 121, n.3, p. 483-495, 2002.

YONEYAMA, T; DOI, H.; HAMANAKA, H.; YAMAMOTO, M.; KURODA, T. Bending properties and transformation temperatures of heat-treated nickel titanium alloy wire for orthodontic appliances. **J Biomed Mater**, v. 27, n. 5, p. 399-402, 1993.

ZIENKIEWICZ, O.C.; TAYLOR, R.L. The finite element method. 4ed, McGrawhill Book Company, 620p., 1994.

10 ANEXO 1

Nos Gráfico 10.1 ao Gráfico 10.42 são mostrados os resultados para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de seções circulares, quadradas e retangulares em primeira e segunda ordem (maior e menor dimensão).

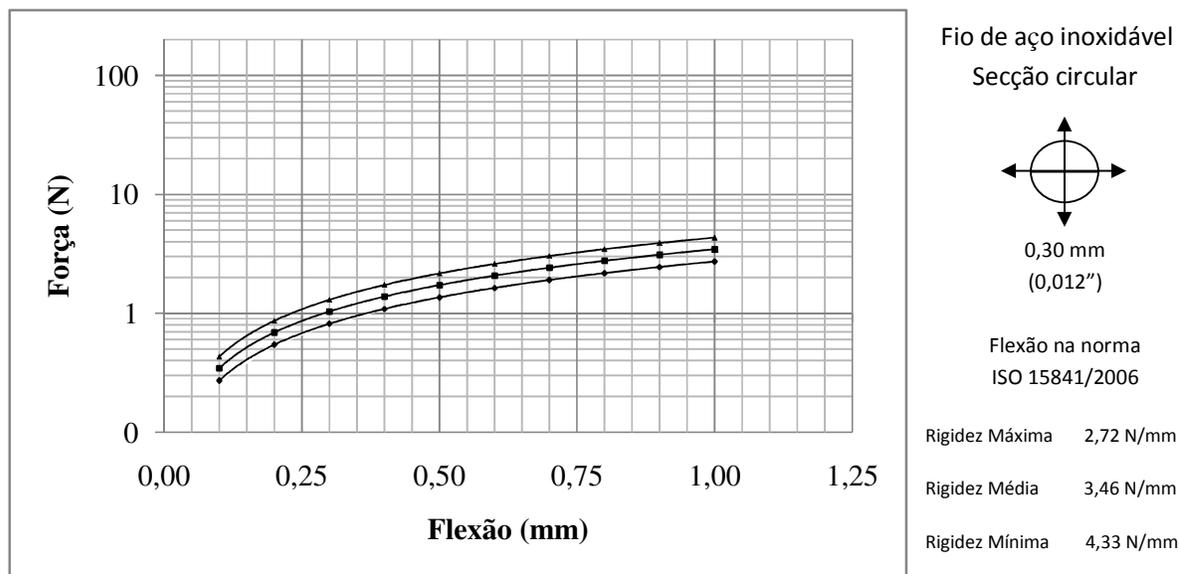


Gráfico 10.1 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de seção circular 0,30 mm de diâmetro (0,012").

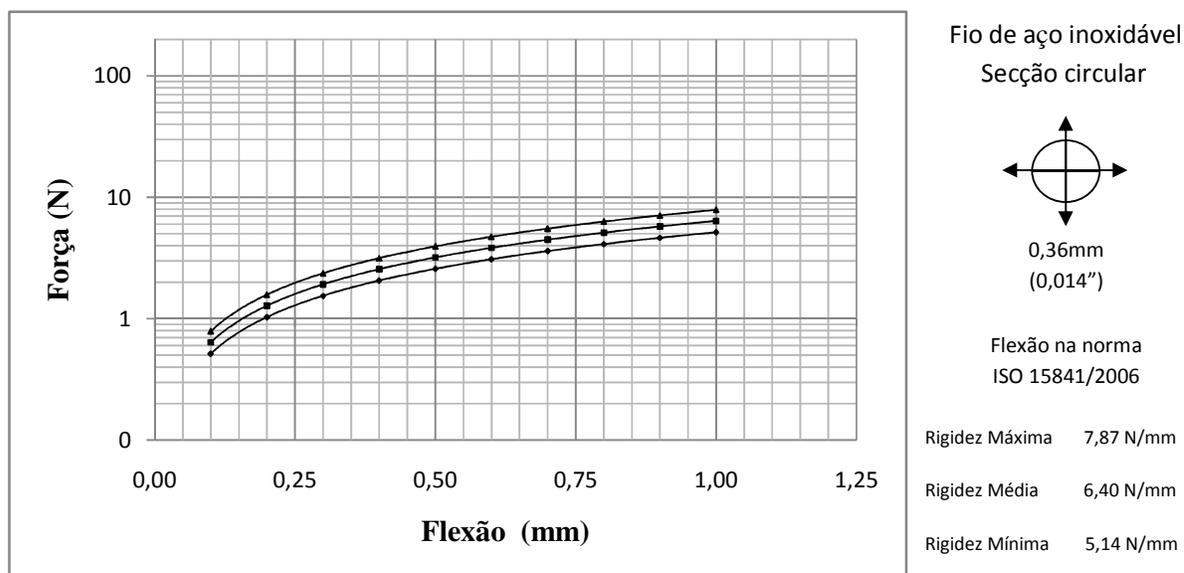


Gráfico 10.2 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de seção circular 0,36 mm de diâmetro (0,014").

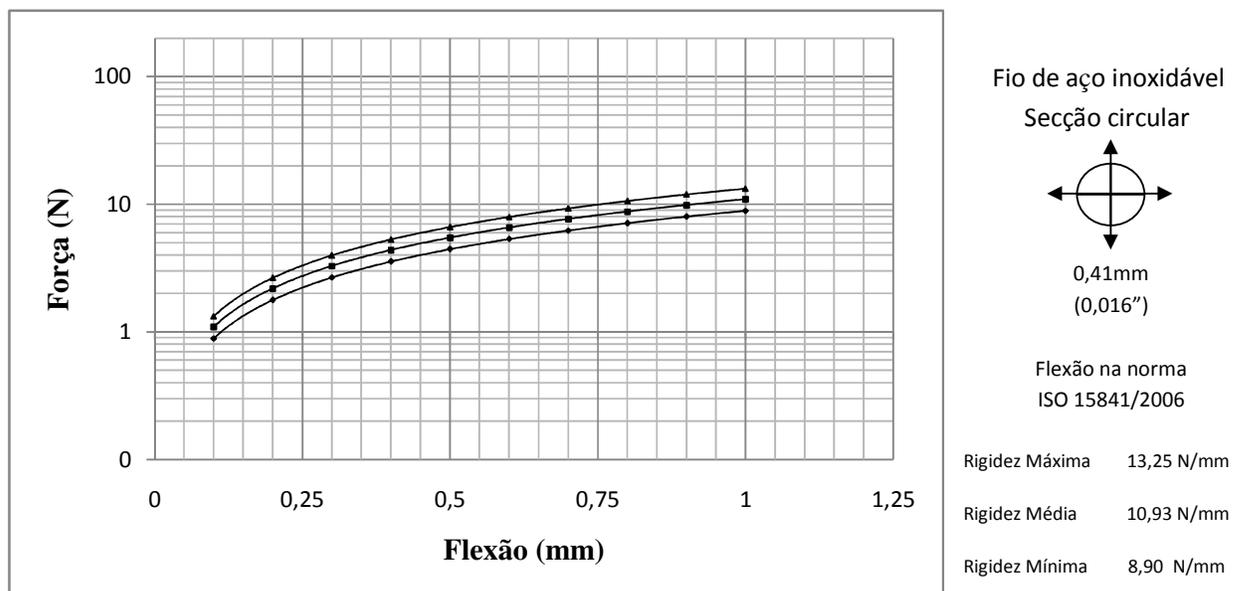


Gráfico 10.3 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção circular 0,41 mm de diâmetro (0,016").

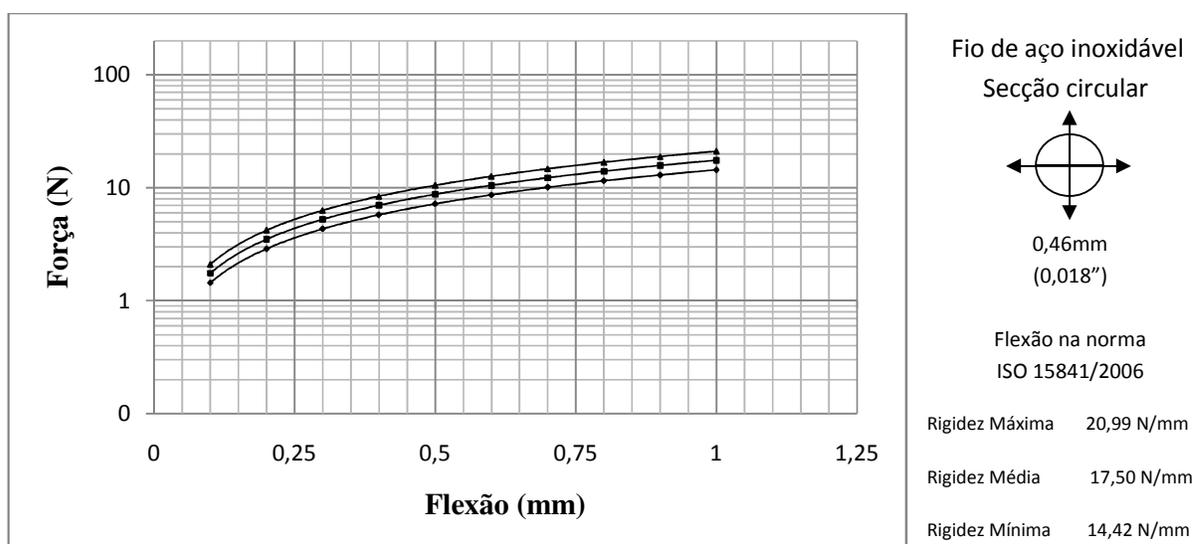


Gráfico 10.4 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção circular 0,46 mm de diâmetro (0,018").

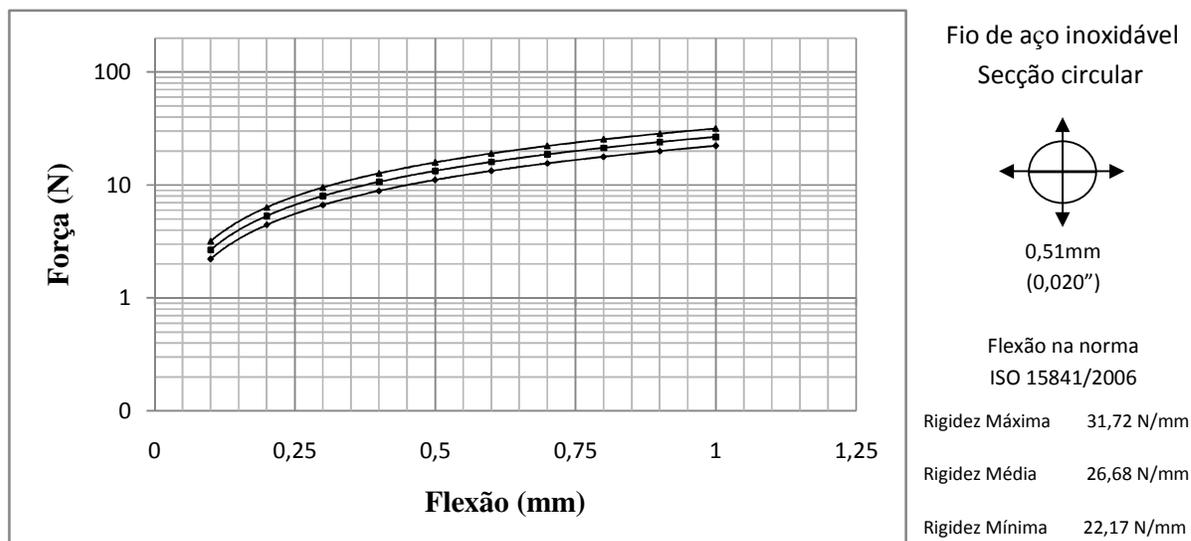


Gráfico 10.5 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção circular 0,51 mm de diâmetro (0,020").

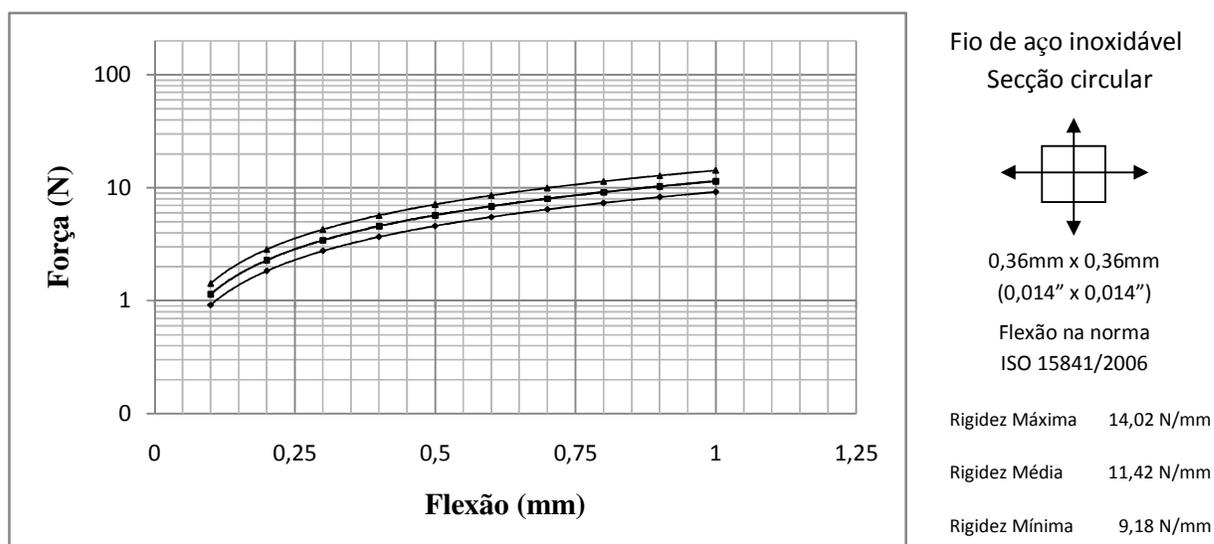


Gráfico 10.6 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção quadrada 0,36 mm x 0,36mm (0,014" x 0,014").

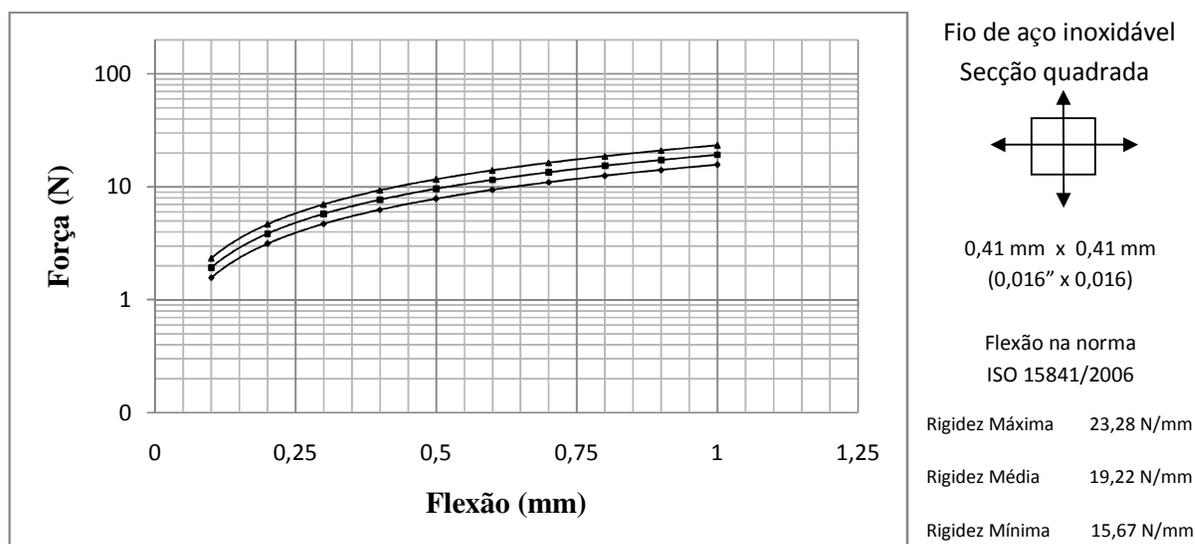


Gráfico 10.7 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção quadrada 0,41 mm x 0,41mm (0,016" x 0,016").

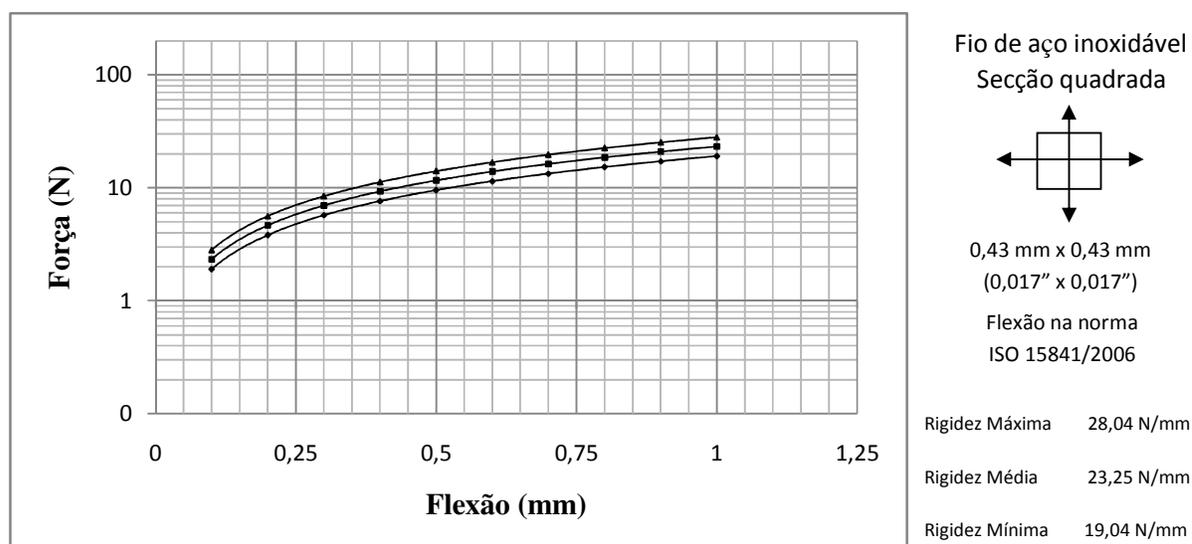


Gráfico 10.8 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção quadrada 0,43 mm x 0,43mm (0,017" x 0,017").

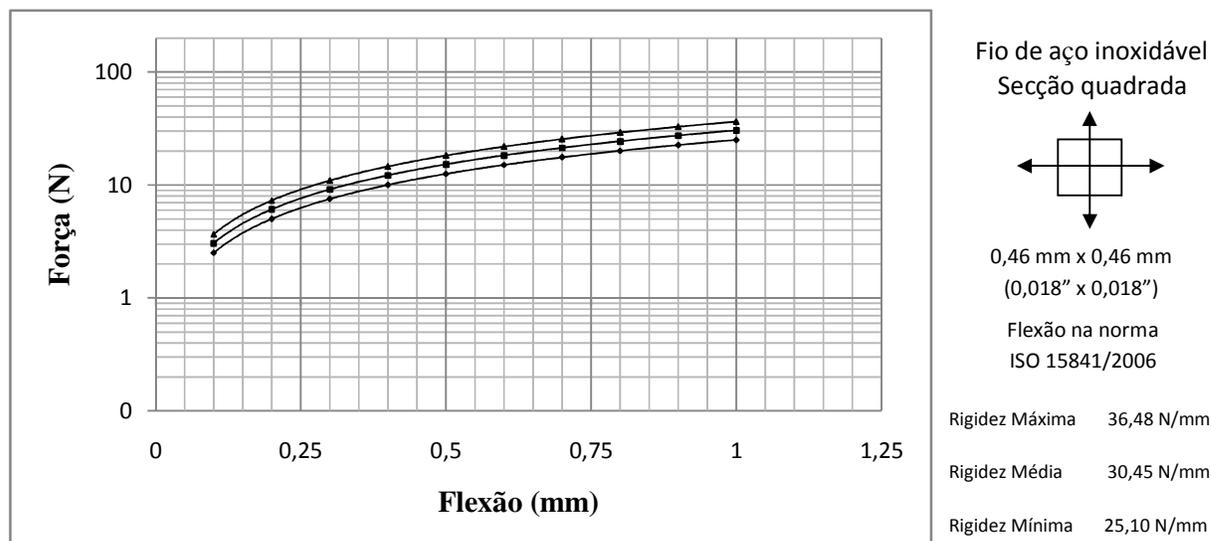


Gráfico 10.9 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção quadrada 0,46 mm x 0,46mm (0,018" x 0,018").

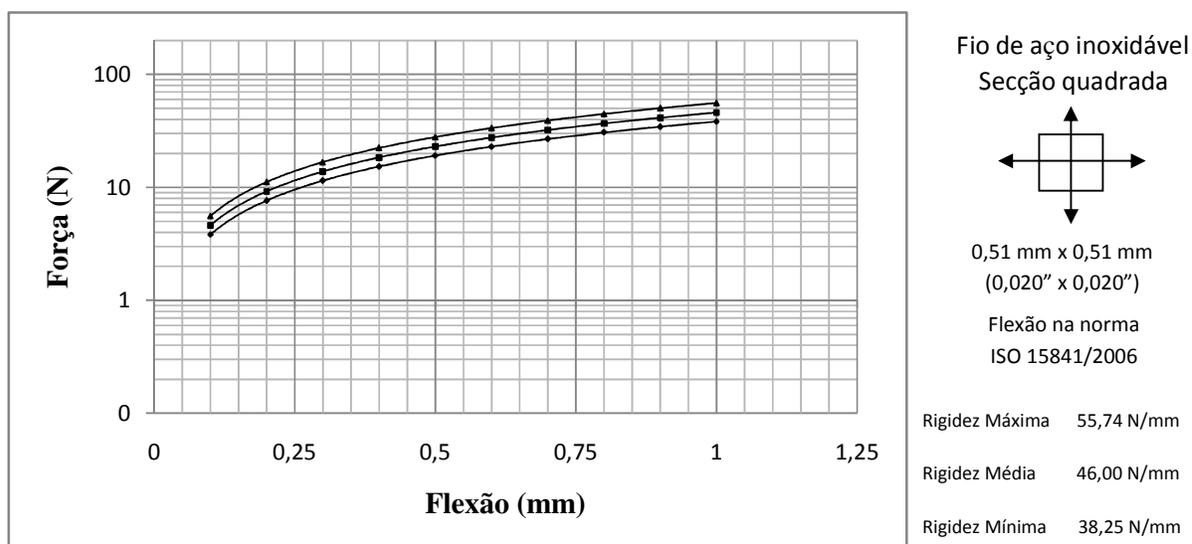


Gráfico 10.10 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção quadrada 0,51 mm x 0,51mm (0,020" x 0,020").

