

**CLÁUDIA NAKANDAKARI**

**CARACTERIZAÇÃO QUÍMICA, METALÚRGICA E  
ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS  
FIOS ORTODÔNTICOS DE TITÂNIO-MOLIBDÊNIO  
TMA**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia - Área de Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara - Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Orientador: **Prof. Dr. Antônio Carlos Guastaldi**

Co-orientador: **Prof. Dr. Maurício Tatsuei Sakima**

**Araraquara**

**2000**

**CLÁUDIA NAKANDAKARI**

**CARACTERIZAÇÃO QUÍMICA, METALÚRGICA E  
ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS  
FIOS ORTODÔNTICOS DE TITÂNIO-MOLIBDÊNIO  
TMA**

Comissão julgadora:

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre

Presidente e Orientador: **Prof. Dr. Antônio Carlos Guastaldi**

2º Examinador: **Prof. Dr. Wellington Dinelli**

3º Examinador: **Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques**

## **DADOS CURRICULARES**

**Nome:** Cláudia Nakandakari

**Nascimento:** 08.12.1972 – Araraquara-SP

**Filiação:** Mário Kiosi Nakandakari  
Haruko Inez Assato Nakandakari

**Formação Universitária:** Curso de Odontologia 1991-94  
Colação de Grau em 21.01.1995, na Universidade Estadual Paulista – Araraquara-SP

**Carreira Docente:** Professora Auxiliar I, junto a Disciplina de Ortodontia da Universidade de Itaúna – Faculdade de Odontologia, em Itaúna-MG a partir de 01.09.1995

**Formação de Pós-Graduação:** Mestrado em Odontologia, área de Ortodontia 1997-99 na Universidade Estadual Paulista – Araraquara-SP

**Este trabalho é dedicado:**

**A Deus**

"Graças vos do Senhor, por serdes a fonte de que dimana todo o bem que me sucede."

“Os bons filhos são a coroa dos pais; os bons pais a glória dos filhos”

À minha mãe, **Inez**, que é o coração do nosso lar e ao meu pai, **Mário**, que é nosso alicerce, em agradecimento pela unidade familiar, educação e amor com que têm conduzido as nossas vidas.

"As nuvens mudam sempre de posição, mas são sempre nuvens no céu. Assim devemos ser todo dia, mutantes, porém, leais com o que pensamos e sonhamos."

Paulo Baleki

Aos meus irmãos: **Marcelo, Luciana e Regis**

Mesmo que cada um de nós siga o seu próprio destino, continuaremos unidos, todos dentro do coração de cada um. Muito obrigada por vocês estarem sempre presentes, de corpo e alma, nos vários momentos da minha vida.

Aos meus avós:

**Iracema e José**, pelos ensinamentos diários e  
pela alegria de viver que nos contagia;

**Luiza e João**, pelas palavras sábias que nos  
conforta e incentiva em todos os momentos.

“As pessoas entram em nossa vida por acaso, mas não é por acaso que elas permanecem.”

Lilian Tonet

A você, **Lincoln**, grande incentivador de todos os meus passos. Muito obrigada pela forma carinhosa que você soube entender minha ausência em alguns momentos e muito obrigada pelo amor e dedicação com que você vem cuidando de nós.

“Não é uma qualidade rara que faz por si só o encanto de uma  
pessoa; é a harmonia entre todas as qualidades”

Diane (condessa francesa)

Ao Prof. **Antônio Carlos Guastaldi**, em  
agradecimento ao carinho, a dedicação e a  
orientação segura.

“Grande talento possui quem, sem dar por isso, sabe tornar os outros melhores e mais felizes.”

Ao Prof. **Tatsuko Sakima** que me ensinou os primeiros passos dessa longa caminhada, meu sincero agradecimento pelos conselhos, ensinamentos, exemplo de vida e principalmente, pelo carinho e amizade que somente uma filha receberia de um pai.

## **Agradecimentos:**

À Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, nas pessoas do **Diretor Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached** e do **Vice-diretor Prof. Dr. Roberto Miranda Esberard**

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP, pelo apoio e financiamento deste trabalho - **processo nº 97/07535-2.**

À Universidade de Itaúna, Faculdade de Odontologia, na pessoa do **Vice-diretor Prof. Sebastião Miamoto** e do **Prof. Marcos Souza Pinto de Carvalho** pelo apoio e confiança que depositaram em meu trabalho e pela forma carinhosa como me receberam.