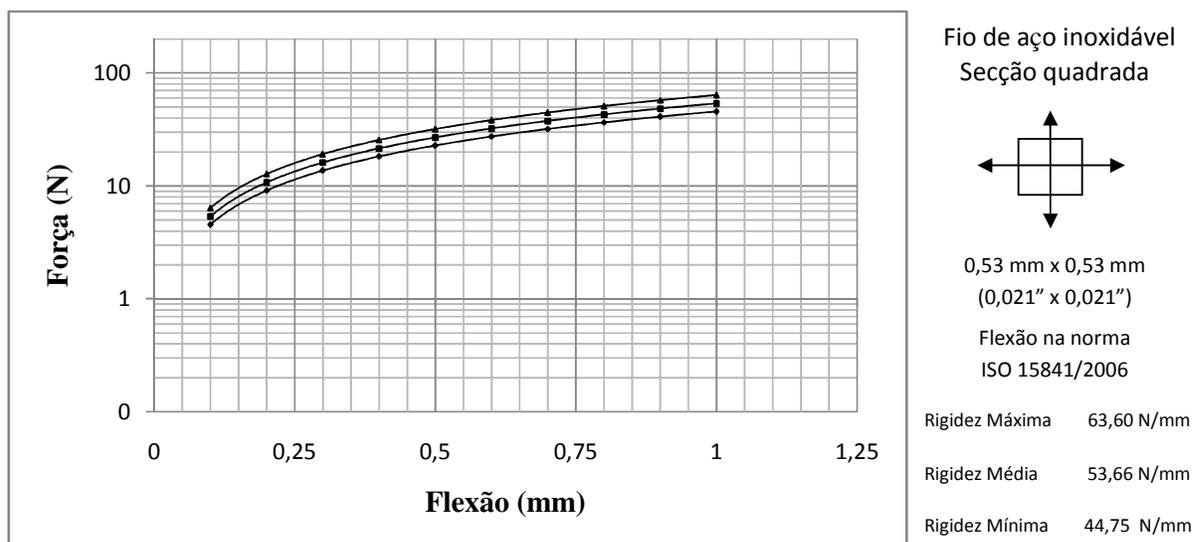


Gráfico 10.11 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção quadrada 0,53 mm x 0,53mm (0,021" x 0,021").

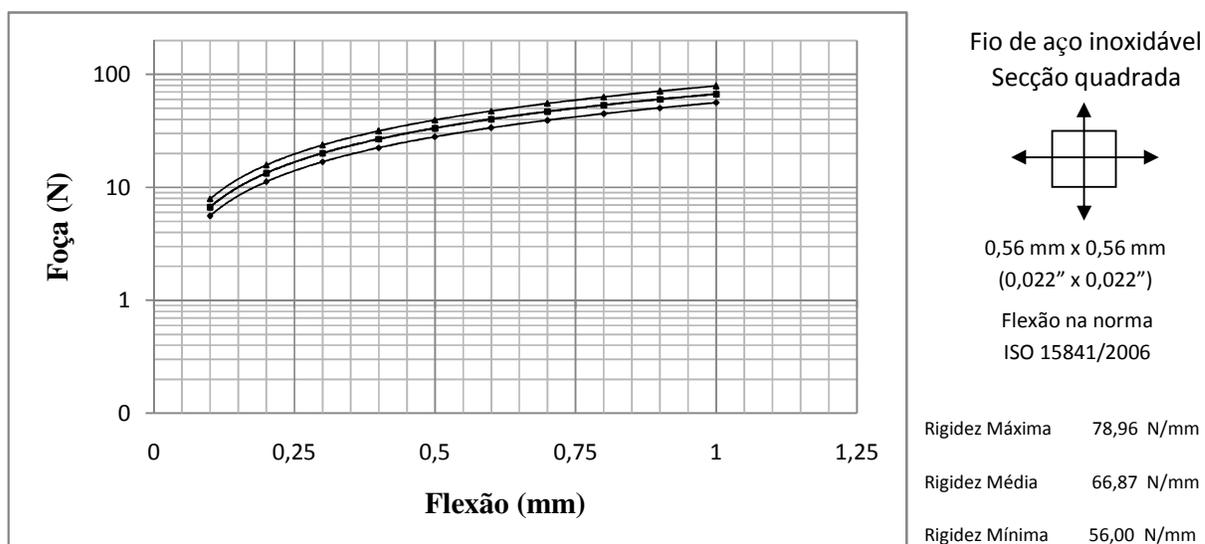


Gráfico 10.12 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção quadrada 0,56 mm x 0,56mm (0,022" x 0,022").

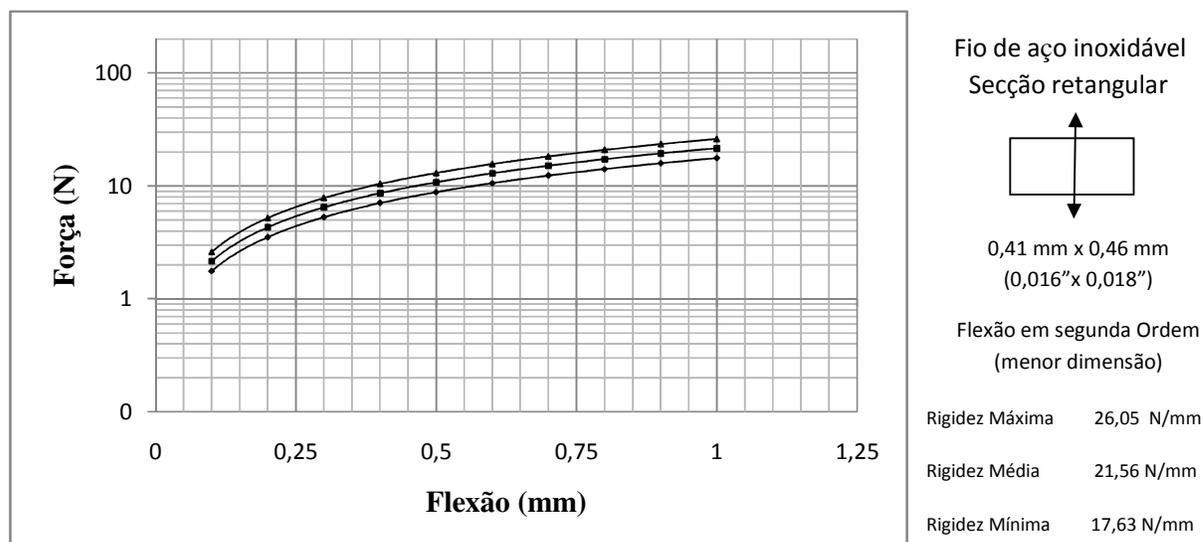


Gráfico 10.13 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,41 mm x 0,46mm (0,016" x 0,018").

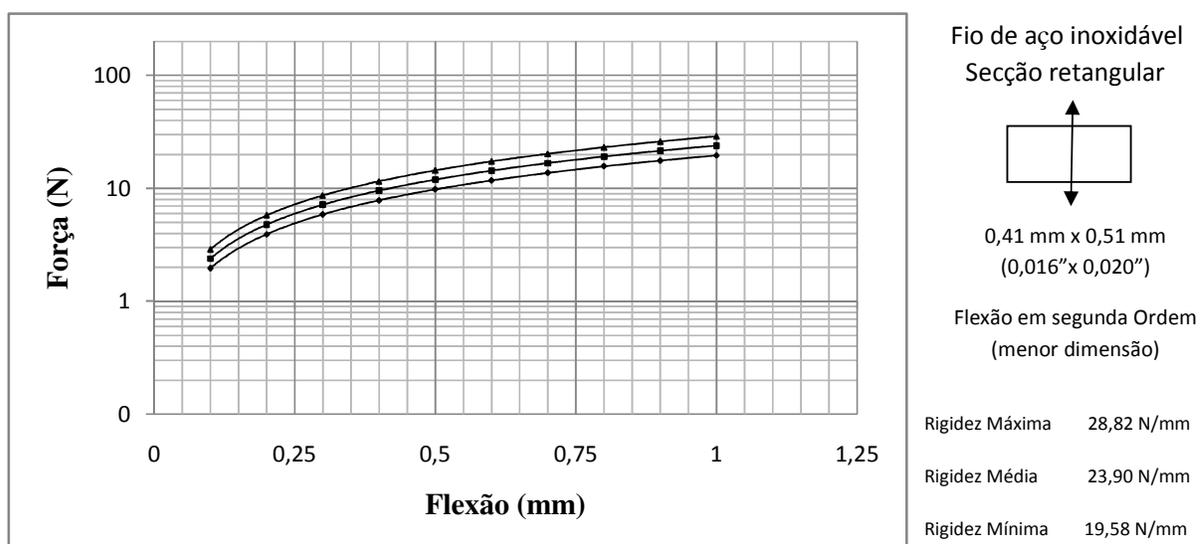


Gráfico 10.14 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,41 mm x 0,51mm (0,016" x 0,020").

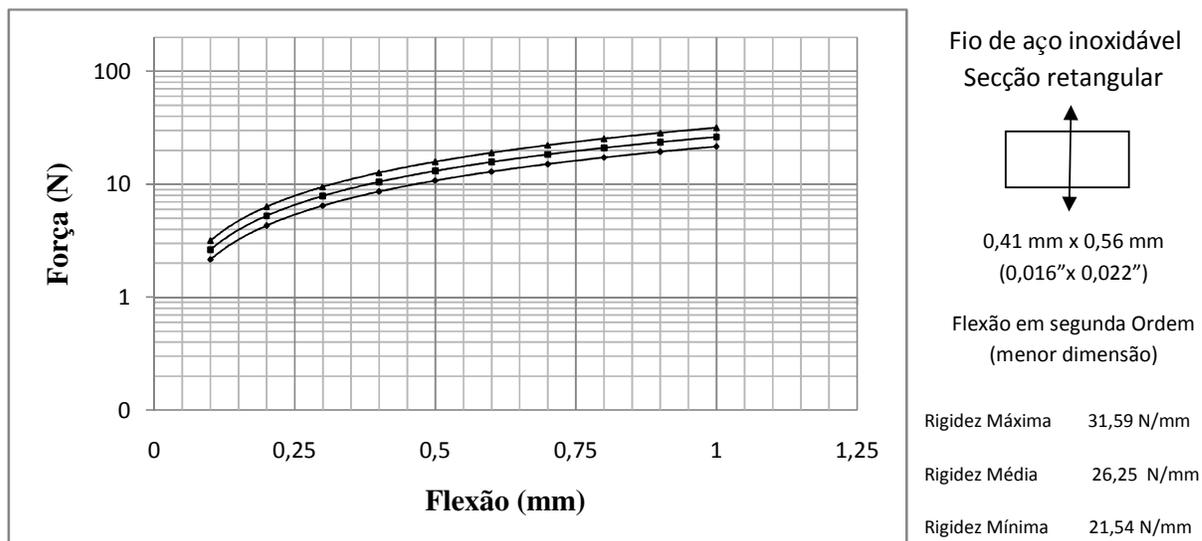


Gráfico 10.15 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,41 mm x 0,56mm (0,016" x 0,022").

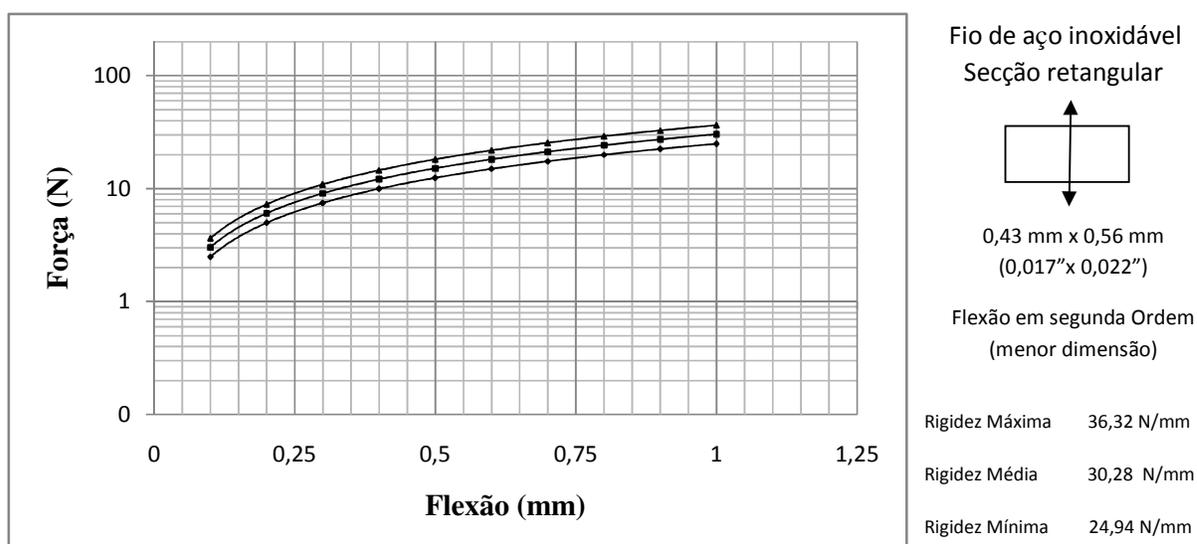


Gráfico 10.16 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,43 mm x 0,56mm (0,017" x 0,022").

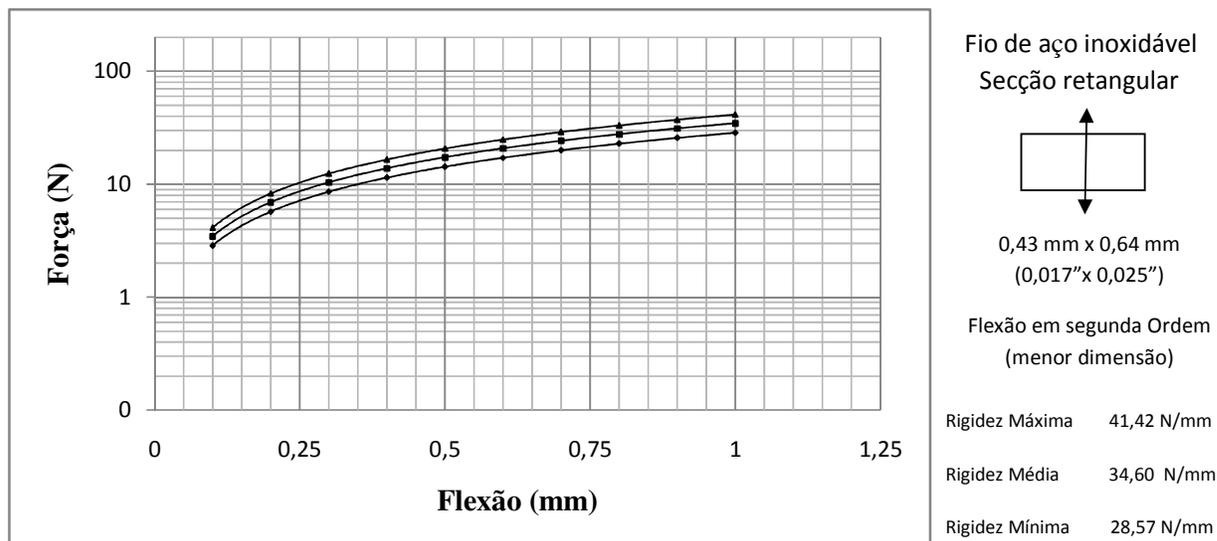


Gráfico 10.17 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,43 mm x 0,64mm (0,017" x 0,025").

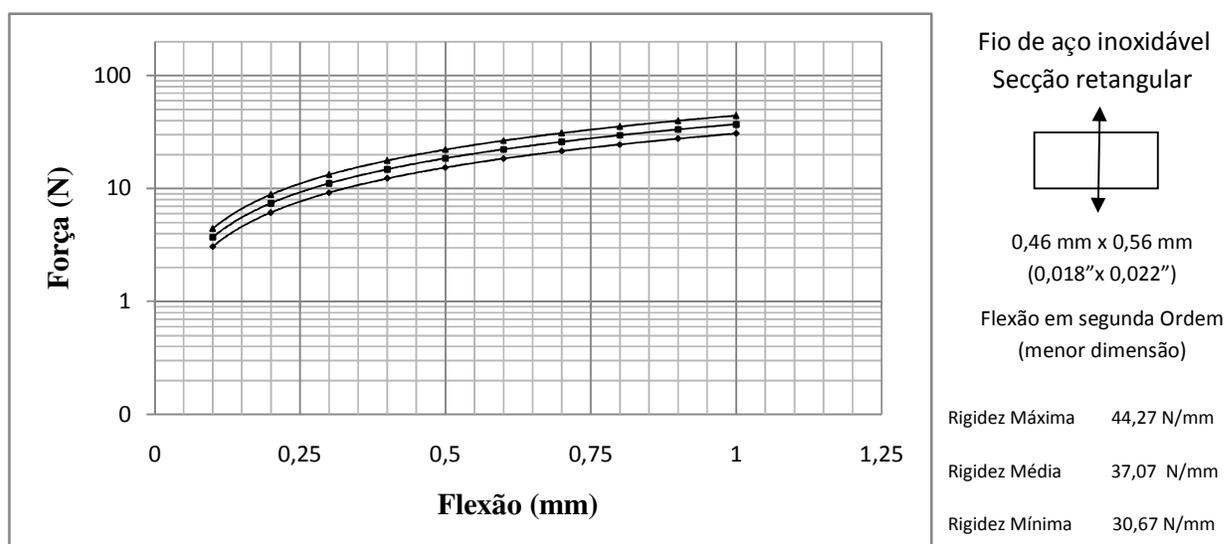


Gráfico 10.18 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,46 mm x 0,56mm (0,018" x 0,022").

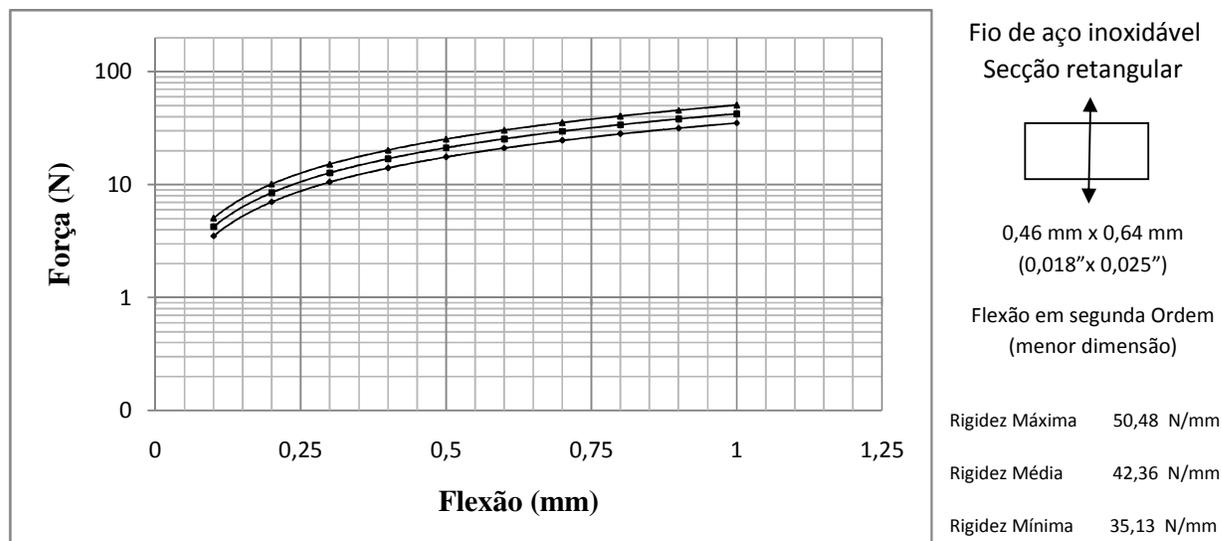


Gráfico 10.19 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,46 mm x 0,64mm (0,018" x 0,025").

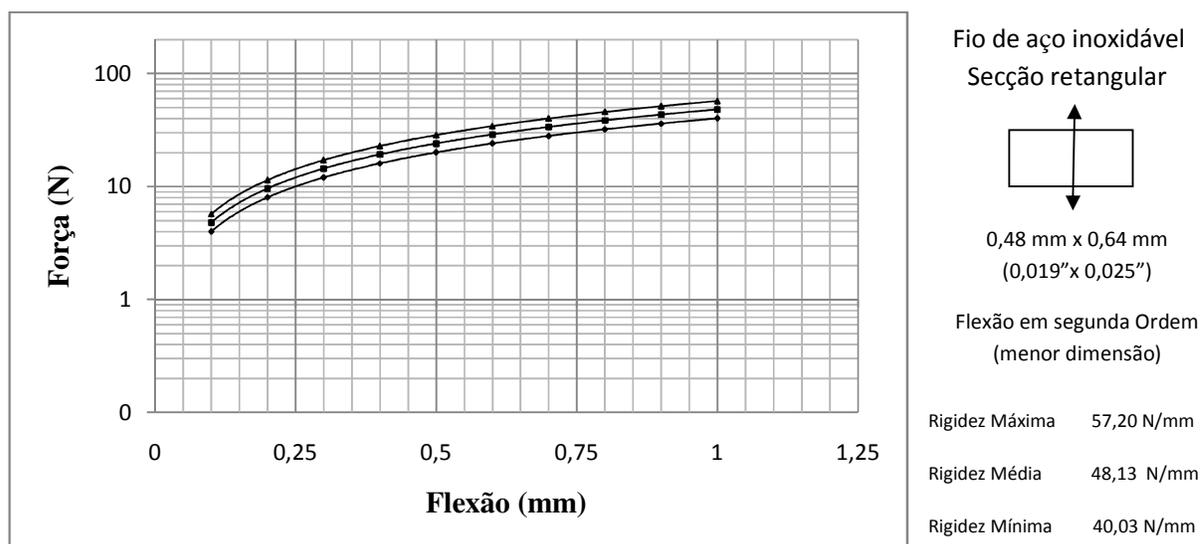


Gráfico 10.20 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,48 mm x 0,64mm (0,019" x 0,025").

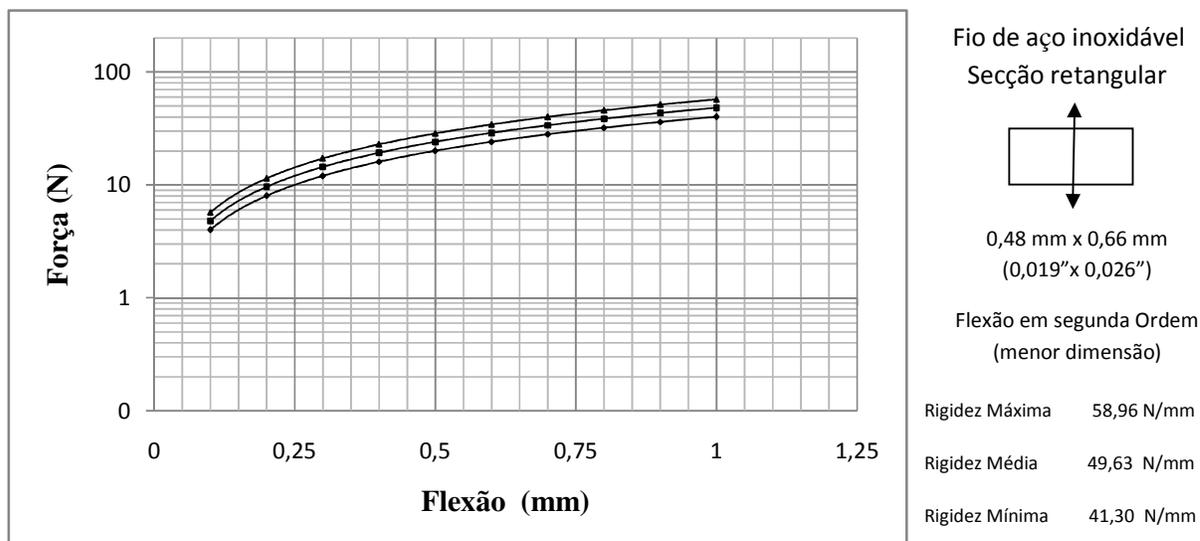


Gráfico 10.21- Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,48 mm x 0,66mm (0,019" x 0,026").

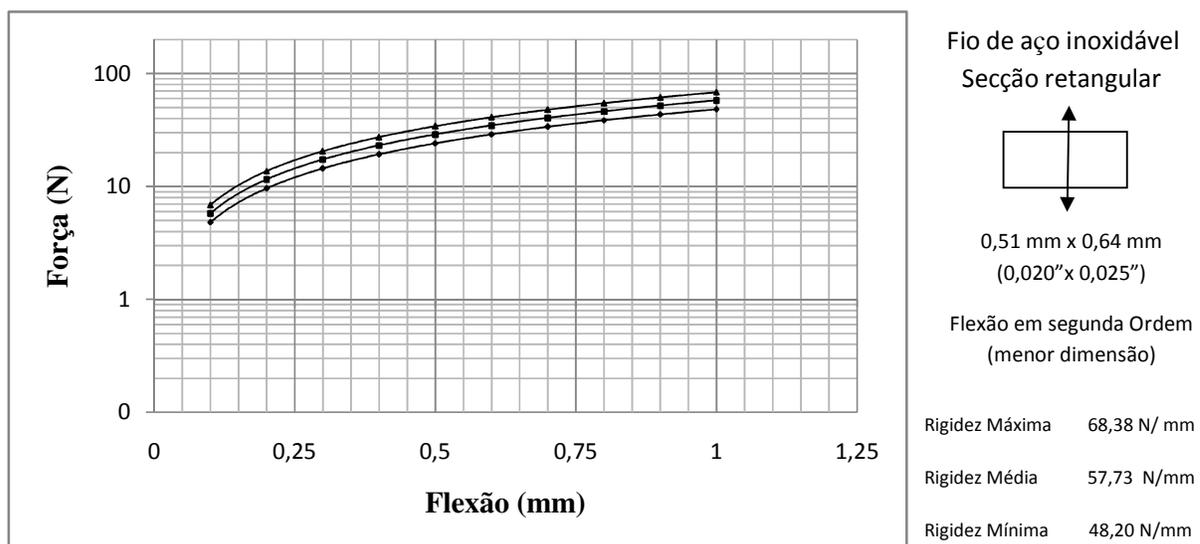


Gráfico 10.22 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,51 mm x 0,64mm (0,020" x 0,025").

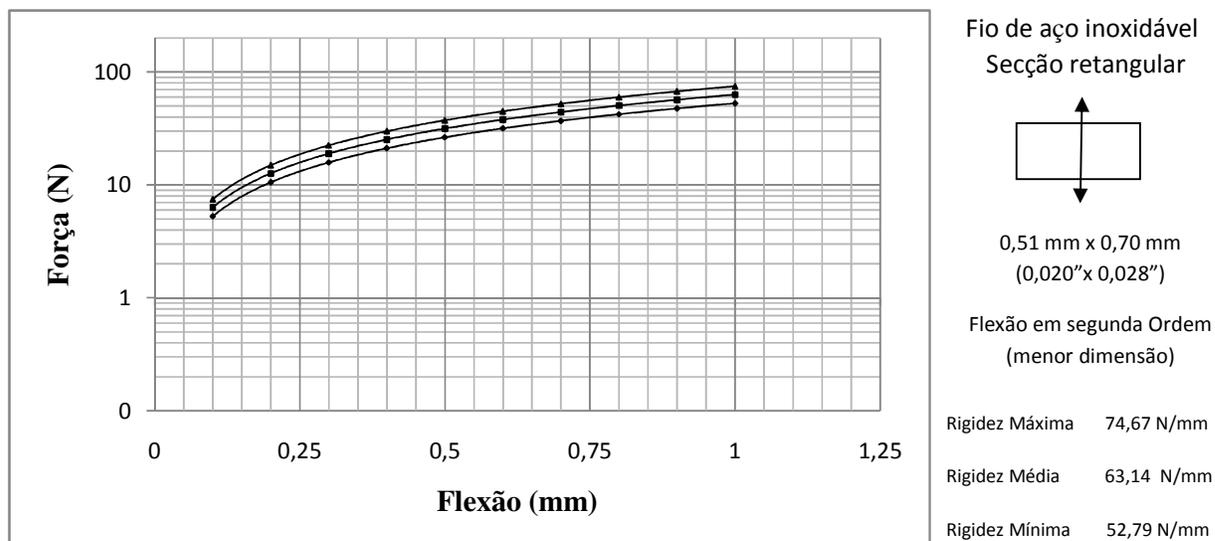


Gráfico 10.23 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,51 mm x 0,70mm (0,020" x 0,028").

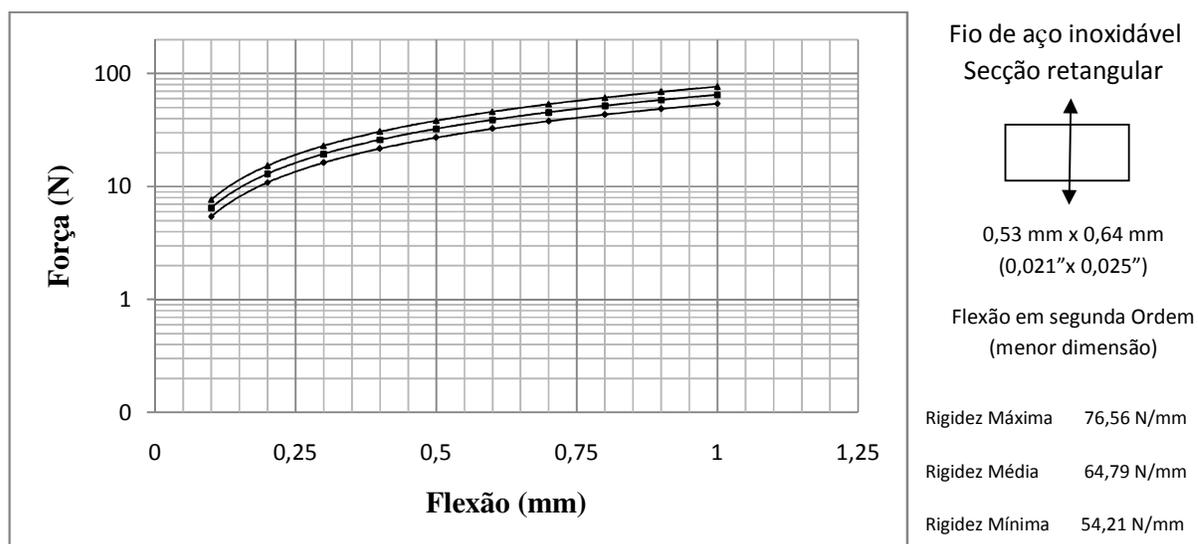


Gráfico 10.24 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,53 mm x 0,64mm (0,021" x 0,025").

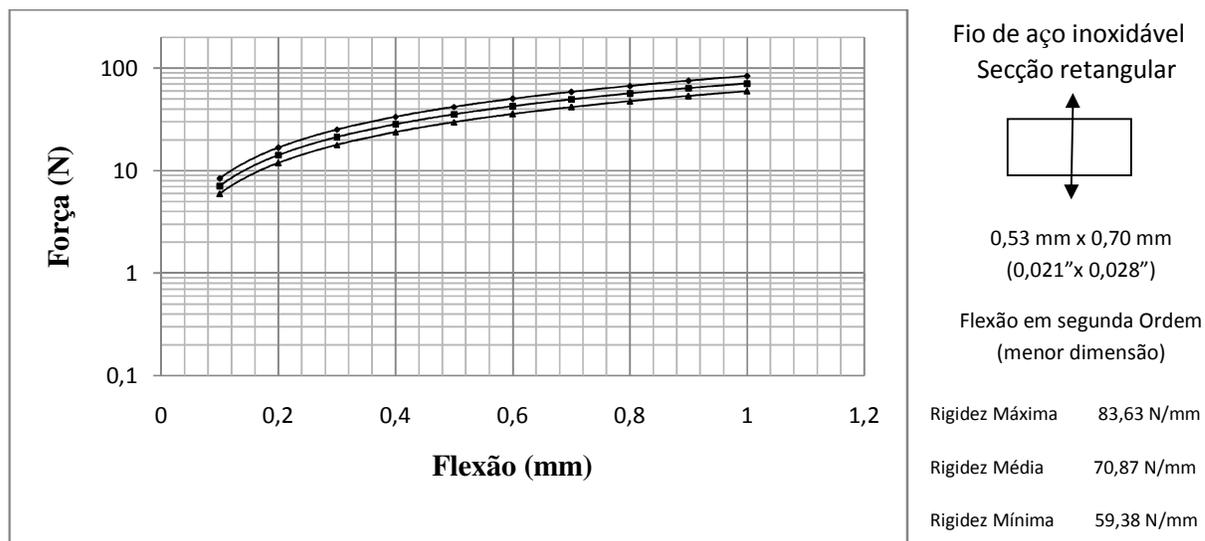


Gráfico 10.25 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,53 mm x 0,70mm (0,021" x 0,028").

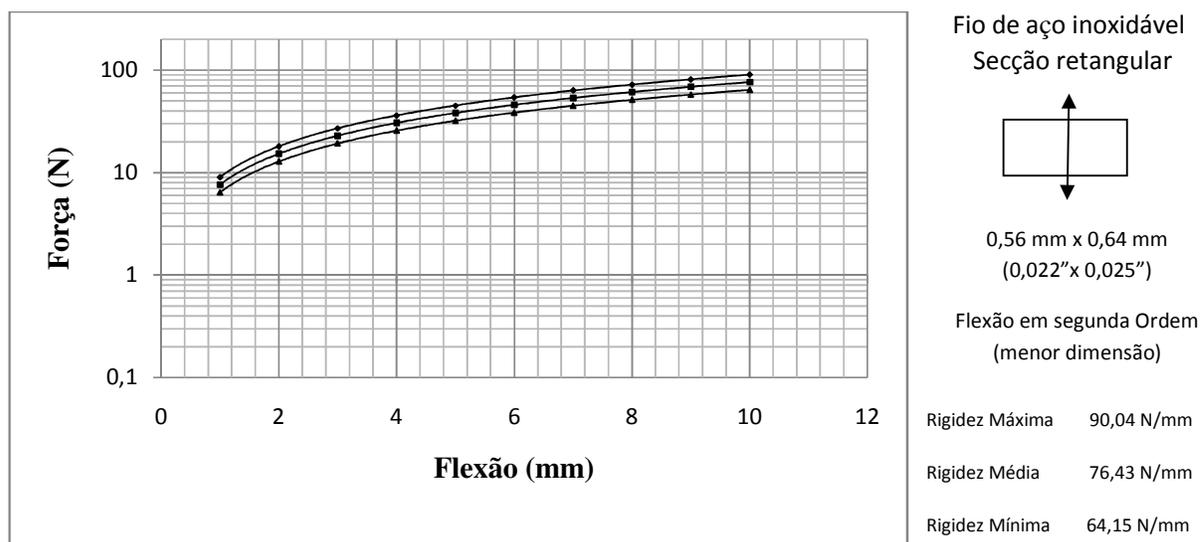


Gráfico 10.26 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,56 mm x 0,64mm (0,022" x 0,025").

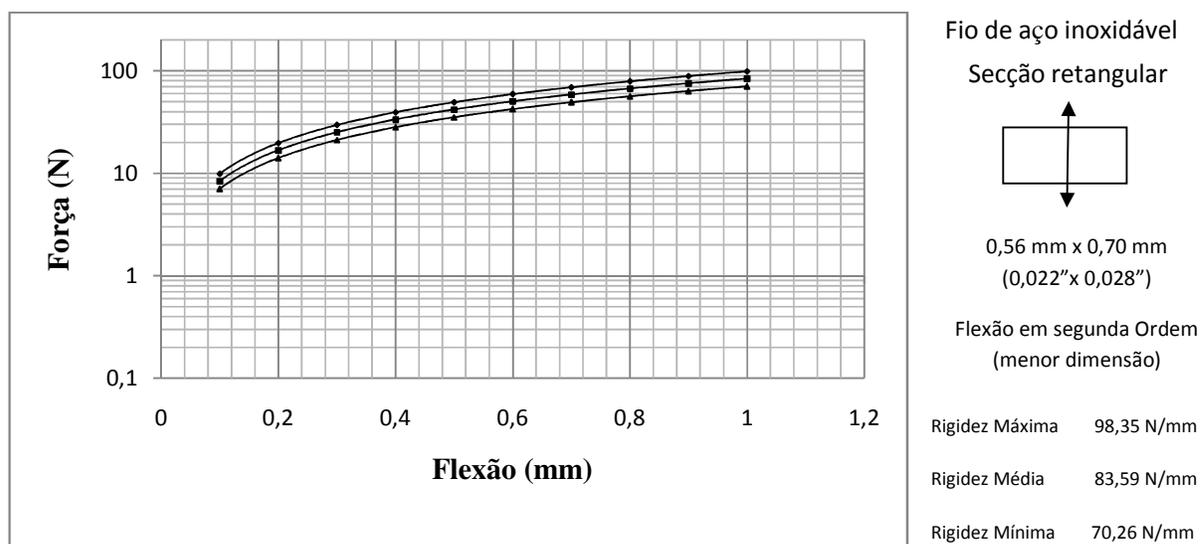


Gráfico 10.27 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,56 mm x 0,70mm (0,022" x 0,028").

Nos Gráficos a seguir podem ser observados os resultados para simulações dentro dos limites de tolerância da Norma 15841/2006 para as dimensões simuladas em primeira ordem:

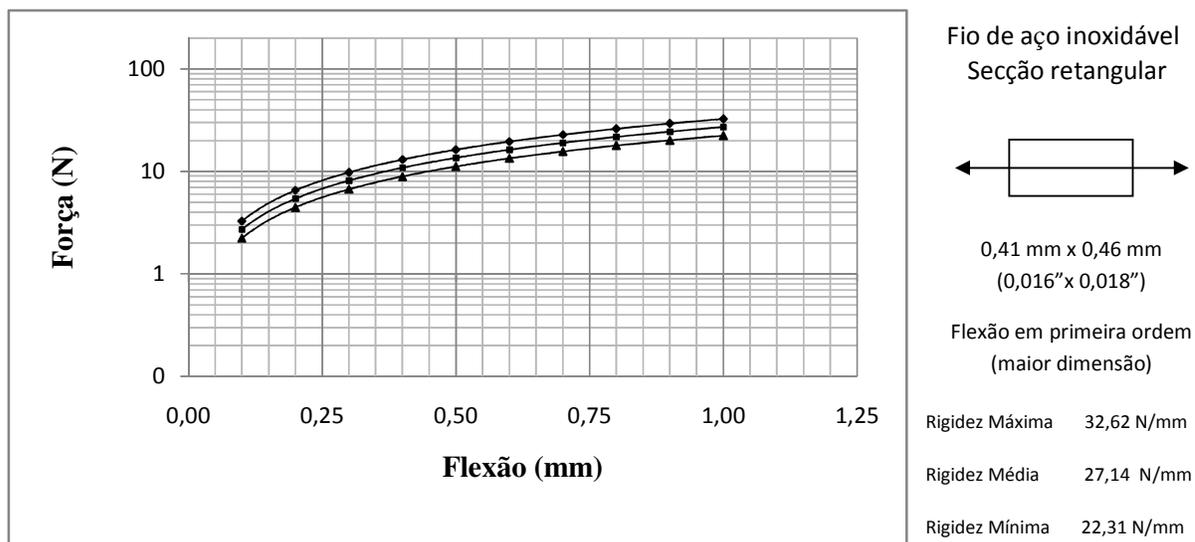


Gráfico 10.28 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,41 mm x 0,46mm (0,016" x 0,018").

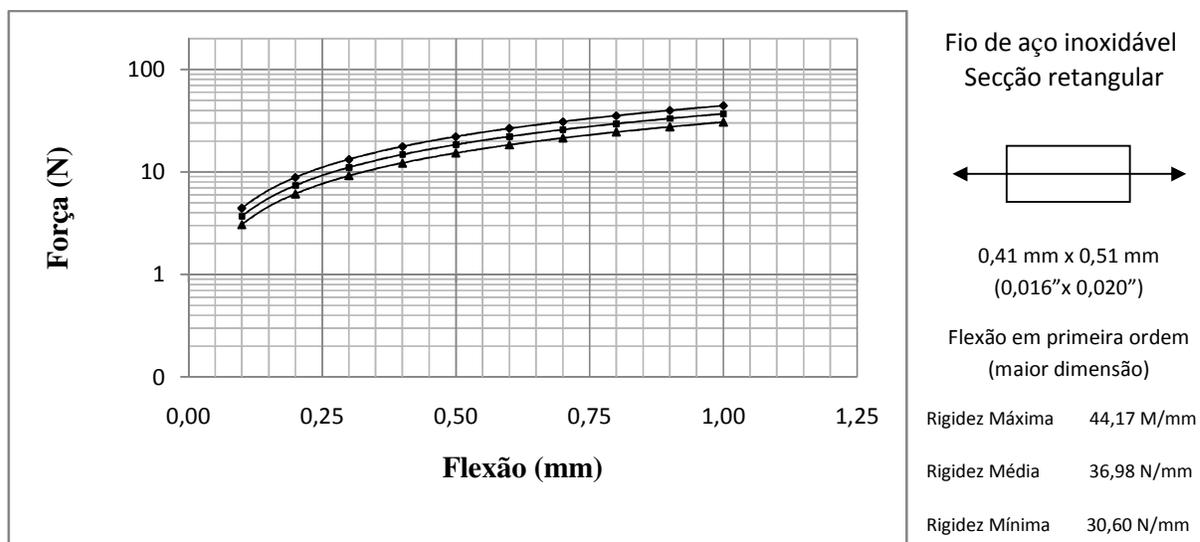


Gráfico 10.29 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,41 mm x 0,51mm (0,016" x 0,020").

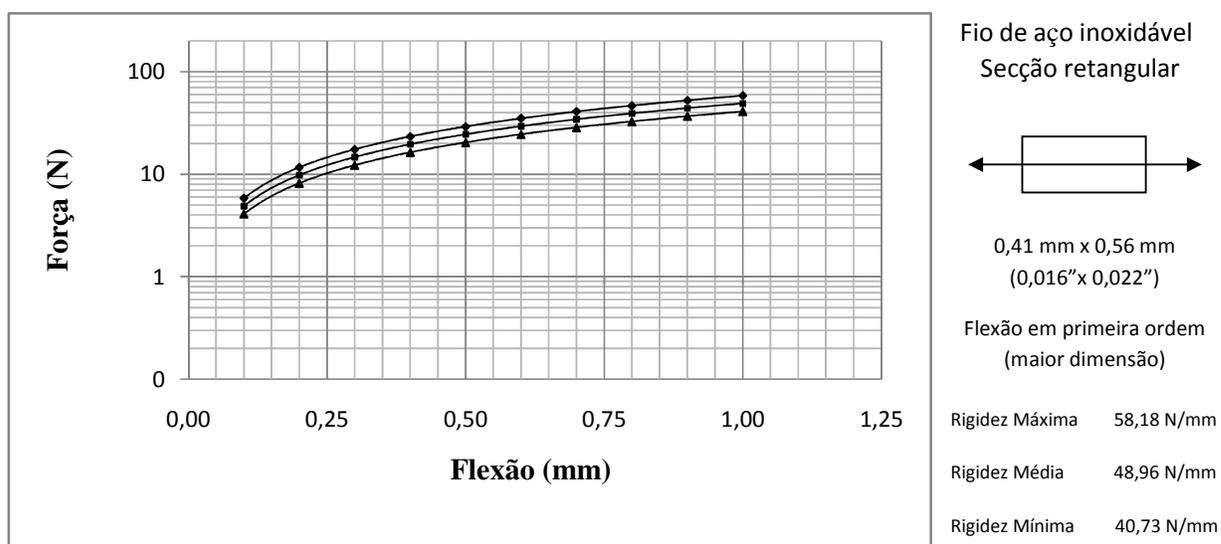


Gráfico 10.30 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,41 mm x 0,56mm (0,016" x 0,022").

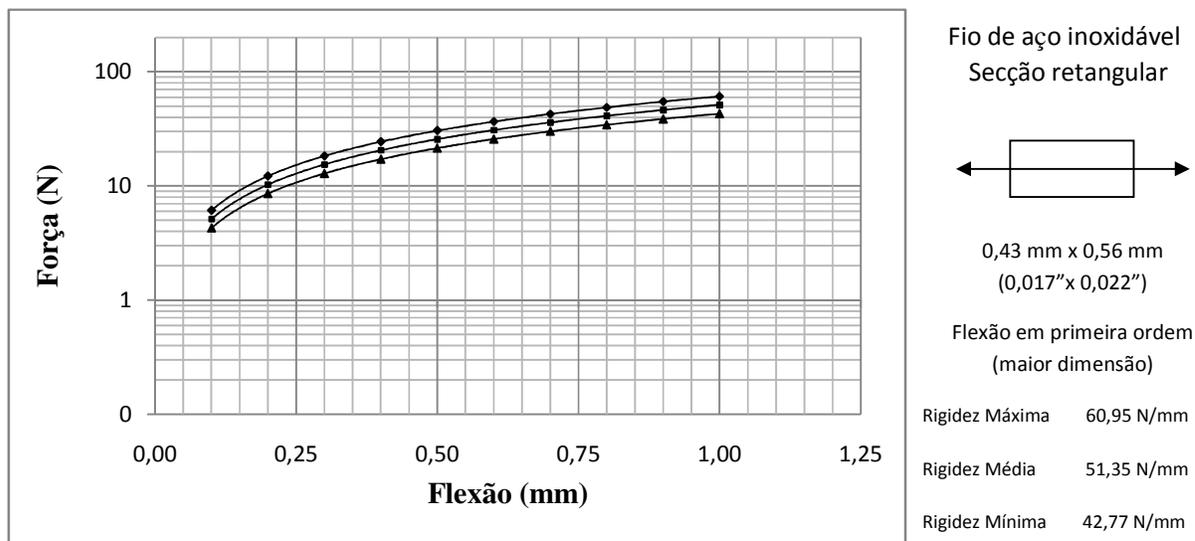


Gráfico 10.31 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,43 mm x 0,56mm (0,017" x 0,022").