Ao **Prof. Maurício Tatsuei Sakima**, co-orientador dessa dissertação, pela orientação segura, que muito contribuiu para a conclusão desse trabalho.

Ao **Prof. Ary dos Santos Pinto**, coordenador do curso de Pós-Graduação em Ortodontia, pela maneira cordial como sempre atendeu as nossas solicitações, pela desdobrada dedicação à nossa formação científica, clínica e pessoal.

Aos Professores que completam essa equipe, **Prof. Dirceu Barnabé Raveli**, **Prof. João Roberto Gonçalves**, **Profa. Lídia Parsekian Martins** e **Prof. Luís Gonzaga Gandini Júnior** pela colaboração com a minha formação profissional e moral, pela convivência e amizade.

Ao **Prof. Joel da Rosa Martins** (in memoriam) pelo exemplo de vida e ensinamentos transmitidos.

Aos amigos de turma, **Adriano Marota Araújo**, **Ana Cláudia Moreira Melo**, **Danielle Almeida de Carvalho**, **Humberto M. Braghetti**,

**Paulo Cesar Raveli Chiavini, Paulo Roberto T. Sakima, Ricardo Kenji Nakama, Ricardo S. Souza** pela maneira agradável com que nos relacionamos, aprendemos, construímos e solidificamos a nossa amizade.

Ao amigo de turma **Bruno Lima Minervino** por ter compartilhado momentos importantes para a realização desse trabalho e pela convivência diária.

Aos colegas de Pós-Graduação do Instituto de Química de Araraquara, em especial, **Ivan Ramires** pela colaboração na execução da parte experimental desse trabalho.

Ao amigo **Luiz Geraldo Vaz** pela ajuda na realização dos ensaios mecânicos e principalmente pela sincera amizade.

Aos funcionários, **Adriana, Gisele** e **Pedro**, pessoas íntegras e sempre dispostas a ajudar.

A todos os funcionários desta Faculdade que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização desse trabalho.

Nakandakari, Cláudia

Caracterização química, metalúrgica e estudo das propriedades mecânicas dos fios ortodônticos de titânio-molibdênio - TMA / Cláudia Nakandakari – Araraquara : [s.n.], 2000.

128 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador : Prof. Dr. Antônio Carlos Guastaldi

1. Fios ortodônticos 2. Materiais biocompatíveis 3. Titânio-molibdênio I. Título.

## 1. Introdução

Atualmente, a pesquisa clínica se constitui o cerne dos estudos e aplicações dos biomateriais. Esta nova visão prevê todo estudo de caracterização química, metalúrgica, estudo de propriedades físicas, mecânicas, biofuncionalidade e biocompatibilidade para finalmente se estudar a aplicação clínica propriamente dita.

Em ortodontia numerosas ligas metálicas são utilizadas para a movimentação de dentes. A metalurgia dessas ligas é muito complexa, merecendo estudos aprofundados visando melhor conhecimento de sua composição química e estrutural para que sejam bem aplicadas clinicamente.

O surgimento de novas ligas, com propriedades cada vez mais adequadas, abrem ao clínico um leque de possibilidades de escolha do material, conforme a situação clínica requeira maior ou menor rigidez em um determinado segmento do arco.

Os fios ortodônticos são conformados em várias configurações ou aparelhos para movimentar os dentes, durante o tratamento ortodôntico. O sistema de força é determinado pelo desenho do aparelho e pelas propriedades do material que constitui a liga metálica utilizada. A força

aplicada ao dente é proporcional ao módulo de resiliência do fio e depende do desenho e deflexão do mesmo.<sup>36</sup>

A força ortodôntica tradicionalmente considerada ótima para qualquer movimento dentário é aquela que dá início à máxima resposta do tecido, sem dor ou reabsorção radicular, e mantém a saúde dos ligamentos periodontais que envolvem os dentes durante todo o movimento, ou seja, força leve e contínua. Para se construir um sistema de força com estas características é importante definir-se o comportamento elástico do material.<sup>20</sup>

As forças leves e constantes são biologicamente desejadas, porém é necessária a existência de um nível mínimo de força para que haja movimentação do dente. Uma grande deflexão elástica produz uma força mais constante durante o período de movimentação do dente, e isso permite uma maior ativação do trabalho em execução, portanto, grande deflexão elástica é biologicamente compatível com a movimentação dentária.