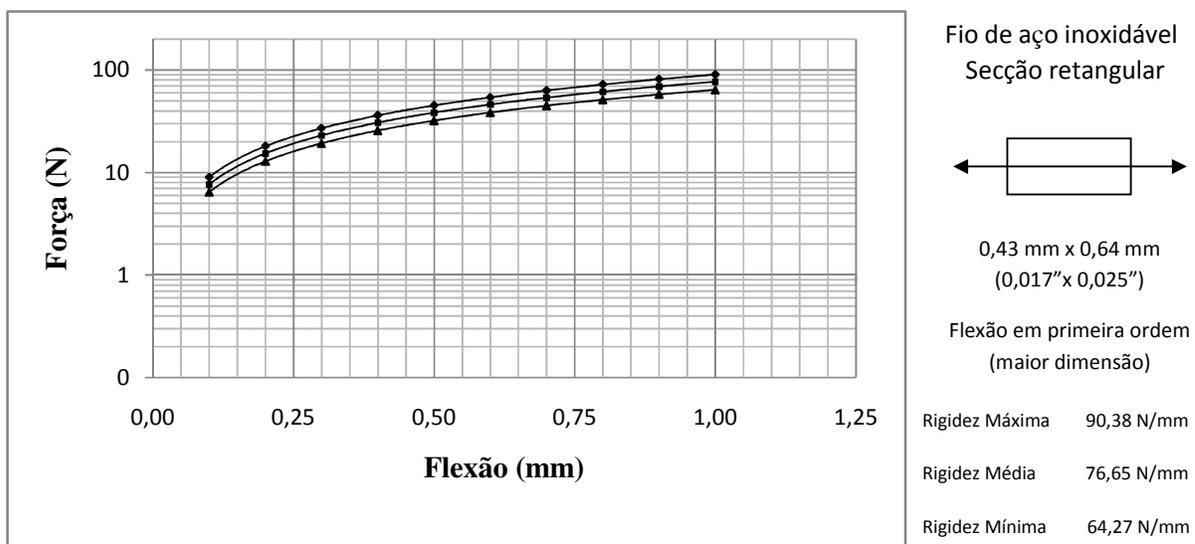


Gráfico 10.32 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,43 mm x 0,64mm (0,017" x 0,025").

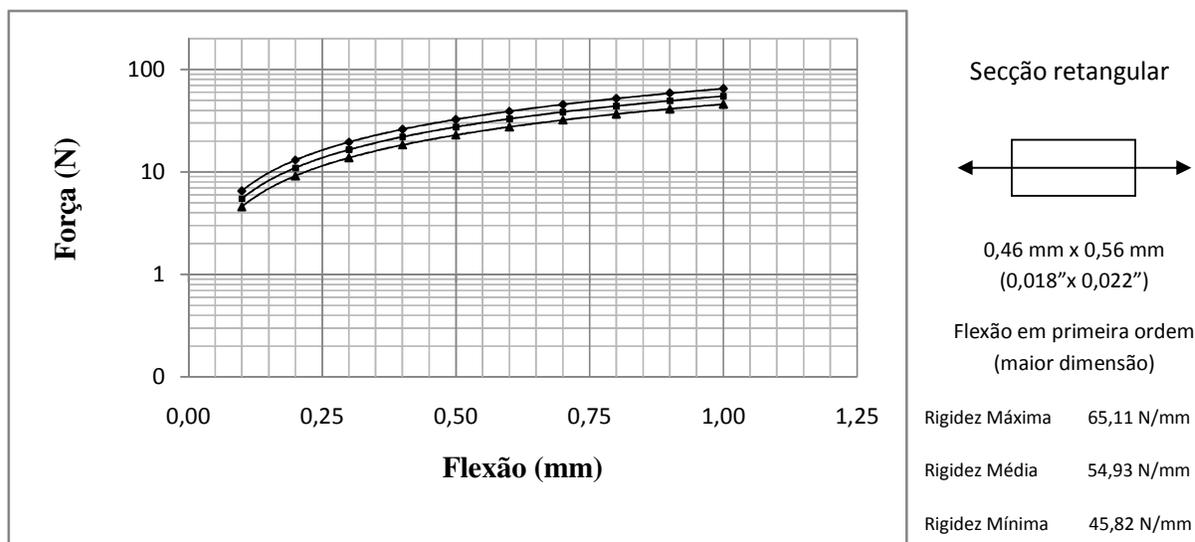


Gráfico 10.33 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,46 mm x 0,56mm (0,018" x 0,022").

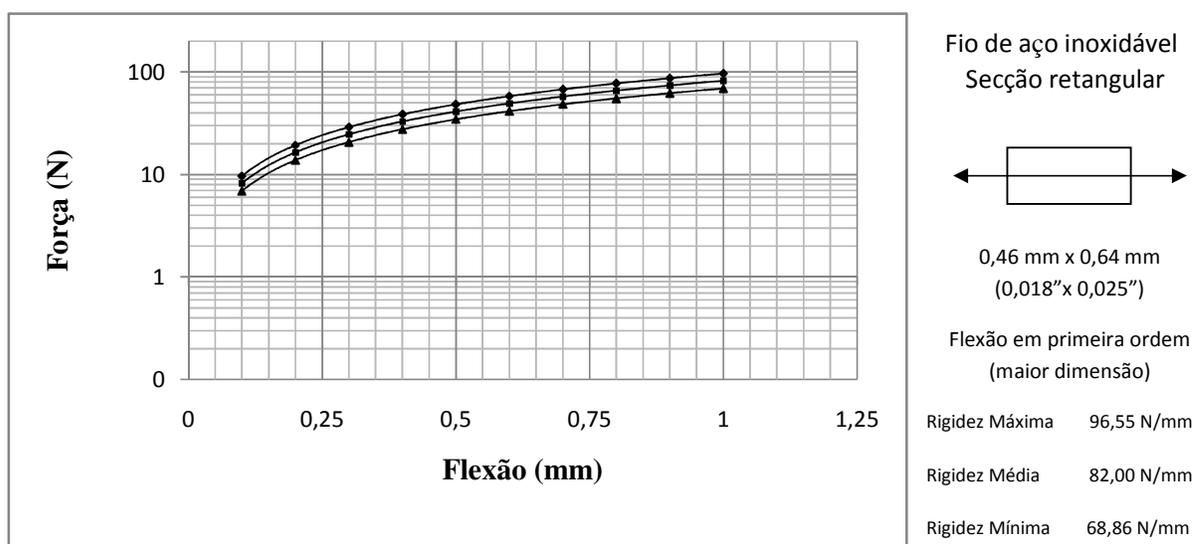


Gráfico 10.34 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,46 mm x 0,64mm (0,018" x 0,025").

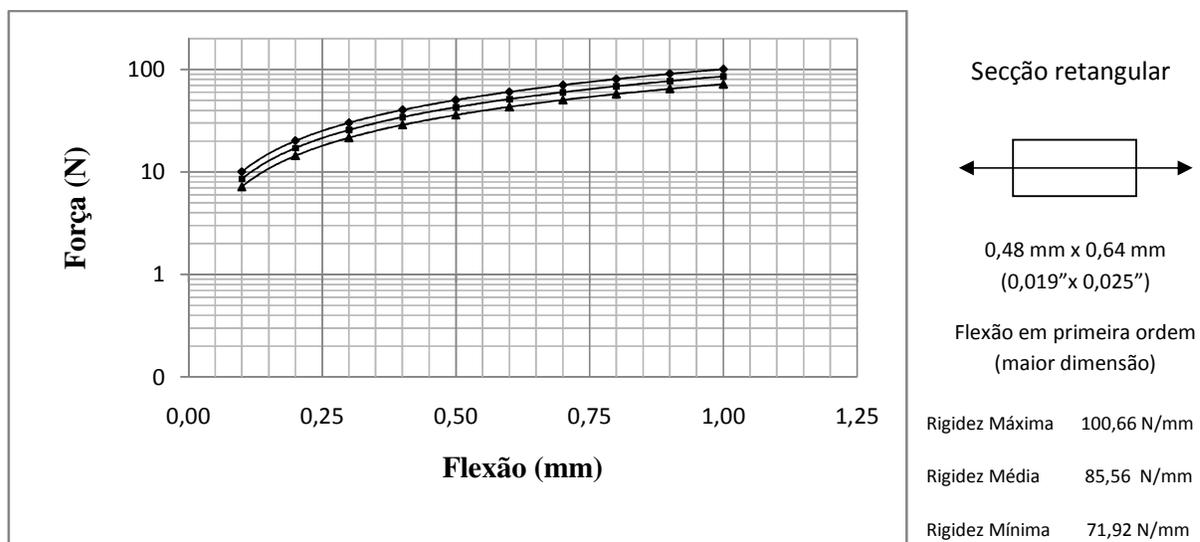


Gráfico 10.35 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,48 mm x 0,64mm (0,019" x 0,025").

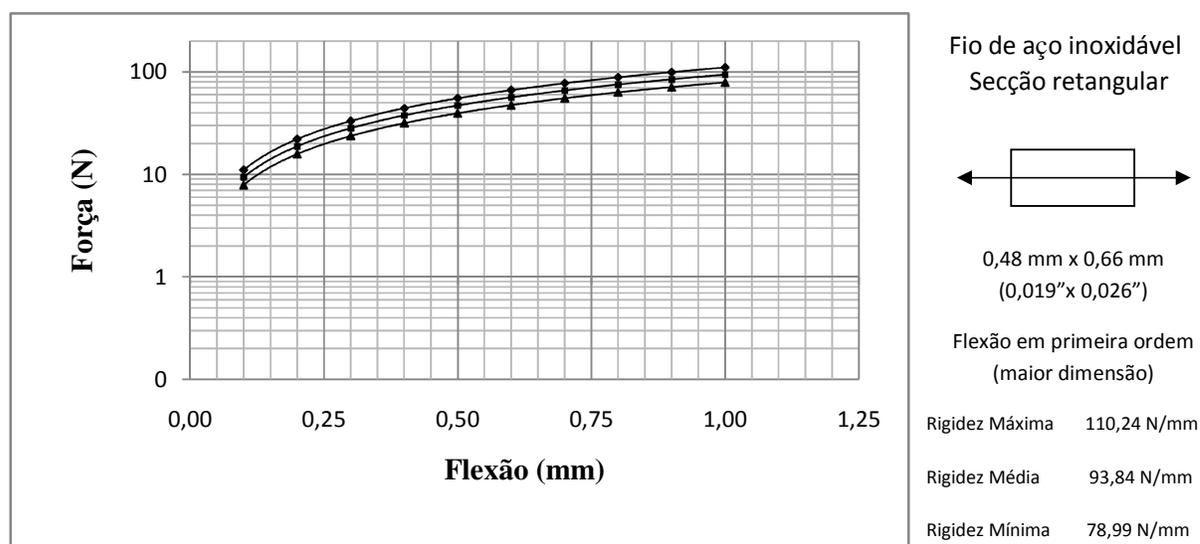


Gráfico 10.36 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,48 mm x 0,66mm (0,019" x 0,026").

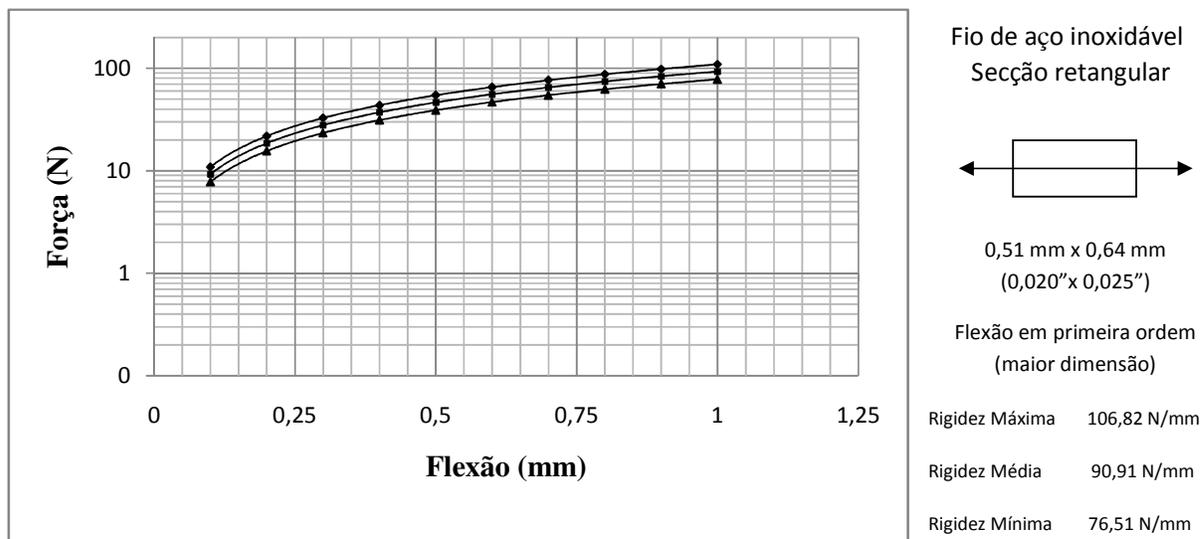


Gráfico 10.37 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,51 mm x 0,64mm (0,020" x 0,025").

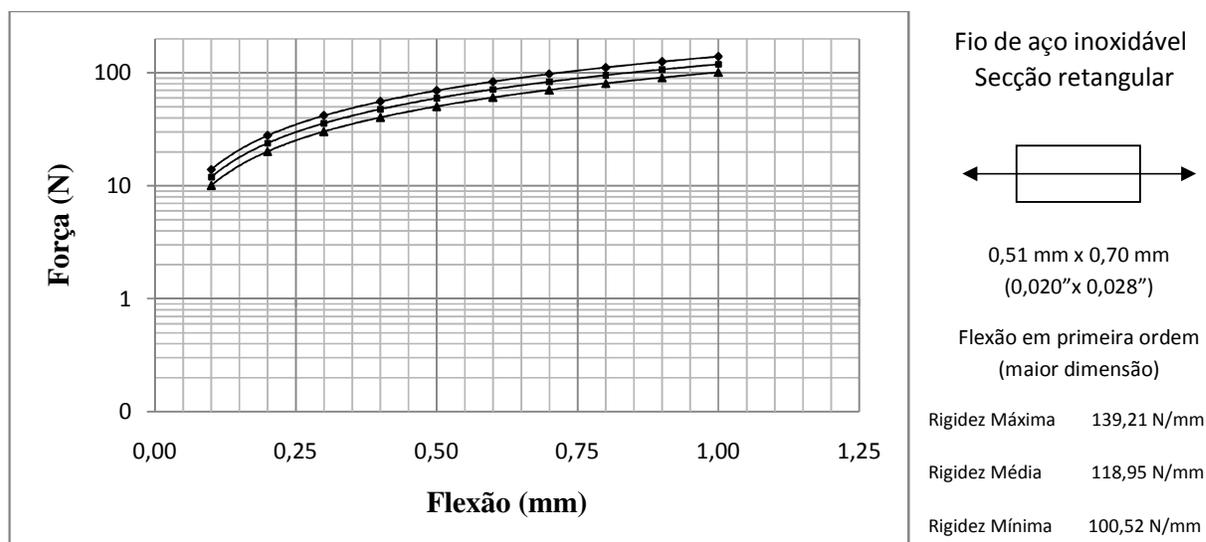


Gráfico 10.38 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,51 mm x 0,70mm (0,020" x 0,028").

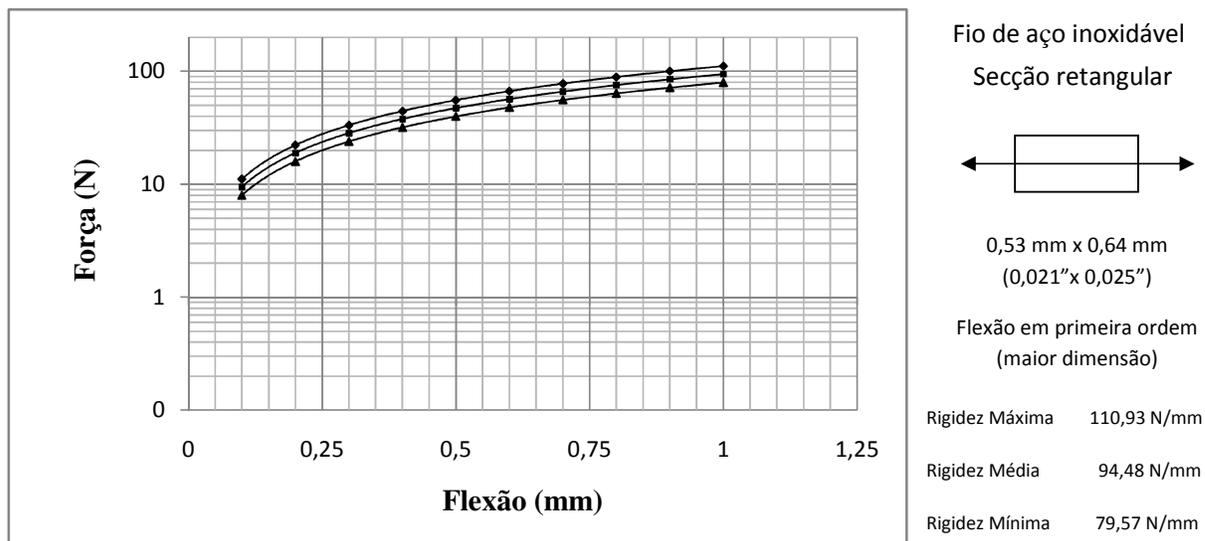


Gráfico 10.39 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,53 mm x 0,64mm (0,021" x 0,025").

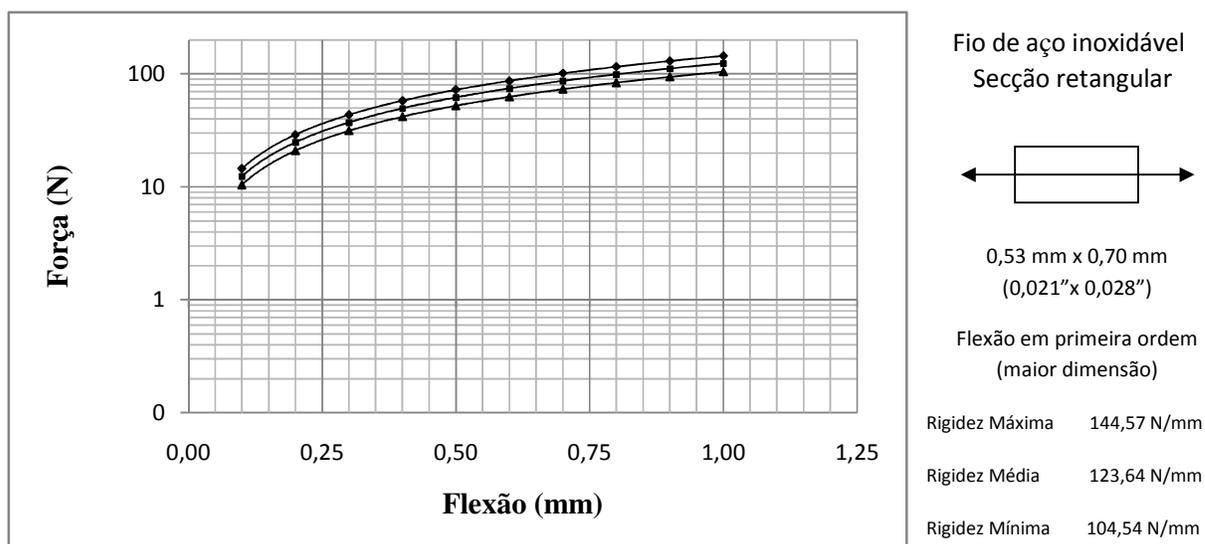


Gráfico 10.40 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,53 mm x 0,70mm (0,021" x 0,028").

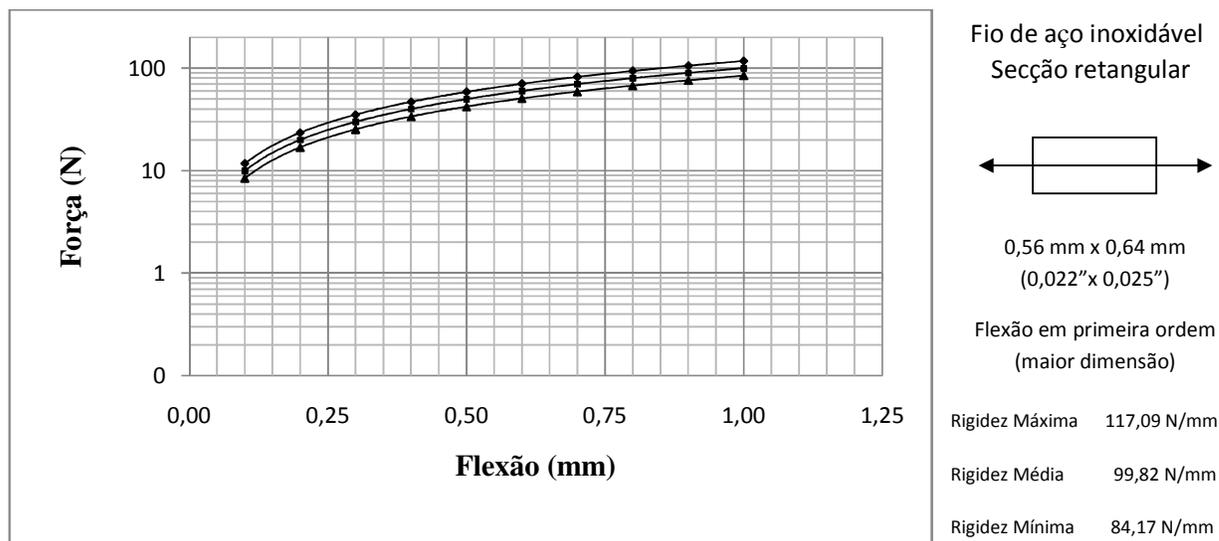


Gráfico 10.41 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,56 mm x 0,64mm (0,022" x 0,025").

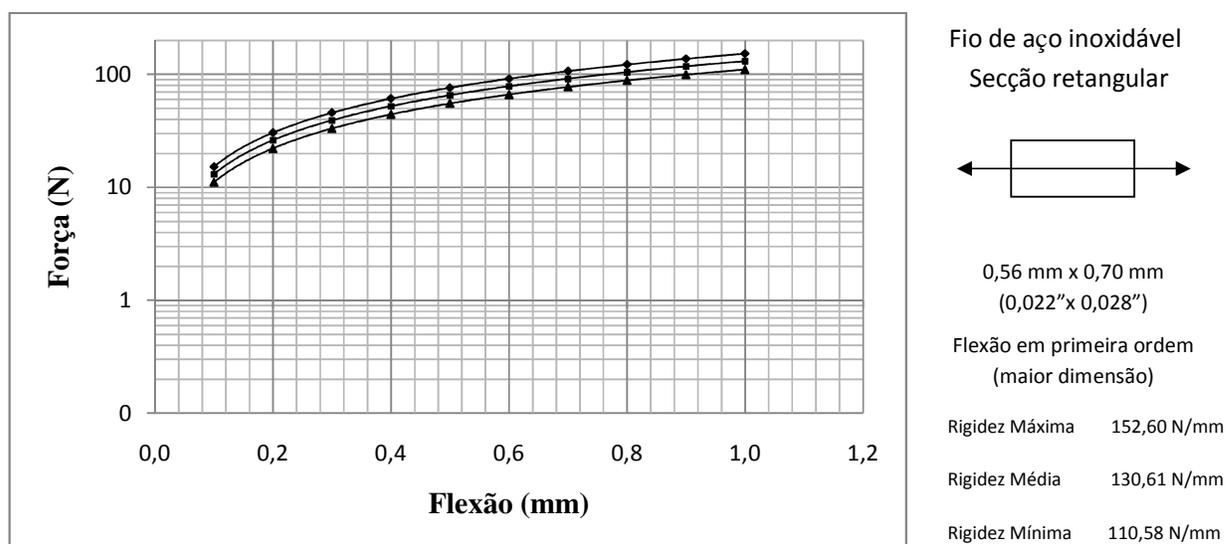


Gráfico 10.42 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de aço inoxidável de secção retangular 0,56 mm x 0,70mm (0,022" x 0,028").

Do Gráfico 9.43 ao Gráfico 9.84 são mostrados os resultados para simulações dentro dos limites de tolerância da Norma ISO 15841/2006 para fios de Titânio Molibdênio (TMA) de seções circulares, quadradas e retangulares em primeira e segunda ordem.

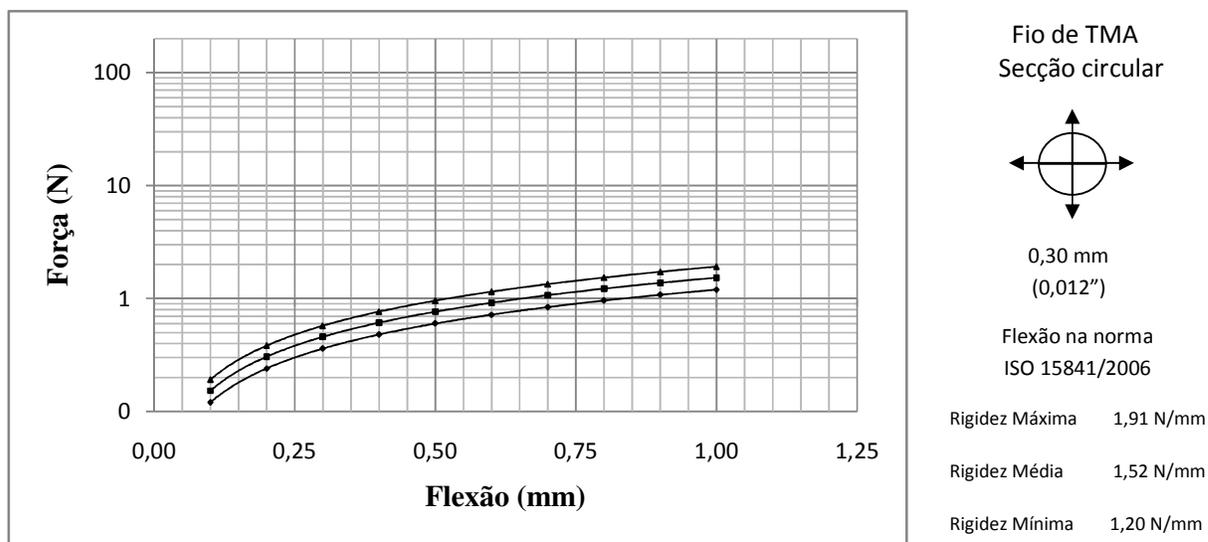


Gráfico 10.43 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de seção circular 0,30 mm de diâmetro (0,012'').

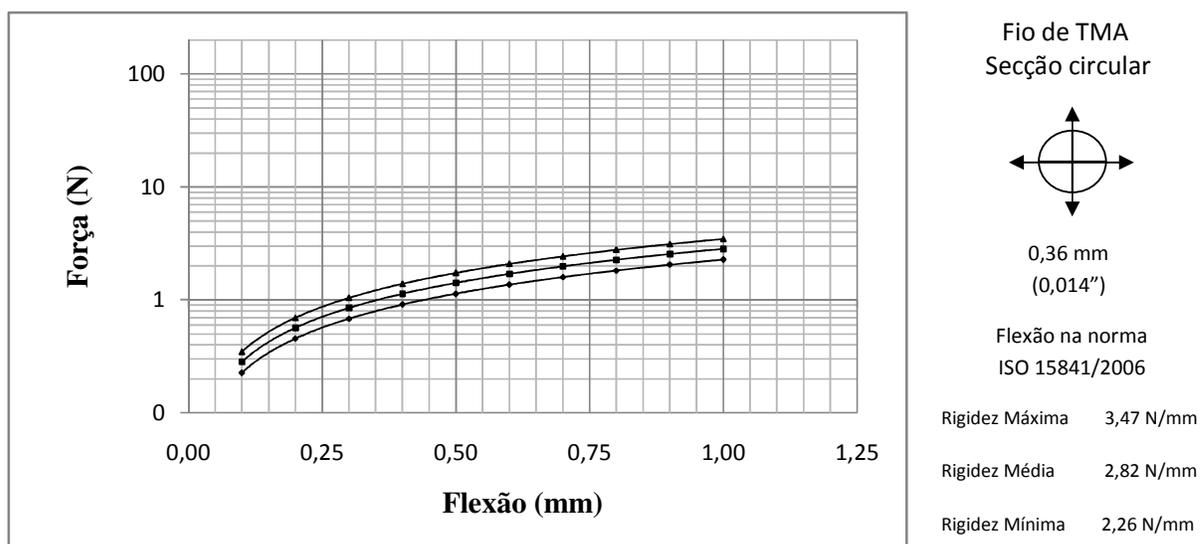


Gráfico 10.44 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de seção circular 0,36 mm de diâmetro (0,014'').

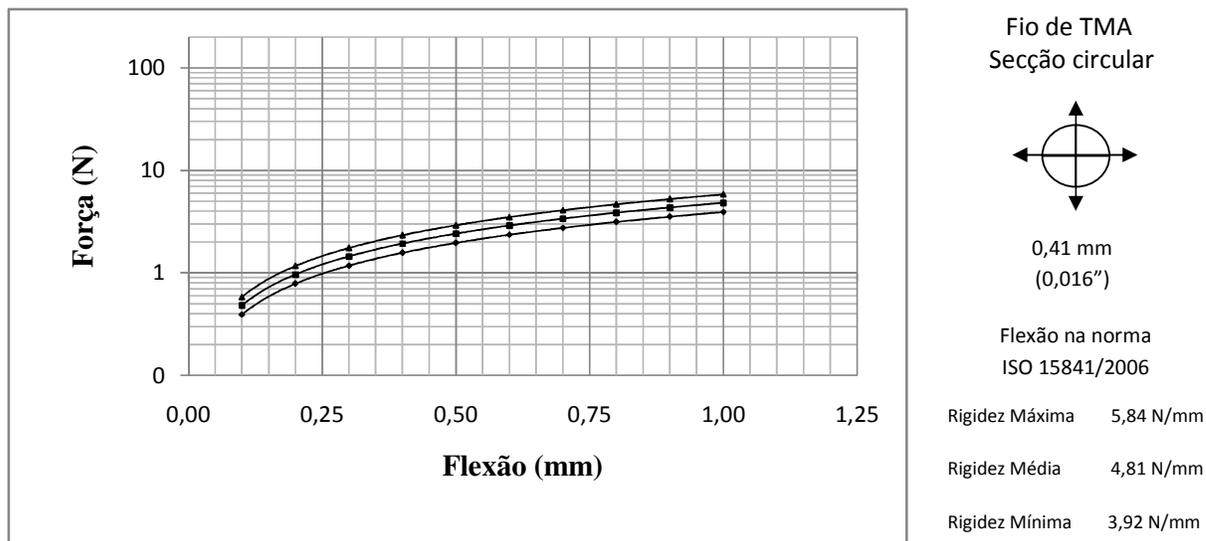


Gráfico 10.45 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção circular 0,41 mm de diâmetro (0,016").

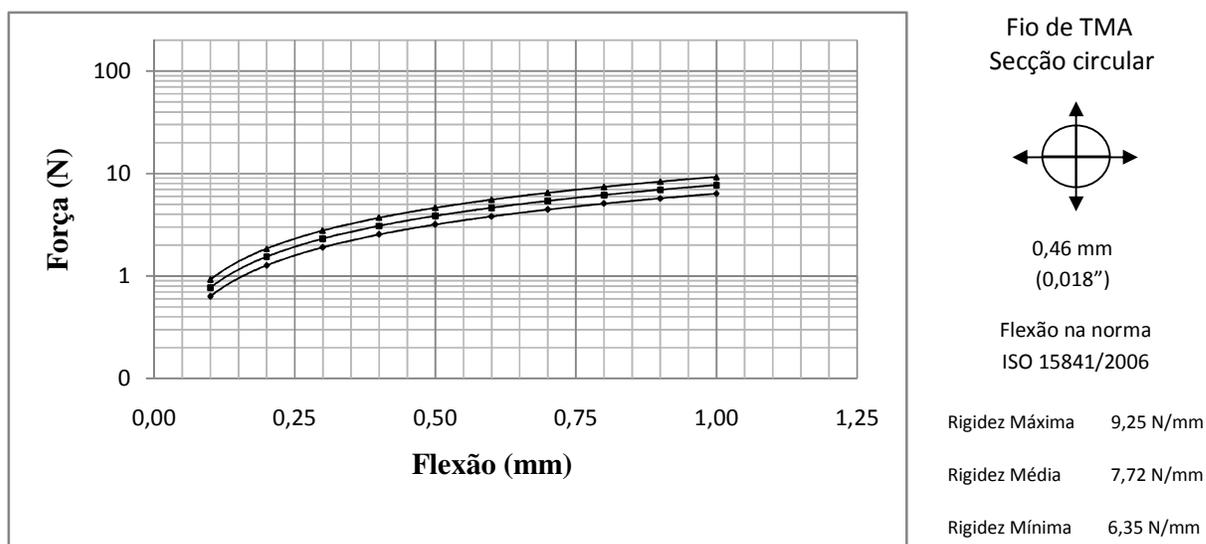


Gráfico 10.46 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção circular 0,46 mm de diâmetro (0,018").

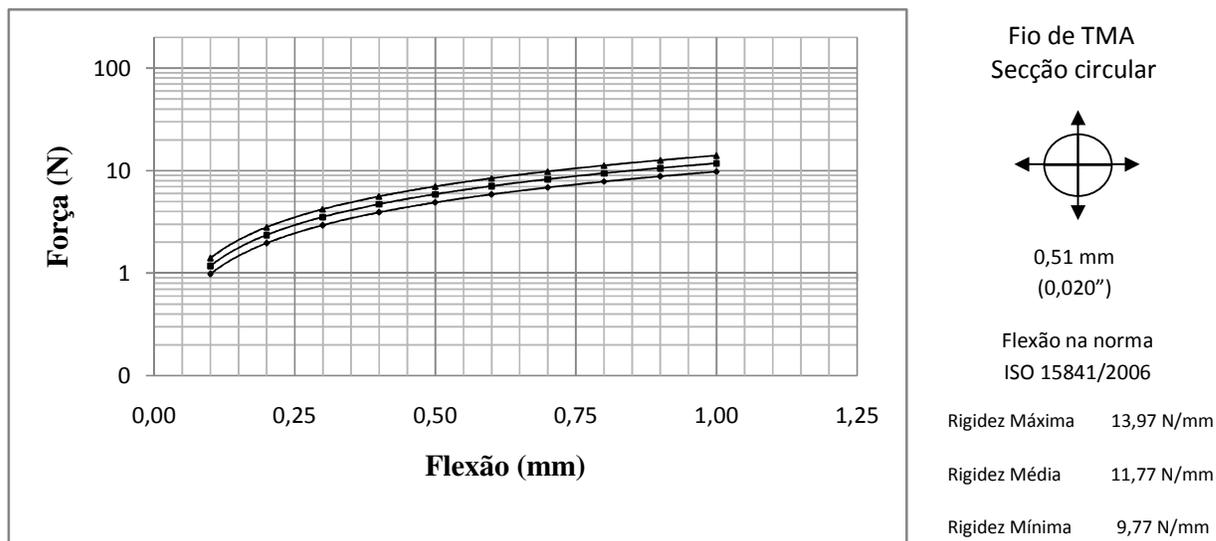


Gráfico 10.47 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção circular 0,51 mm de diâmetro (0,020").

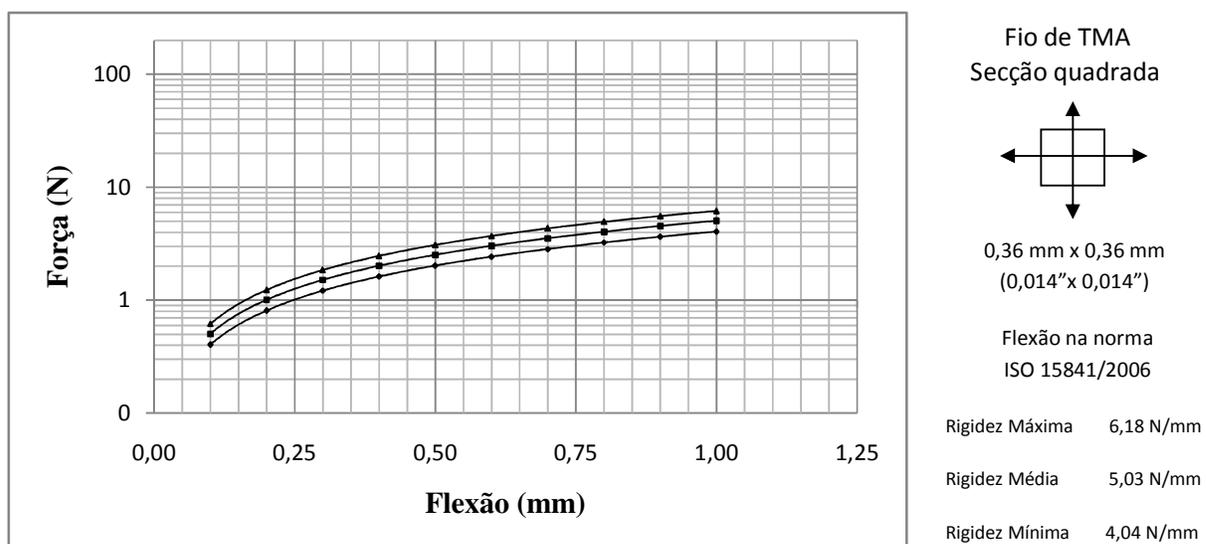


Gráfico 10.48 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção quadrada 0,36 mm x 0,36 mm (0,014" x 0,014").

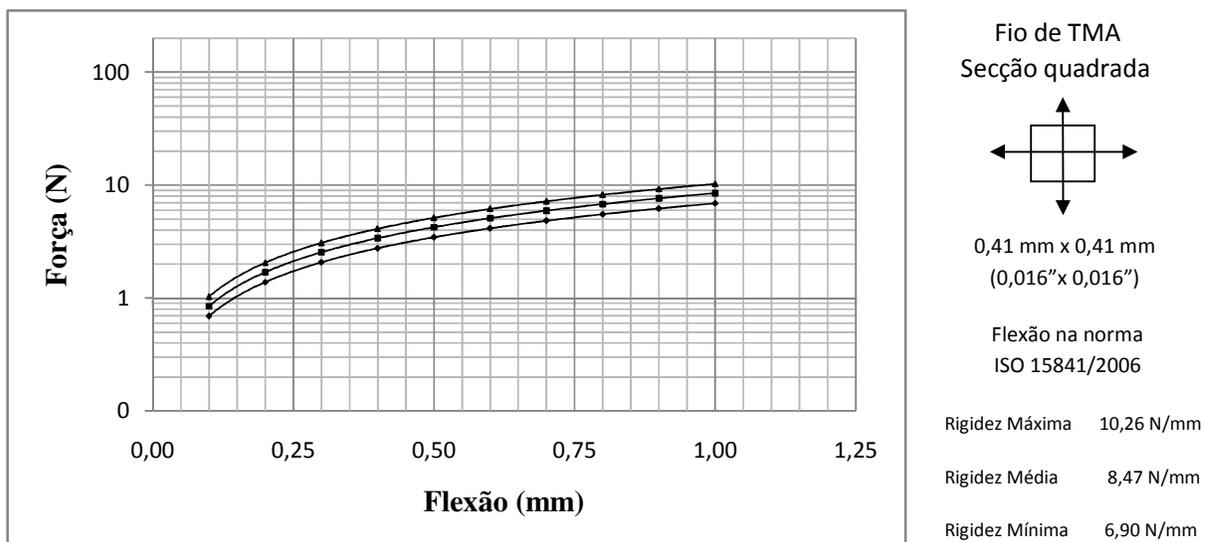


Gráfico 10.49 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção quadrada 0,41 mm x 0,41mm (0,016'' x 0,016'').

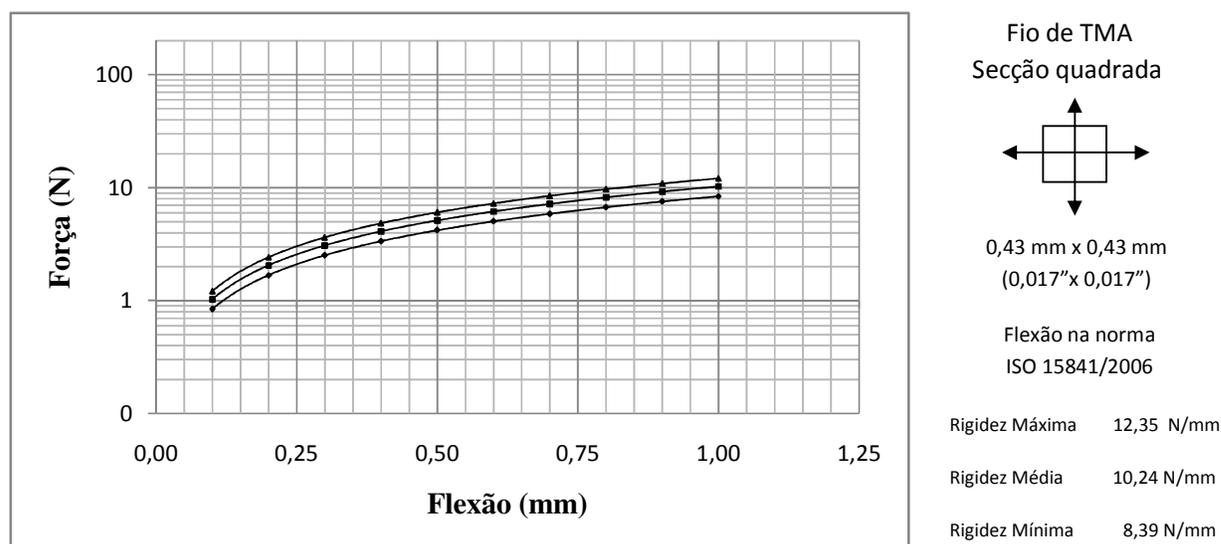


Gráfico 10.50 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção quadrada 0,43 mm x 0,43mm (0,017'' x 0,017'').

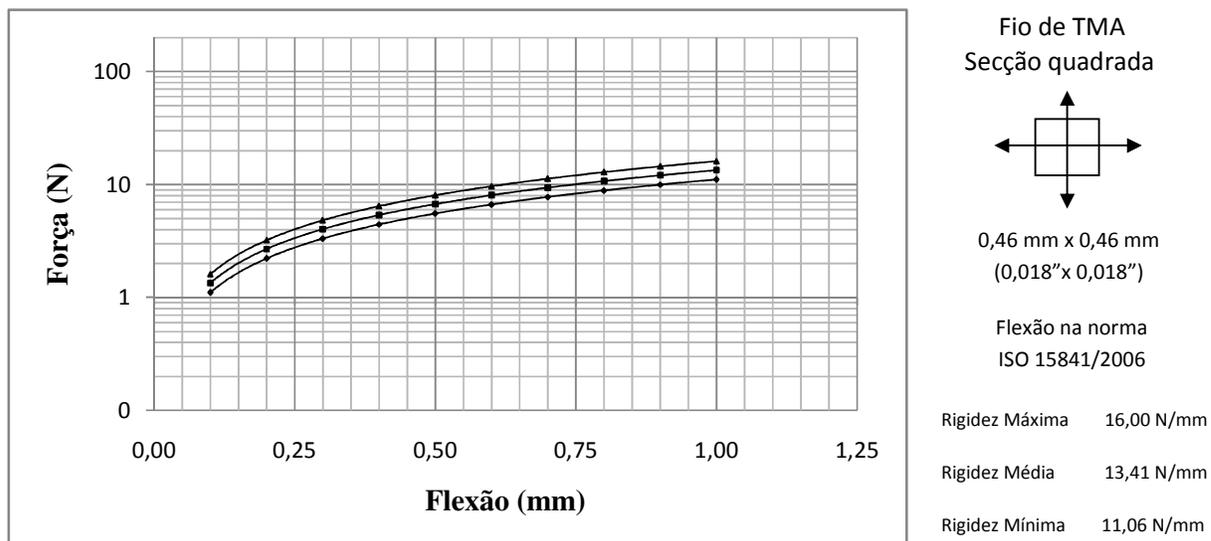


Gráfico 10.51 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma 15841/2006 para fios de TMA de secção quadrada 0,46 mm x 0,46mm (0,018'' x 0,018'').

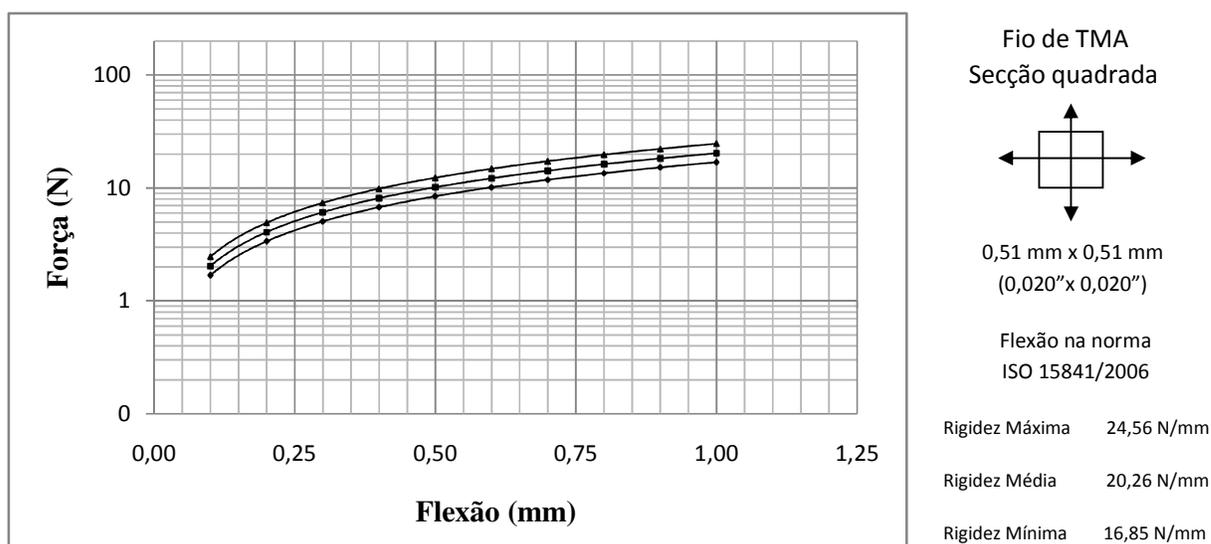


Gráfico 10.52 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção quadrada 0,51 mm x 0,51mm (0,020'' x 0,020'').

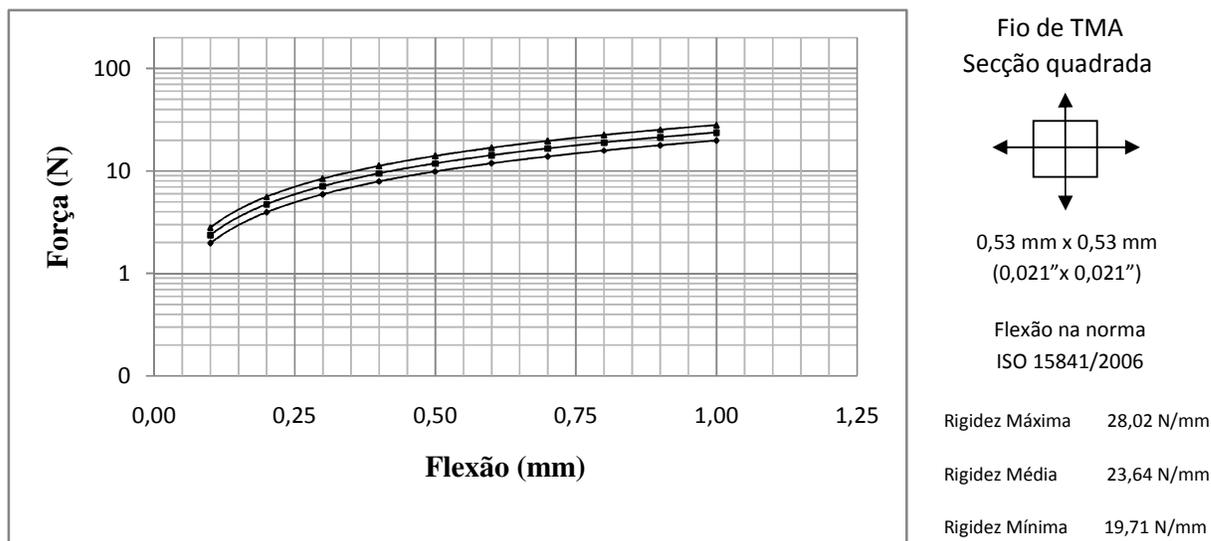


Gráfico 10.53 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção quadrada 0,53 mm x 0,53 mm (0,021" x 0,021").