As novas ligas a base de titânio, tais como, Nitinol, NiTi, CuNiTi, Titânio-molibdênio, entre outras, constituem outro grupo de ligas destinadas à construção de aparelhos ortodônticos que apresentam respostas mais compatíveis com as biológicas.<sup>12</sup> O conhecimento das propriedades químicas e mecânicas de cada fio ortodôntico torna-se importante no momento em que se planeja um caso clínico.

Dessa forma, foi proposto nesta pesquisa, estudar-se a composição química e análise metalográfica, enfatizando-se as propriedades mecânicas dos fios de Titânio-molibdênio, comercialmente conhecidos como TMA.

## 2. Revisão da literatura

Burstone et. al.,<sup>14</sup> 1961 propuseram a utilização de acessórios que transmitissem forças leves e contínuas. Para eles, as forças utilizadas em ortodontia têm sua origem, primariamente, nas deformações elásticas dos fios, que absorvem e liberam energia, quando a carga é aplicada e liberada, respectivamente.

Kohl,<sup>32</sup> 1964 alertou os ortodontistas para a necessidade de melhores conhecimentos das propriedades mecânicas e estruturas dos materiais usados no tratamento ortodôntico, aumentando, desse modo, a qualidade do atendimento ao público devido ao ganho de tempo e uso correto das ligas metálicas. Definiu as mais importantes propriedades mecânicas dos fios usados em ortodontia como sendo: módulo de resistência a tração, módulo de elasticidade e módulo de resiliência.

O'Brien & Ryge,<sup>38</sup> 1973 defenderam que a geometria da secção reta do fio é o fator que mais influencia as propriedades mecânicas. Para arcos redondos, a capacidade de flexão é proporcional à quarta potência do diâmetro, a carga de trabalho permitida é diretamente proporcional ao cubo do diâmetro e a média de ativação é inversamente proporcional ao diâmetro.

Em ortodontia, os metais têm sido exaustivamente estudados na tentativa de se encontrar uma liga ideal, em que são importantes: o limite

elástico, a velocidade de desativação e a intensidade da tensão que ela desenvolve.

Keys,<sup>30</sup> 1973 chamou a atenção para a necessidade do conhecimento das propriedades físicas dos fios ortodônticos que irão determinar a quantidade necessária de forças para o movimento dentário. Até então, os ortodontistas julgavam estas propriedades por meio de experiências clínicas e foi, basicamente, por tentativa e erros, que os profissionais aprenderam a guiar as forças para obterem os efeitos desejados. O estudo aprofundado das propriedades físicas dos fios ortodônticos beneficiaram as aplicações corretas de forças para movimentações de dentes ou grupos de dentes específicos.

De acordo com o Metals handbook,<sup>3</sup> 1991 as ligas de titânio, dependendo da quantidade de elementos a ela adicionada, recebe especificações denominadas: alfa (níquel-titânio), quase-alfa, alfa-beta e beta (titânio-molibdênio).

As ligas metálicas de titânio-molibdênio têm origem nos anos 60, quando a indústria metalúrgica consegue através da adição de Molibdênio, Zircônio, Estanho e outros, estabilizar a estrutura cristalina de Titânio em forma de cubo de base centrada. Antes isto só ocorria em temperaturas superiores a 885°C.<sup>40</sup>

Essas ligas apresentam a chamada forma alotrópica “ $\beta$ ” do titânio. Isto lhes confere boa formabilidade (capacidade de sofrer deformação) mesmo após trabalho a frio e é meta-estável em temperatura ambiente

devido à presença de elementos como molibdênio, tântalo, zircônio, estanho, vanádio, ferro, cobalto e níquel incorporados ao titânio. Podem ser estabilizadas pelo trabalho a frio ou pela precipitação da fase alotrópica alfa, em baixa temperatura.<sup>8</sup> Por esse motivo, as ligas de titânio-molibdênio são também conhecidas como  $\beta$ -titânio.

Em 1979, Goldberg & Burstone<sup>22</sup> em seu trabalho sobre a evolução da liga de titânio-molibdênio no uso em aparelhos ortodônticos, citaram a importância do profissional ter conhecimento das propriedades elásticas dos fios e descreveram a composição básica dessa liga metálica como: 79% de Titânio, 11% de Molibdênio, 6% de Zircônio e 4% de Estanho. Compararam essa liga de titânio-molibdênio com o aço inoxidável nas suas propriedades de flexibilidade máxima e módulo de elasticidade. Para os autores, a flexibilidade máxima de um acessório é proporcional à razão do limite de escoamento/módulo de elasticidade. Apresentam baixo módulo de elasticidade (E), baixo limite de escoamento (YS) e baixa magnitude de força, o que resulta em alta deflexão elástica quando comparadas às ligas de cromo-cobalto e aço inoxidável. Tal fato confere uma ótima relação YS/E (limite de escoamento/módulo de elasticidade = máxima recuperação elástica). O titânio-molibdênio tem um módulo de elasticidade quase igual a metade do aço inoxidável e cerca de duas vezes aquele no nitinol. Isto faz com que o uso seja ideal nas situações em que se necessita de forças menores do que as liberadas pelo aço inoxidável e onde ligas metálicas com módulos de elasticidade mais

baixos, tais como o nitinol, seria inadequado para produzir a magnitude de força desejável.

A liga de titânio-molibdênio estabilizada apresenta grande potencial na elaboração de molas ortodônticas. Suas propriedades, observadas sob tração, refletem grande deflexão elástica e redução na força por unidade de deslocamento, que são duas vezes menores do que a do aço inoxidável. A liga de  $\beta$ -titânio pode manter estas propriedades por apresentar boa conformabilidade.<sup>20</sup>

Em 1980, Burstone & Goldberg<sup>12</sup> desenvolveram a perspectiva da aplicação clínica dos fios de titânio-molibdênio ao compará-los com outros fios ortodônticos.

Para a obtenção do fio de titânio-molibdênio, o metal sofre um processo de redução de seu diâmetro chamado estiramento. Após essa etapa, o fio recebe tratamento térmico para remover a tensão residual causada pela deformação da rede cristalina e também para torná-lo mais resistente à fratura. A operação se repete, com subsequente tratamento térmico, e assim por diante.

Os fios de titânio-molibdênio apresentam retorno elástico superior aos fios de aço inoxidável e permitem a confecção de alças, apesar de fraturarem facilmente caso sejam dobrados em ângulos agudos. As alças podem ter suas configurações simplificadas graças à elasticidade dessas ligas.

Burstone<sup>9</sup> 1981 sugeriu o princípio do módulo variável em ortodontia. Nesta filosofia, a rigidez do fio é controlada pela seleção das propriedades mecânicas, químicas e estruturais do material ao invés do calibre do fio.

A rigidez total de um aparelho ortodôntico depende da rigidez do fio e da configuração do aparelho. As modificações na configuração do fio, tais como: aumento do fio entre os braquetes e colocação de alças, reduzem a razão entre a carga e a deflexão e conseqüentemente reduzem a rigidez do aparelho.

As alterações na rigidez do fio são determinadas pela espessura do fio e pelo material e pode ser representado por:  $W_s = M_s \times C_s$

Onde ( $W_s$ ) é o número da rigidez do fio; ( $M_s$ ) representa o número de rigidez do material e ( $C_s$ ) representa o número de rigidez da espessura. Antecedendo a descoberta de novas ligas, os ortodontistas usavam somente o fio de aço inoxidável. O aumento da rigidez do fio durante o tratamento clínico era conseguido, por meio do aumento da sua espessura. Em ortodontia, Isto é chamado de diâmetro variável. Entretanto, com os avanços nas ligas metálicas utilizadas como fios ortodônticos é possível controlar a rigidez do fio variando-se as propriedades dos materiais empregados que é chamado de módulo de elasticidade ao invés da espessura do fio. Isto é conhecido como módulo variável em ortodontia.

Como os clínicos estão interessados na rigidez relativa dos fios, Burstone<sup>9</sup> desenvolveu uma tabela para material e rigidez em relação à espessura do fio. O número de rigidez da espessura (Cs) de um fio de aço inoxidável com o diâmetro de 0,1mm (0,004') foi utilizado como padrão. Um fio de 0,006' tem uma rigidez da espessura (Cs) de 5,0, o que significa que ele libera cinco vezes mais força do que um fio de 0,004', pela mesma quantidade de ativação. (Tabelas 1 e 2)

Tabela 1 - Valores da rigidez transversal para as várias dimensões dos fios redondos de aço inoxidável