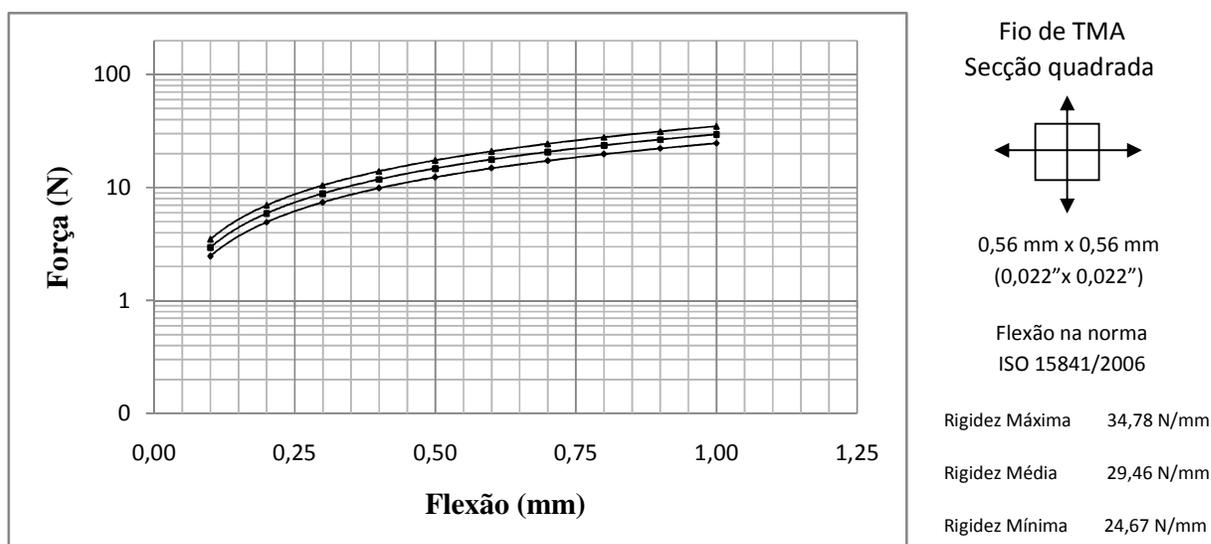


Gráfico 10.54 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção quadrada 0,56 mm x 0,56 mm (0,022" x 0,022").

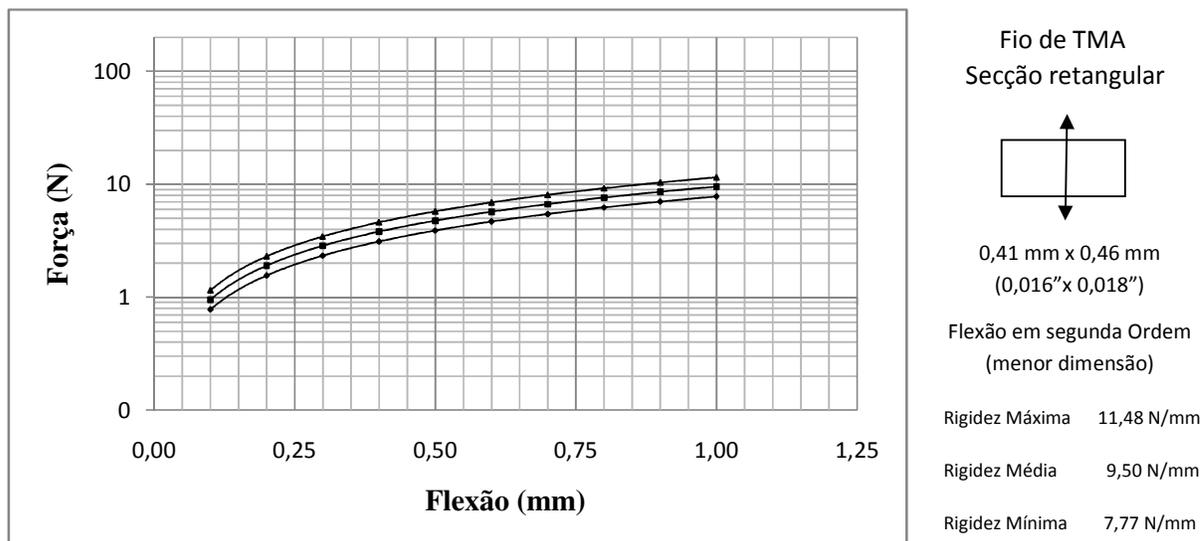


Gráfico 10.55 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,41 mm x 0,46mm (0,016'' x 0,018'').

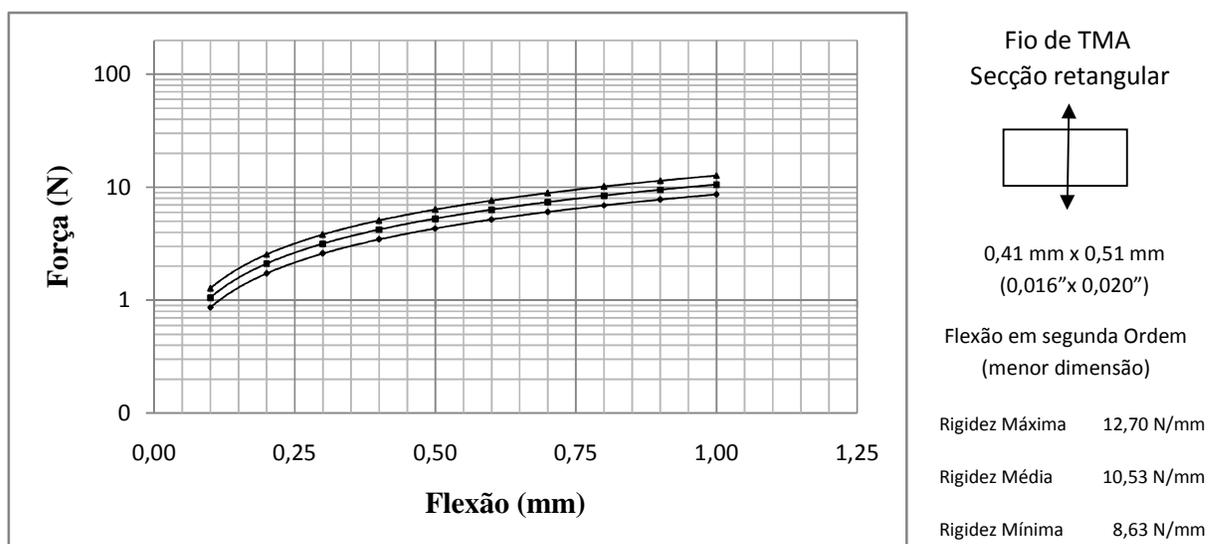


Gráfico 10.56 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,41 mm x 0,51mm (0,016'' x 0,020'').

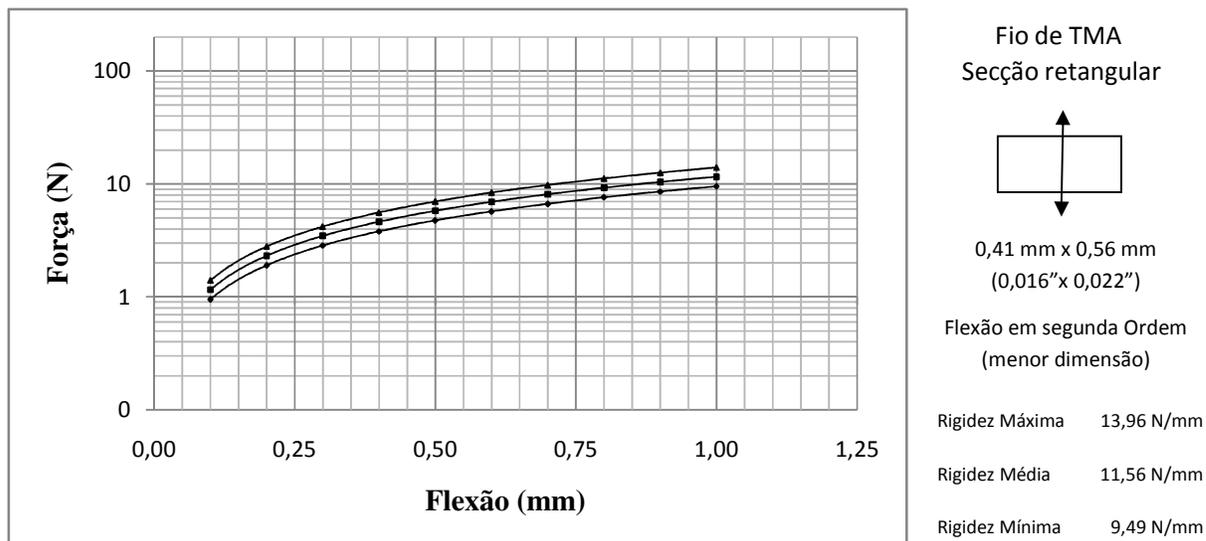


Gráfico 10.57 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,41 mm x 0,56mm (0,016'' x 0,022'').

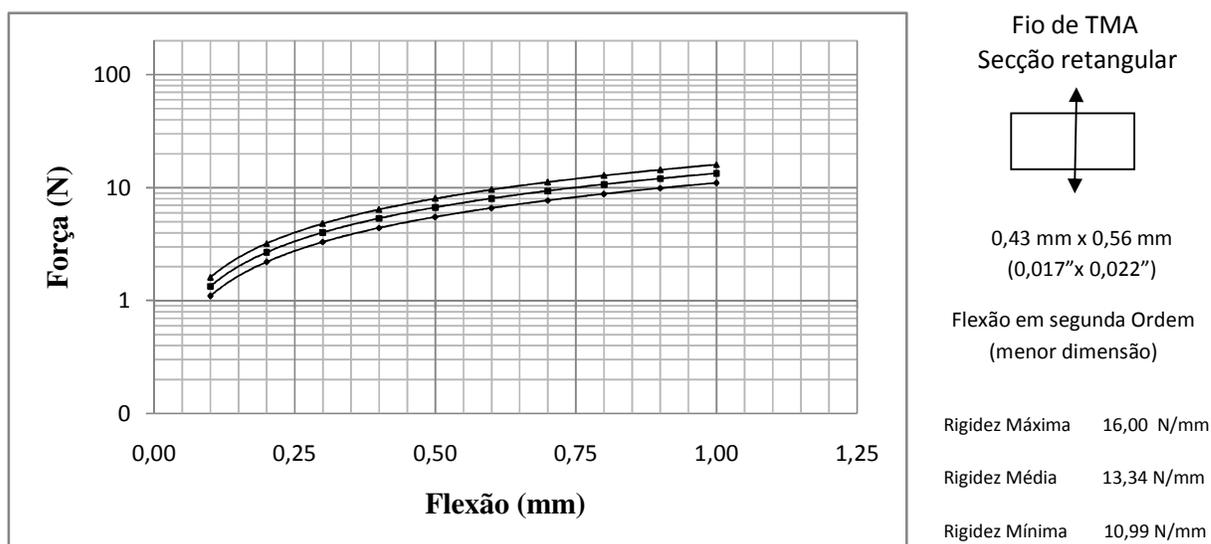


Gráfico 10.58 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,43 mm x 0,56mm (0,017'' x 0,022'').

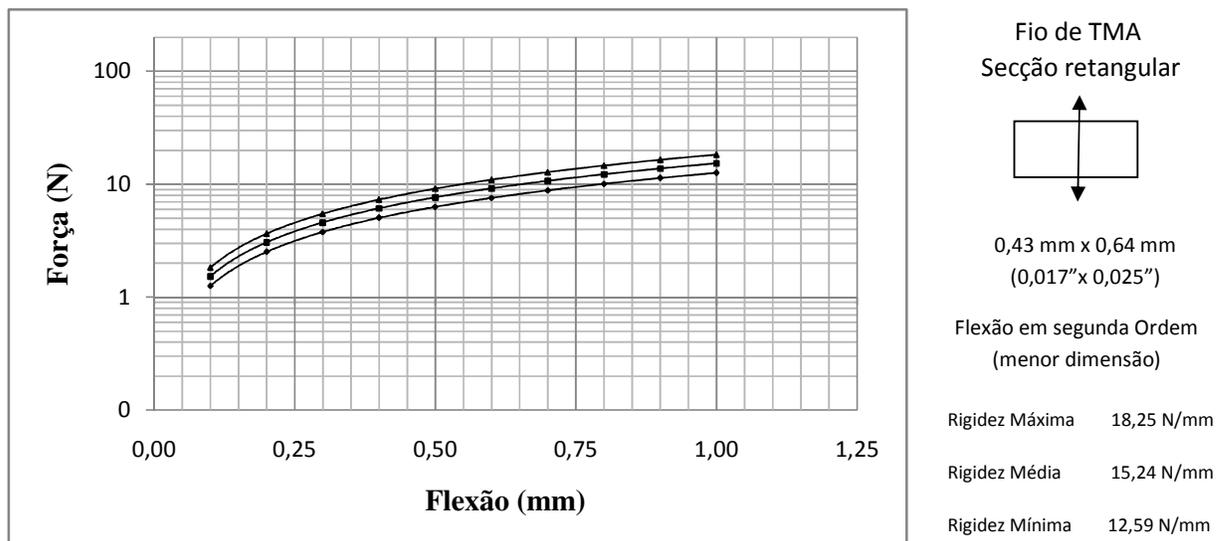


Gráfico 10.59 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,43 mm x 0,64mm (0,017" x 0,025").

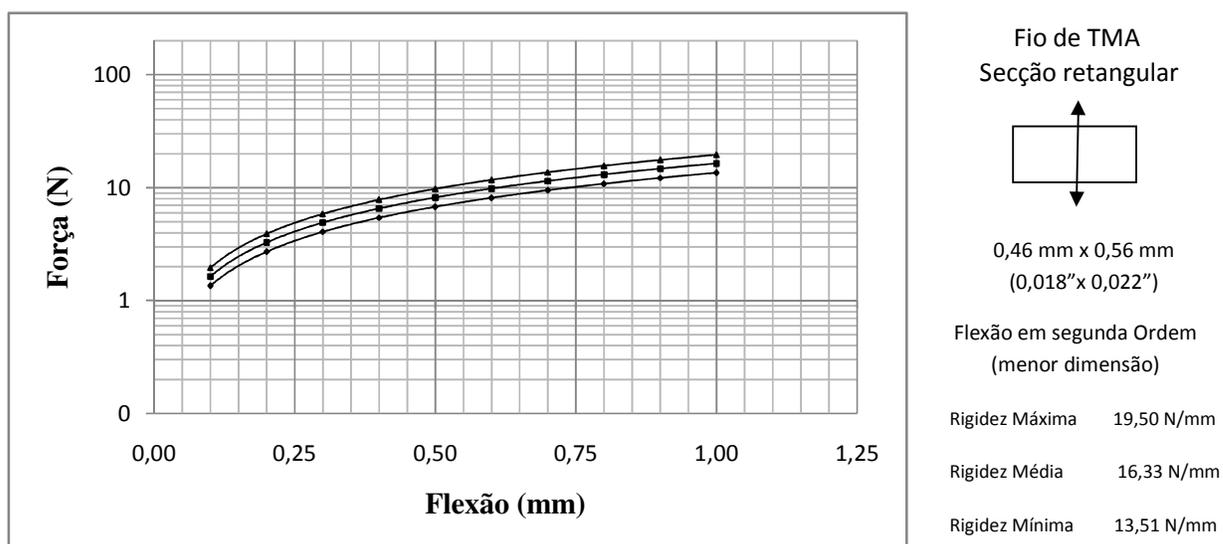


Gráfico 10.60 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,46 mm x 0,56mm (0,018" x 0,022").

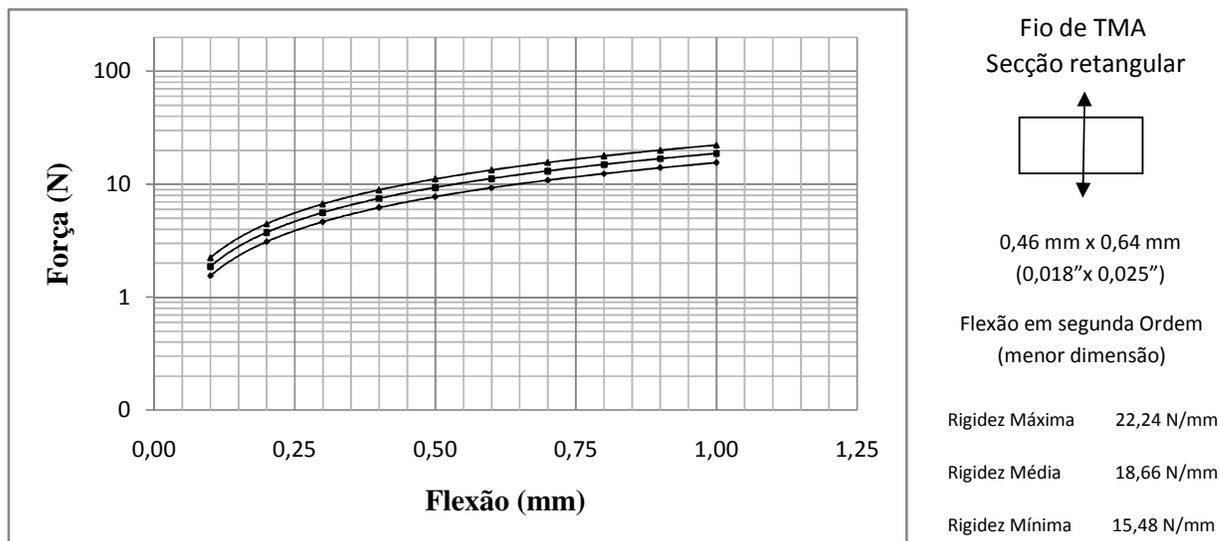


Gráfico 10.61 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,46 mm x 0,64mm (0,018'' x 0,025'').

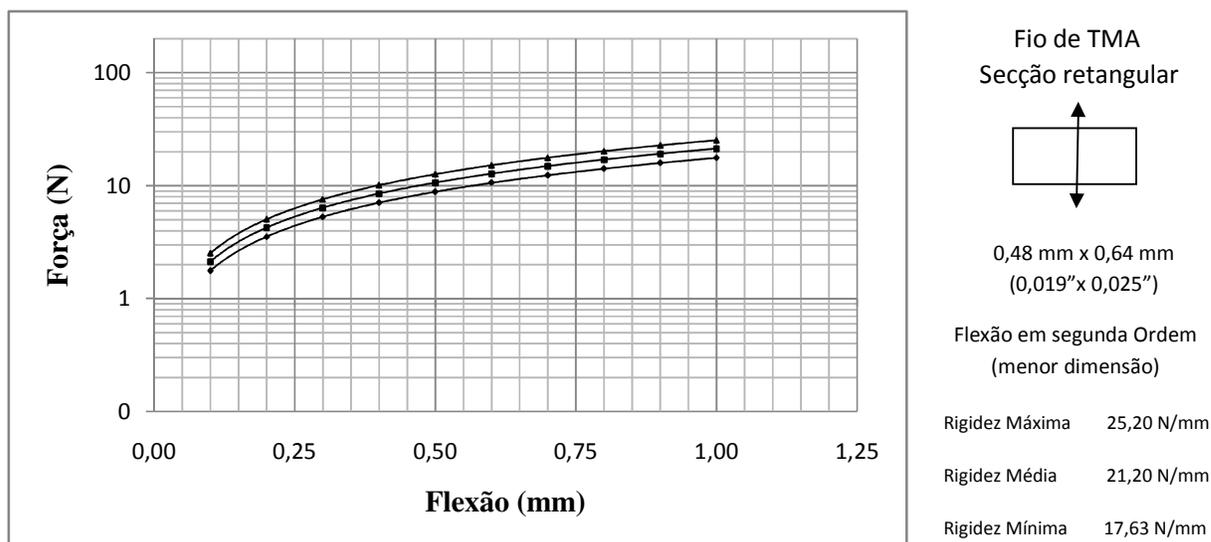


Gráfico 10.62 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,48 mm x 0,64mm (0,019'' x 0,025'').

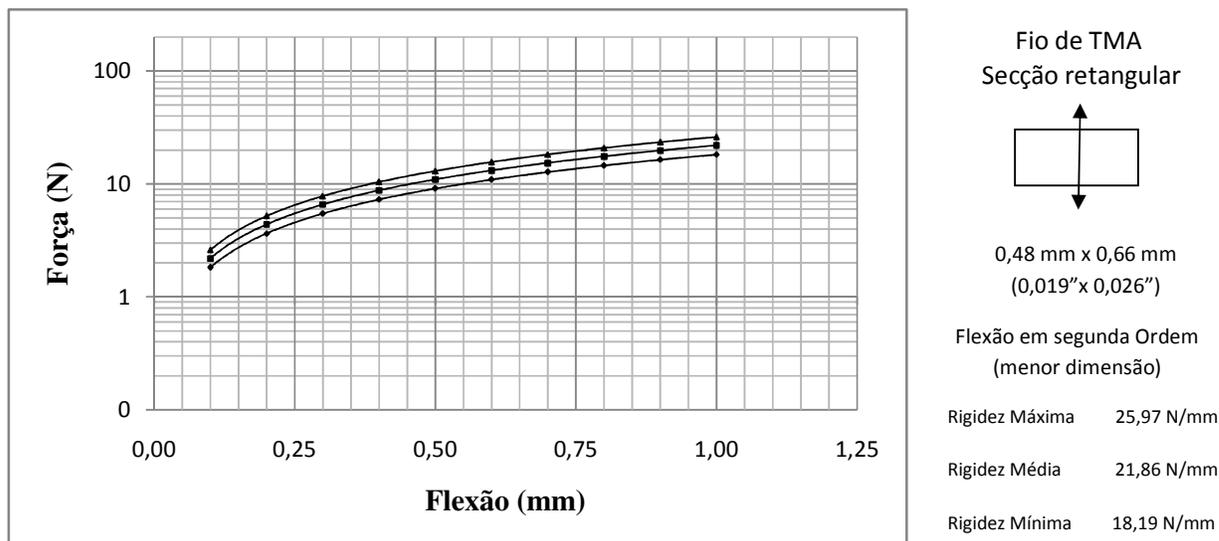


Gráfico 10.63 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,48 mm x 0,66mm (0,019" x 0,026").