Fios Redondos – aço inoxidável		
Secção Transversal		Rigidez Transversal
(polegadas)	(milímetros)	
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

Tabela 2 - Valores de rigidez transversal dos fios retangulares de aço inoxidável

Fios retangulares - aço inoxidável			
Secção Transversal		Rigidez Transversal	
(polegadas)	(milímetros)	1 <sup>a</sup> ordem	2 <sup>a</sup> ordem
0,010x0,020	0,254x0,508	530,52	132,63
0,016x0,022	0,406x0,559	1129,79	597,57
0,018x0,025	0,457x0,635	1865,10	966,86
0,021x0,025	0,533x0,635	2175,95	1535,35
0,0215x0,028	0,546x0,711	3129,83	1845,37

Similarmente, um sistema numérico foi desenvolvido para a rigidez do material ( $M_s$ ) usando o aço inoxidável como padrão. Este sistema é baseado na média do módulo de elasticidade das várias ligas. Assim, o TMA com um módulo de elasticidade 2 vezes a força do aço inoxidável para a mesma ativação e espessura do fio. Usando-se o número de rigidez do diâmetro ( $C_s$ ) e do material ( $M_s$ ) é possível alterar a razão entre carga e deflexão de qualquer fio variando-se o material, mas mantendo-se o mesmo diâmetro. (Figura 1)

Os fios ortodônticos podem ser classificados de acordo com a composição química, microestrutura e propriedades mecânicas. Os dois primeiros fatores determinam o terceiro. É importante lembrar que somente a composição química não predetermina as propriedades, uma vez que o arranjo microestrutural de vários componentes tem influência secundária. Numerosas propriedades físicas e mecânicas podem ser

usadas para descrever fios ortodônticos. A intenção de qualquer lista destas propriedades é caracterizar parâmetros clínicos significantes. Portanto, limite de escoamento e módulo de elasticidade são importantes, não somente porque são propriedades básicas dos materiais, que podem ser medidas com procedimentos laboratoriais padronizados, mas também porque estão intimamente associados à propriedades do aparelho.<sup>12</sup>

<b>Aço inoxidável</b>	0,016
	0,018
	0,020
	0,016x0,022
	0,017 x 0,025
	0,018 x 0,025
<b>Beta- titânio</b>	0,016
	0,018
	0,020
	0,016x0,0122
	0,017 x 0,025
	0,018 x 0,025
<b>NiTi</b>	0,016
	0,018
	0,020
	0,016x0,0122
	0,017 x 0,025
	0,018 x 0,025
0,019 x 0,025	

**Obs:** Todas as medidas em polegadas

FIGURA 1 - Correlação da rigidez dos diversos fios ortodônticos, levando-se em consideração o material constituinte e a seção transversal (adaptado Ormco Corporation)<sup>11</sup>

A recuperação elástica ou flexibilidade máxima é relatada como a razão entre limite de escoamento e módulo de elasticidade ( $YS/E$ ). Valores altos de recuperação elástica permitem o aumento de ativação, o

que é sempre desejável, a menos que outras propriedades, tais como, formabilidade, sejam sacrificadas excessivamente. A magnitude de força liberada pelo aparelho é proporcional ao módulo de elasticidade por si só.

Segundo Lane & Nikolai,<sup>34</sup> 1980 para abaixar a razão entre carga e deflexão do aparelho, geralmente, confeccionados com fios de aço inoxidável utiliza-se os rompe forças (helicóides). Esses helicóides são desnecessários com os fios de titânio-molibdênio devido ao seu baixo módulo de elasticidade e alta capacidade de recuperação. Isto ajuda a simplificar o desenho do aparelho eliminando a necessidade de se colocar helicóides ou alças no fio. Além disso, como os fios de titânio-molibdênio não estão sujeitos a perdas apreciáveis das propriedades mecânicas pela soldagem a caldeamento dos acessórios, "stops", os ganchos e auxiliares colocados nestes fios aumentam a sua versatilidade.