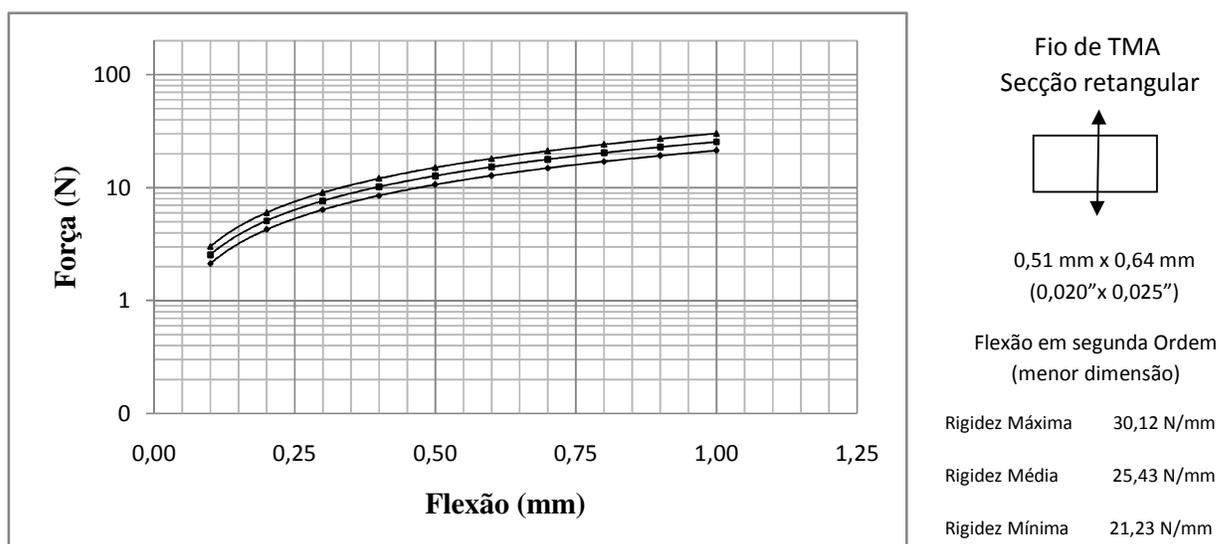


Gráfico 10.64 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,51 mm x 0,64mm (0,020" x 0,025").

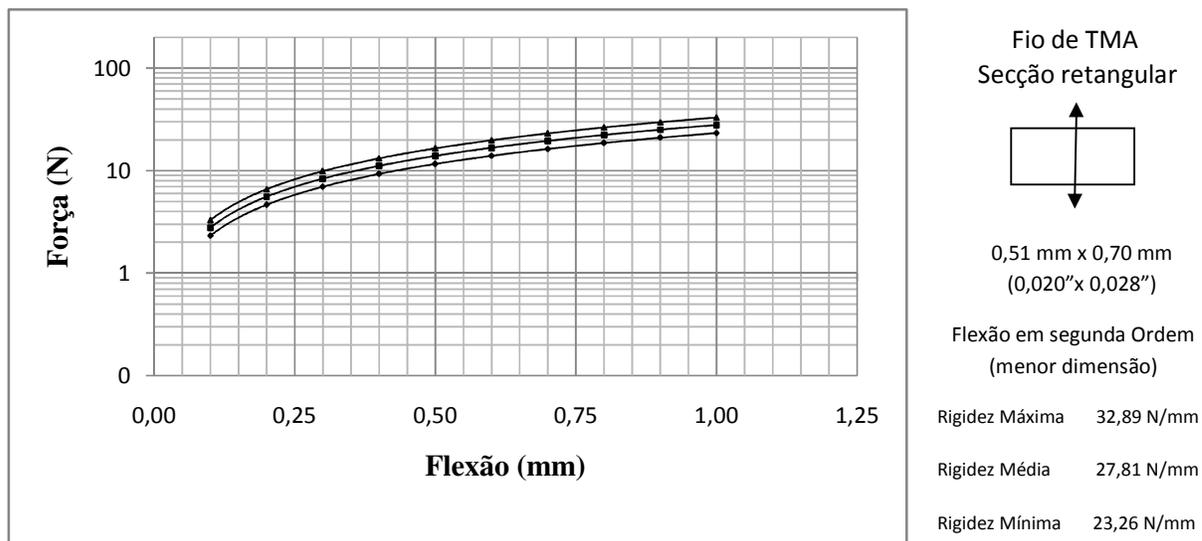


Gráfico 10.65 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,51 mm x 0,70mm (0,020" x 0,028").

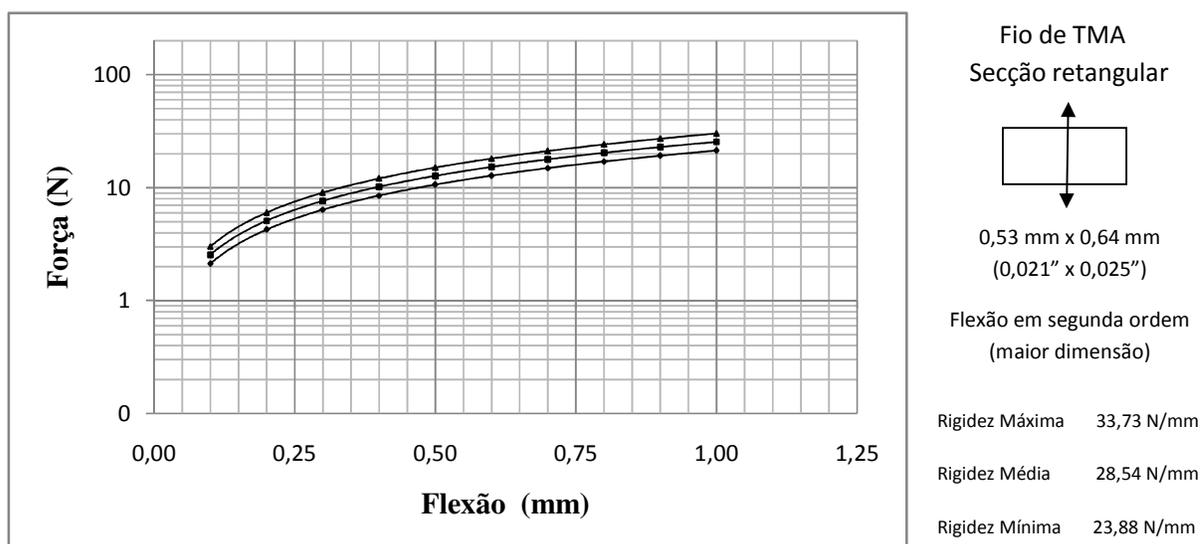


Gráfico 10.66 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,53 mm x 0,64mm (0,021" x 0,025").

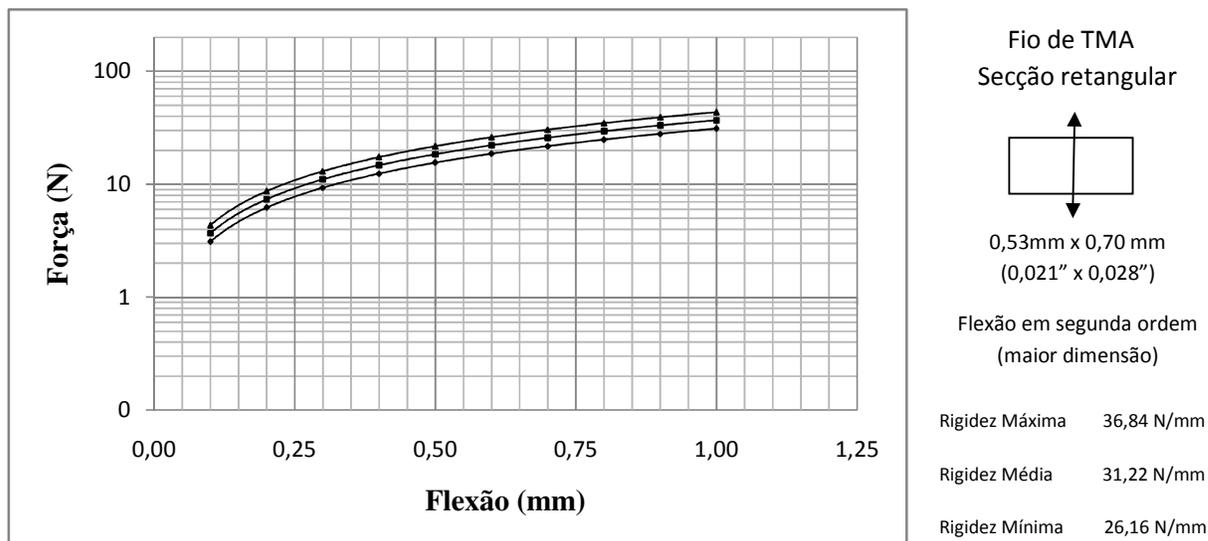


Gráfico 10.67 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de seção retangular 0,53 mm x 0,70mm (0,021" x 0,028").

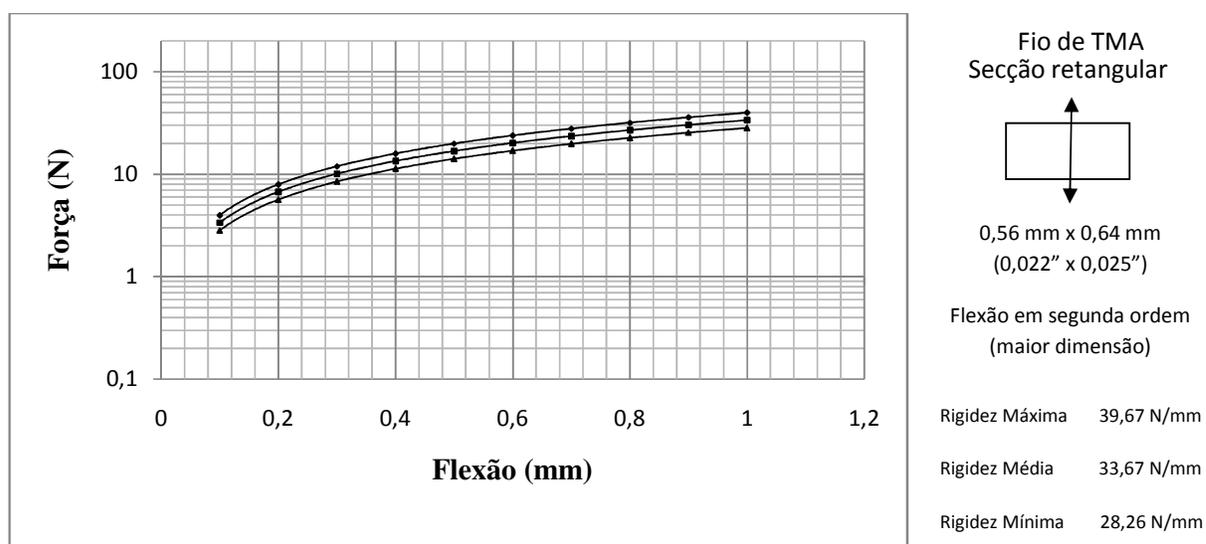


Gráfico 10.68 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de seção retangular 0,56 mm x 0,64mm (0,022" x 0,025").

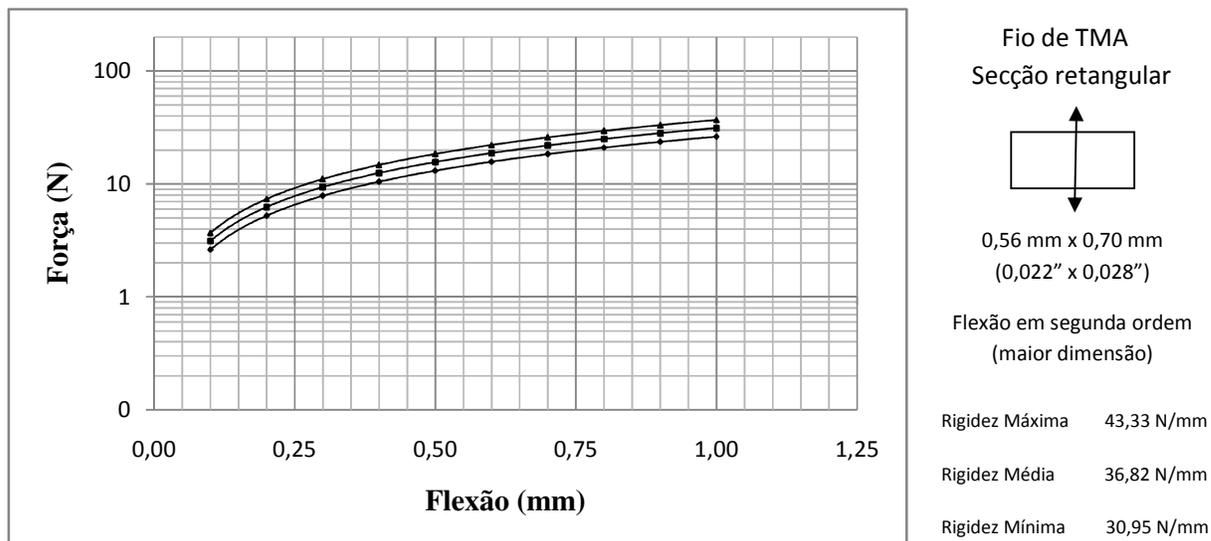


Gráfico 10.69 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,56 mm x 0,70mm (0,022" x 0,028").

Nos Gráficos a seguir podem ser observados os resultados para simulações dentro dos limites de tolerância da Norma 15841/2006 para as dimensões simuladas em primeira ordem:

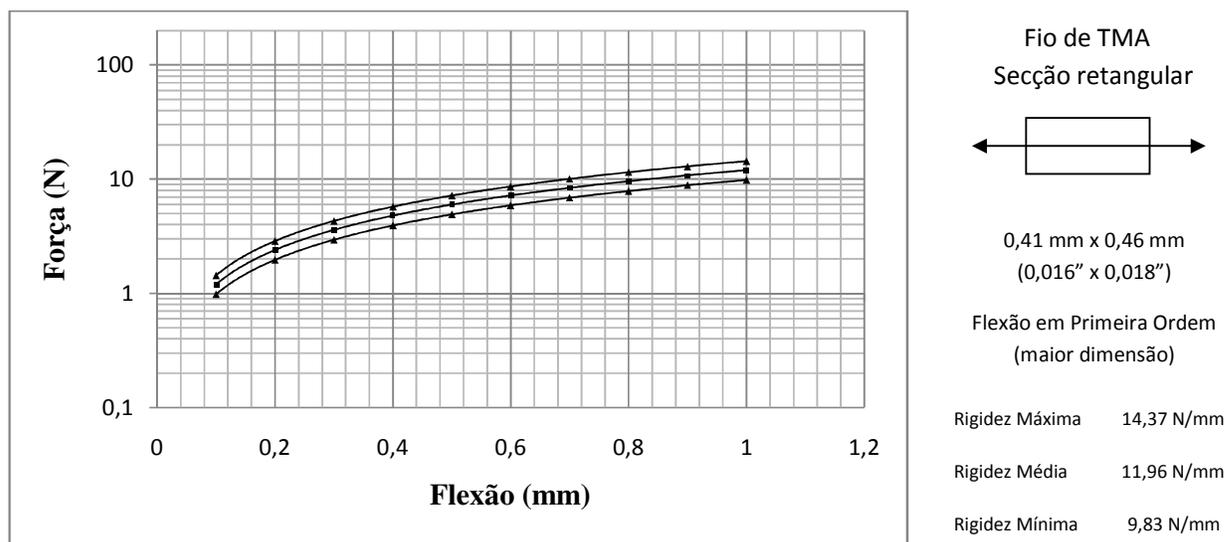


Gráfico 10.70 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA em primeira ordem da secção retangular 0,41 mm x 0,46mm (0,016" x 0,018").

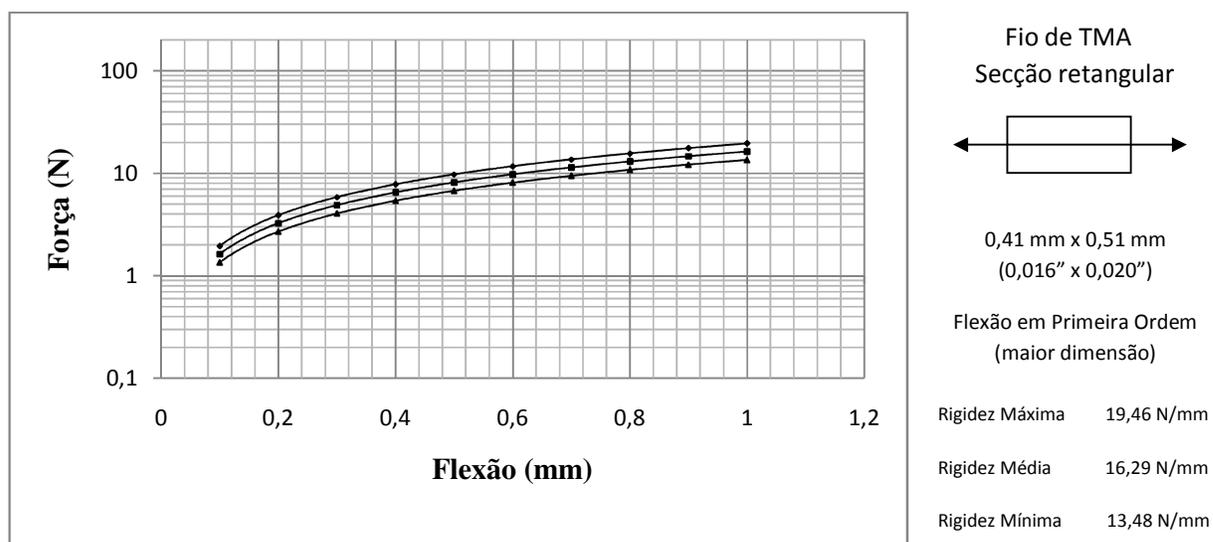


Gráfico 10.71 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA em primeira ordem da secção retangular 0,41 mm x 0,51mm (0,016'' x 0,020'').

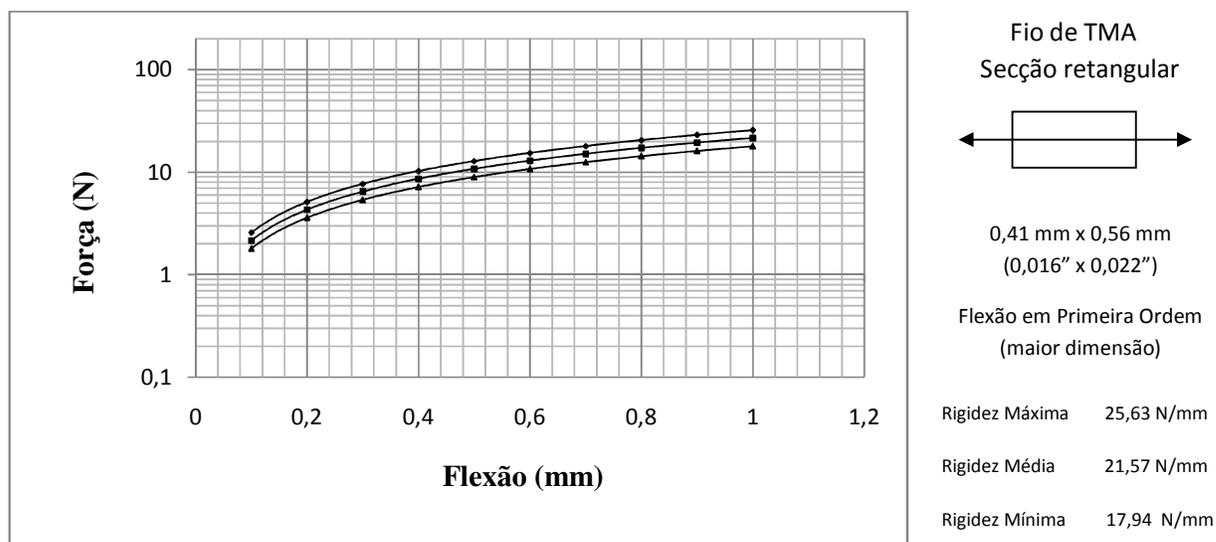


Gráfico 10.72 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA da secção retangular 0,41 mm x 0,56mm (0,016'' x 0,022'').

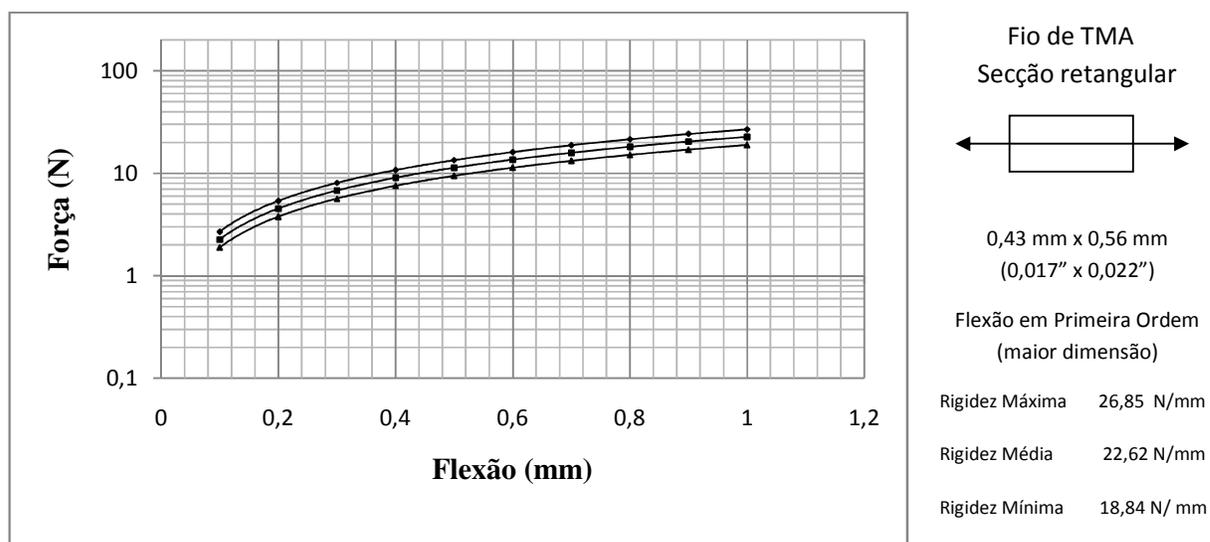


Gráfico 10.73 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA da secção retangular 0,43 mm x 0,56mm (0,017" x 0,022").

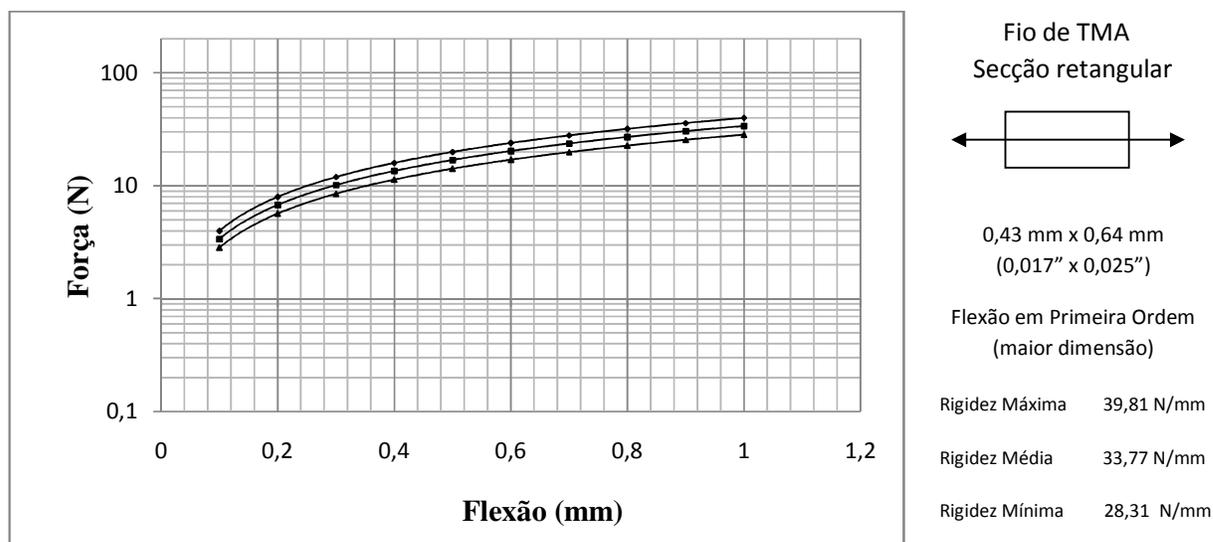


Gráfico 10.74 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,43 mm x 0,64mm (0,017" x 0,025").

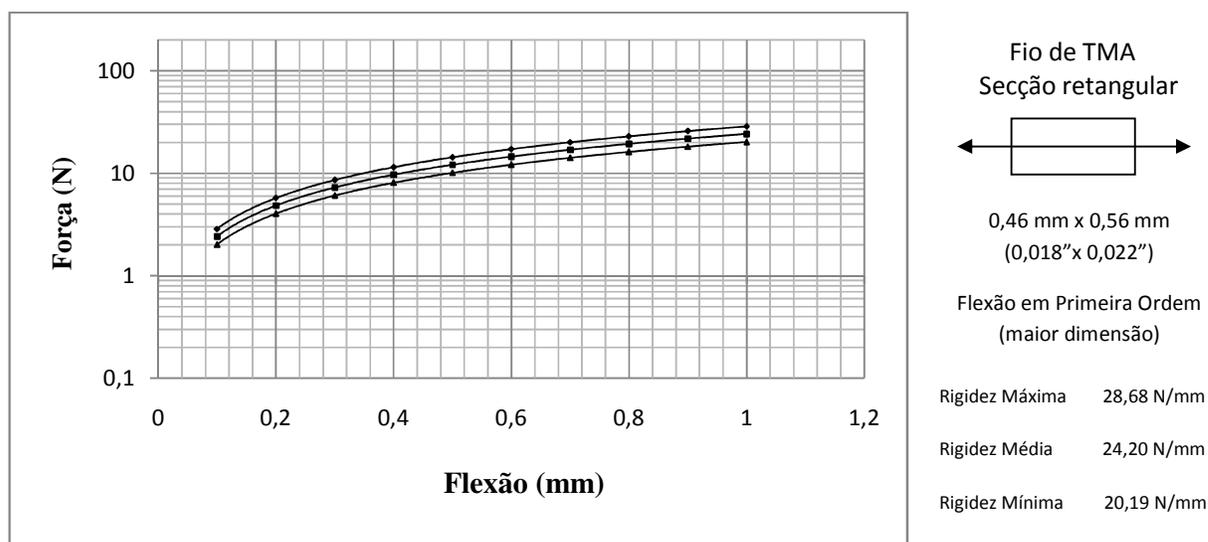


Gráfico 10.75 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,46 mm x 0,56mm (0,018'' x 0,022'').

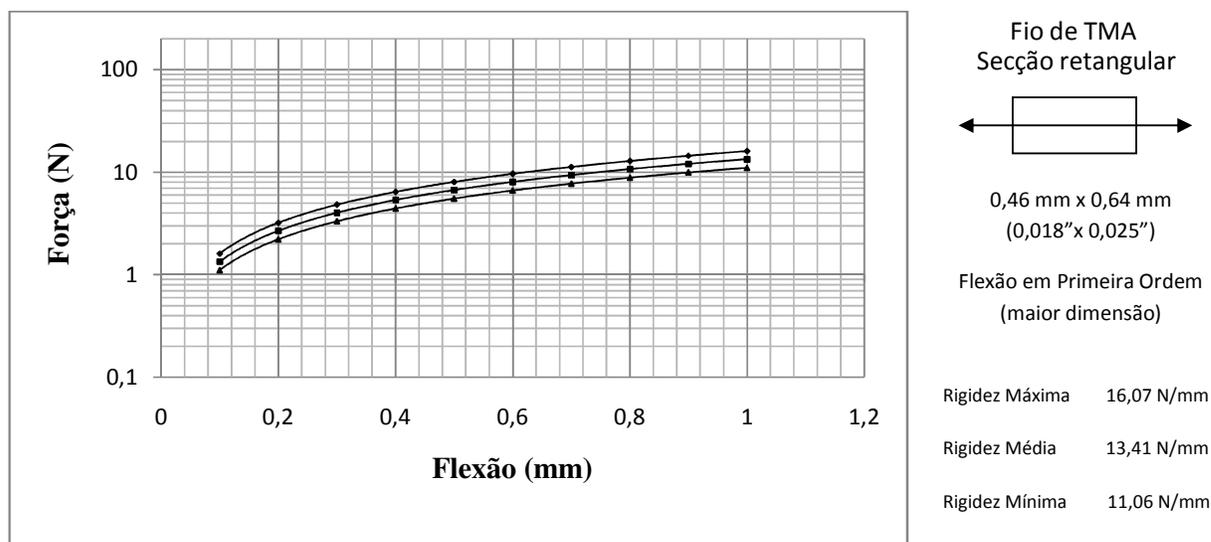


Gráfico 10.76- Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,46 mm x 0,64mm (0,018'' x 0,025'').

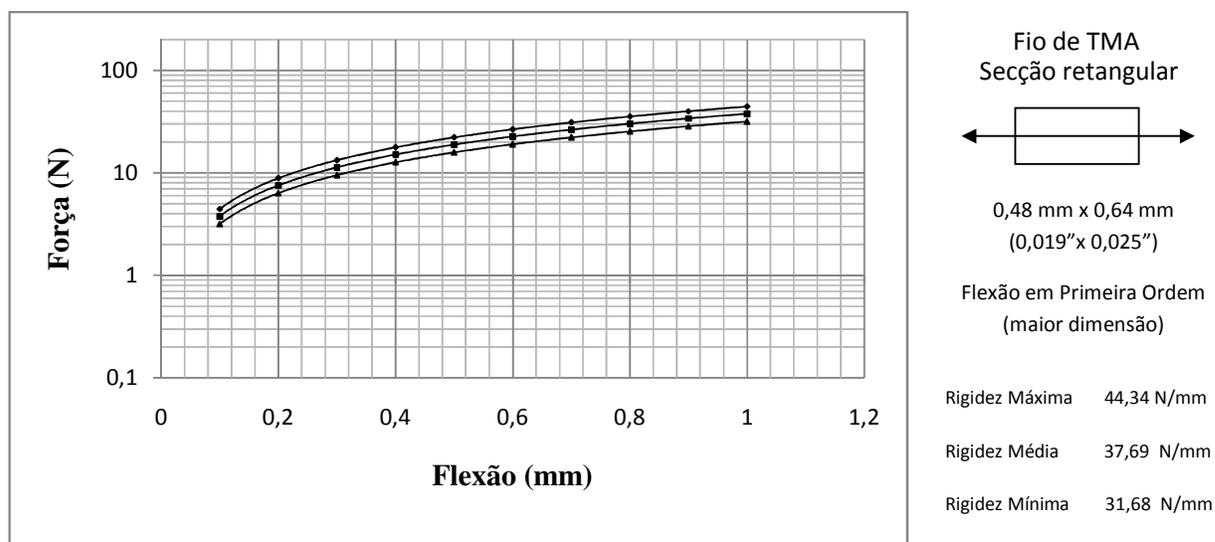


Gráfico 10.77 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de seção retangular 0,48 mm x 0,64mm (0,019" x 0,025").

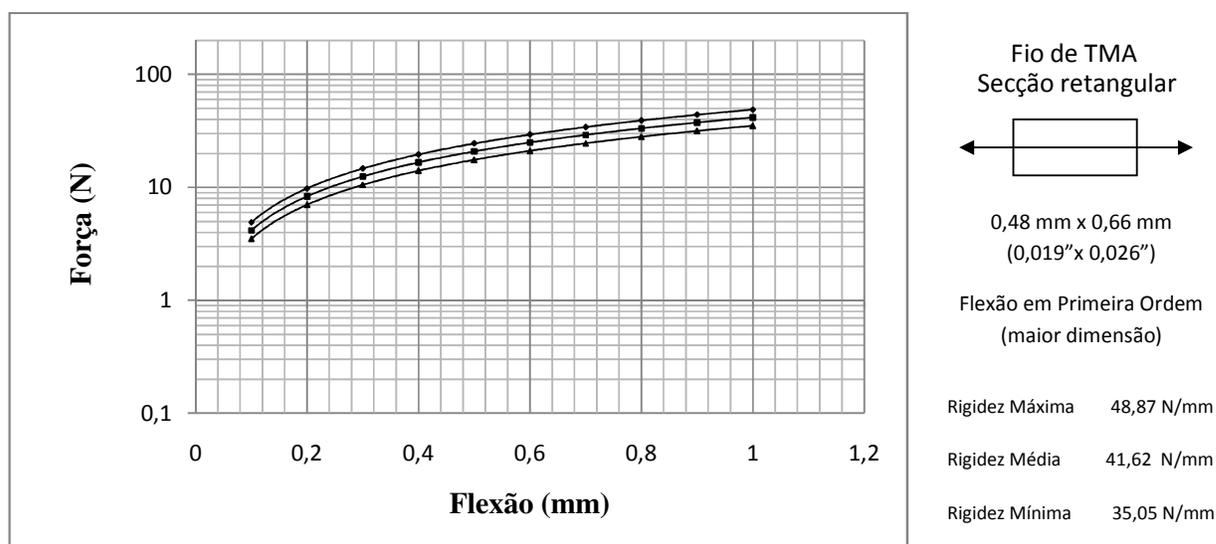


Gráfico 10.78 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de seção retangular 0,48 mm x 0,66mm (0,019" x 0,026").

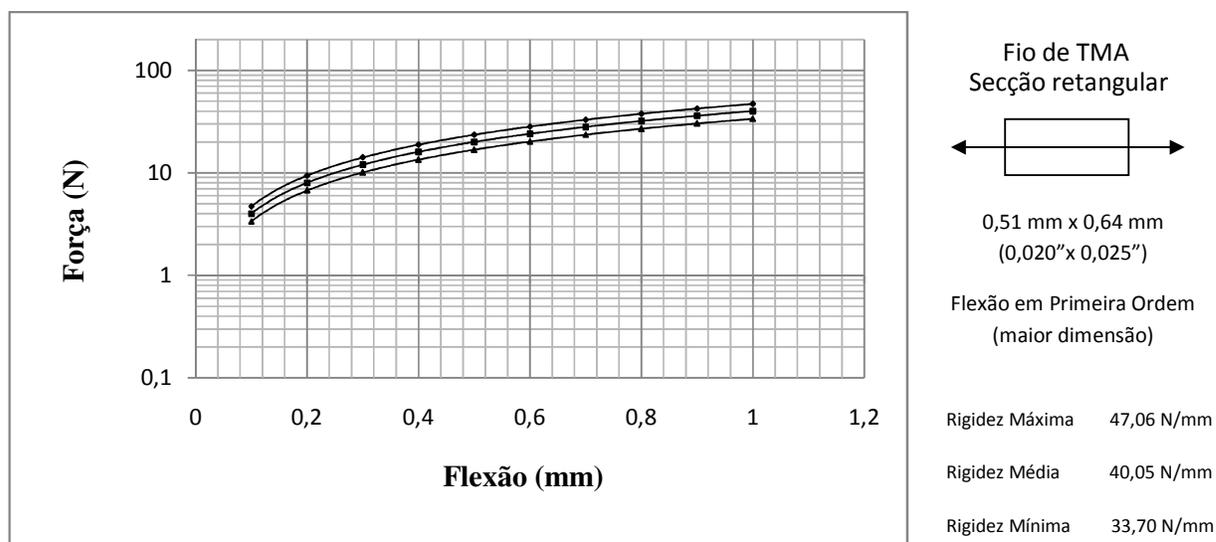


Gráfico 10.79 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de seção retangular 0,51 mm x 0,64mm (0,020" x 0,025").

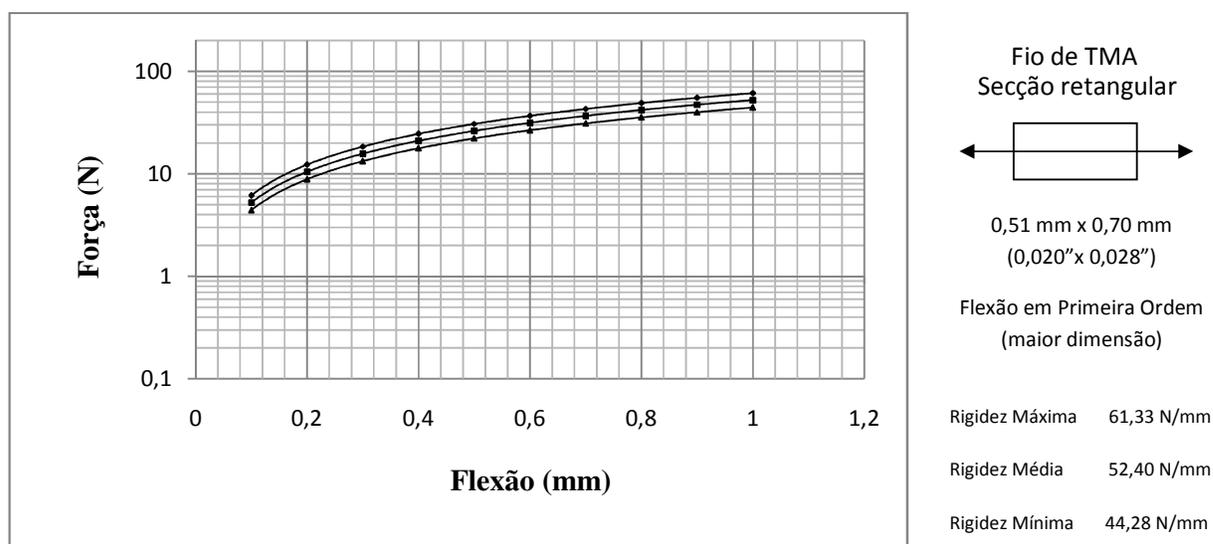


Gráfico 10.80 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de seção retangular 0,51 mm x 0,70mm (0,020" x 0,028").

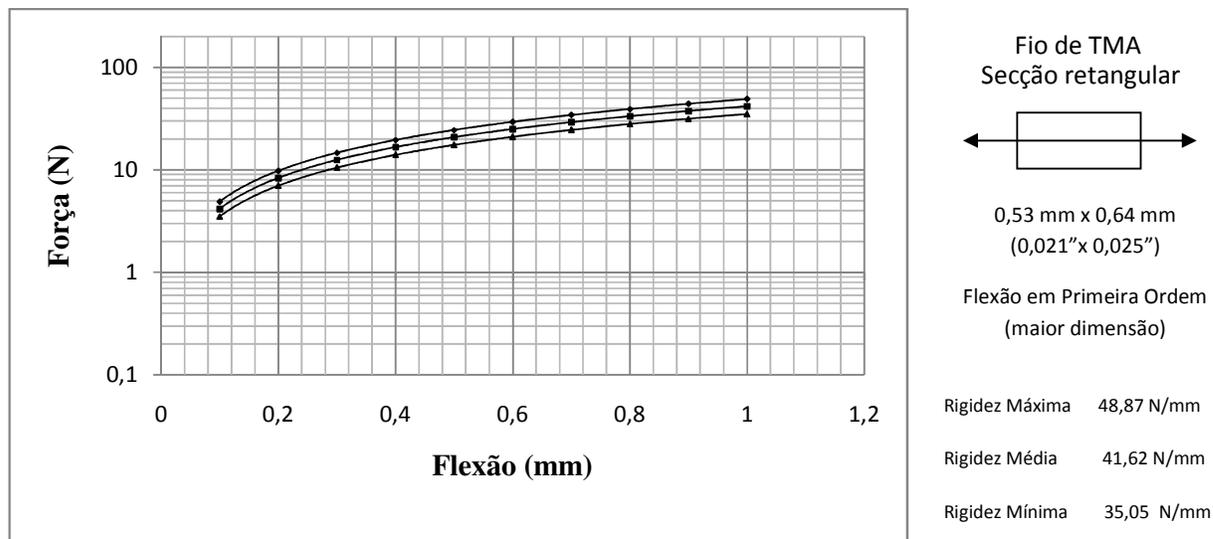


Gráfico 10.81- Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,53 mm x 0,64mm (0,021" x 0,025").

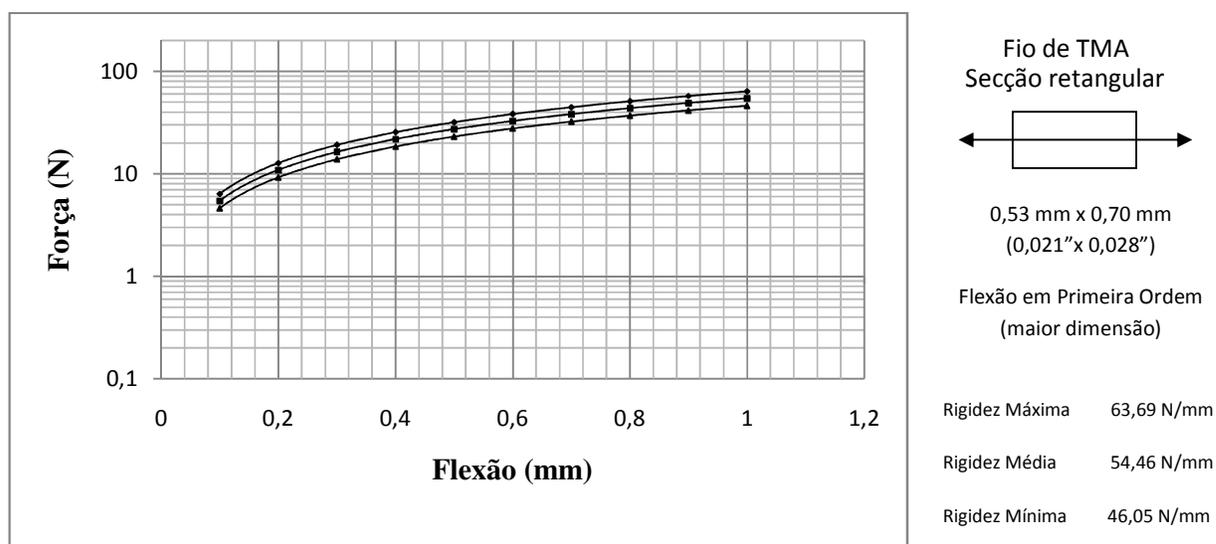


Gráfico 10.82 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,53 mm x 0,70mm (0,021" x 0,028").

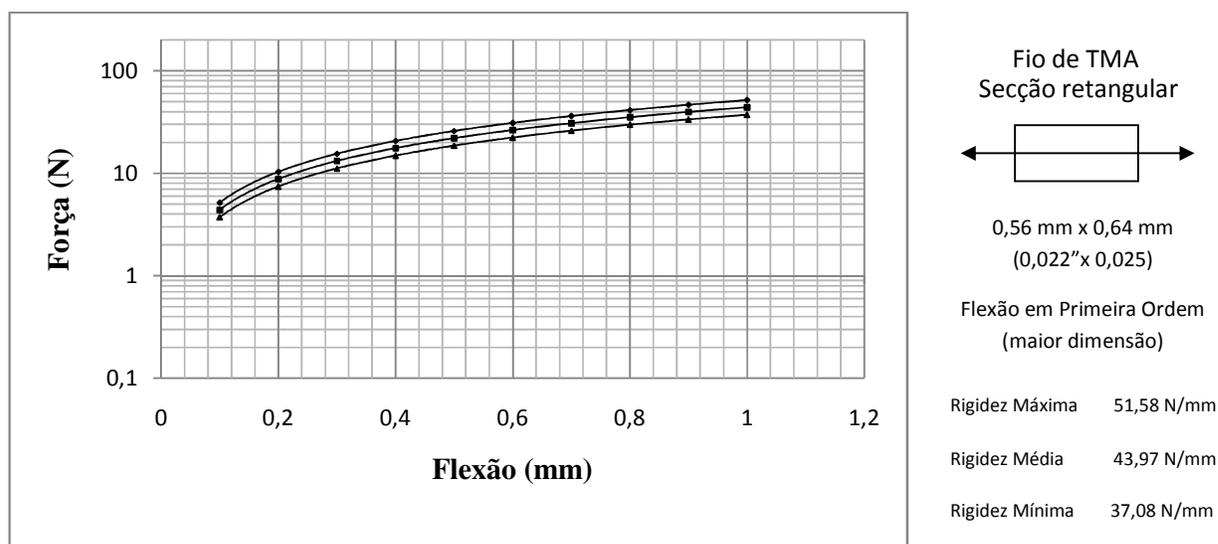


Gráfico 10.83 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,56 mm x 0,64mm (0,022" x 0,025").

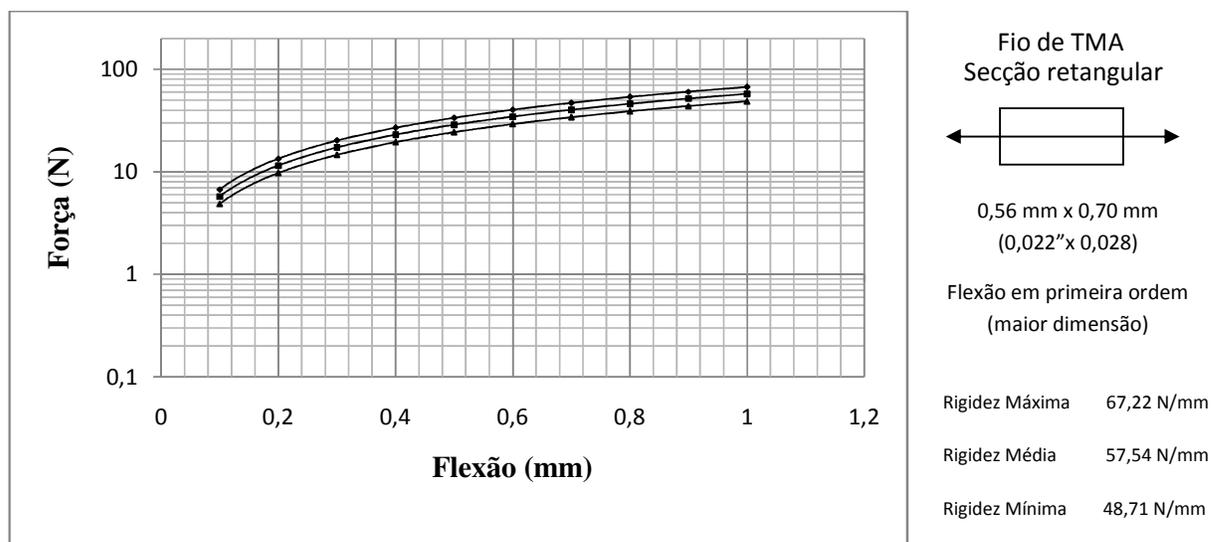


Gráfico 10.84 - Resultado para simulações dentro dos limites de tolerância da norma ISO 15841/2006 para fios de TMA de secção retangular 0,56 mm x 0,70mm (0,022" x 0,028").

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)