Kusy & Greenberg,<sup>33</sup> 1981 recomendam uso seqüencial de arcos selecionados para utilizar otimamente as propriedades mecânicas dos constituintes das ligas metálicas. Os autores sugerem que para o alinhamento inicial dos dentes que requeiram movimentos dentários amplos o fio de nitinol 0,016' é melhor do que o fio trançado 0,0175', um fio de nitinol de 0,018' é melhor do que um fio redondo 0,014' de aço inoxidável e um fio quadrado de nitinol de 0,018' x 0,018' é superior a um fio redondo de 0,014' de aço inoxidável. O estágio intermediário de tratamento requer alças de fechamento, dobras em cumieira (gable) e acessórios. O fio de titânio-molibdênio é indicado nestes casos porque

apresenta maior módulo de resiliência do que as ligas convencionais, ou seja, apresenta maior armazenamento de energia do que as ligas de aço inoxidável. Em torção, nem mesmo o fio de nitinol mais espesso (0,021' x 0,025') ou o titânio-molibdênio (0,019' x 0,025') alcança a rigidez e a capacidade de forma do aço inoxidável ou do cobalto-cromo, sendo deste modo as ligas de escolha para a finalização do tratamento.

Walters et. al.,<sup>52</sup> 1981 afirmaram que a resistência à deflexão de um fio depende de seu módulo de elasticidade. Tal propriedade é de imediata relevância clínica e, com base nisso, diferentes fios podem ser comparados.

Yoshikawa et. al.,<sup>54</sup> 1981 afirmaram que o módulo de elasticidade em dobramento está intimamente relacionado com o módulo de elasticidade em tração. Sendo que, o módulo de elasticidade é uma propriedade básica do material e deve ser determinado por dados experimentais. Como já havia sido divulgado anteriormente, o módulo de elasticidade em tração é consideravelmente mais baixo do que até então a teoria afirmava. Também levantaram a hipótese de que o módulo de elasticidade em dobramento seria mais baixo do que os valores predeterminados. Por haver confusões a respeito dos cálculos do módulo de elasticidade em dobramento até aqui, nesse estudo, tiveram como objetivo determinar com exatidão o módulo de elasticidade em dobramento de fios ortodônticos de aço inoxidável, por meio de testes do tipo "cantilever", usando uma técnica analítica rigorosa. Concluíram que

esta técnica analítica permite obter valores do módulo de elasticidade, compatíveis e que não dependem da secção transversal, comprimento ou deflexão do fio.

Em 1981, Drake & Wayne<sup>17</sup> avaliaram as propriedades mecânicas de fios ortodônticos de ligas de aço inoxidável, níquel-titânio e titânio-molibdênio de três diferentes secções transversais, através de ensaios de tração, dobramento e torção. No ensaio de tração avaliaram limite de escoamento (YS), módulo de elasticidade (E) e recuperação elástica, sendo que esta recuperação elástica foi calculada pela razão entre YS/E. No ensaio de tração, o fio de titânio-molibdênio teve a maior recuperação elástica, enquanto que o fio de aço inoxidável teve a menor. O alto valor desta recuperação elástica indica maior capacidade para ativação clínica. No mesmo ensaio de dobramento e torção, o fio de níquel-titânio apresentou maior energia armazenada na mesma ativação, enquanto que o fio de aço inoxidável apresentou a menor.

Drake et. al.,<sup>18</sup> 1982 notaram que as alças de titânio-molibdênio liberam menos do que a metade da força de uma alça de aço inoxidável para ativações similares. Isto indica que a alça de TMA para fechamento de espaço aplica uma força mais fisiológica do que a alça de aço inoxidável. Uma outra implicação clínica é que os vetores de forças contra-produtivos gerados pelos fios de titânio-molibdênio podem ser neutralizados por uma força menor do que aquela requerida para um fio de aço inoxidável. Como uma das conseqüências, a força de ancoragem

extra-bucal requerida para o fio de aço inoxidável será maior do que aquela para o fio de titânio-molibdênio.

Os mesmos autores,<sup>18</sup> depois de estudarem as propriedades do aço inoxidável, nitinol e titânio-molibdênio em testes de tração, dobradura e torção, resumiram seus resultados como segue:

Em tração, o fio de aço inoxidável teve a menor elasticidade enquanto o titânio-molibdênio a maior. Em dobradura e torção, o fio de aço inoxidável apresentou a menor energia acumulada em um determinado momento, enquanto que o nitinol a maior, ainda em relação ao teste de dobradura e tração, o aço inoxidável apresentou a razão entre a carga e deflexão mais alta do que os fios de nitinol.

Para Burstone,<sup>10</sup> 1982, as ligas de titânio-molibdênio apresentam grande recuperação elástica, representada pela razão  $(YS/E)$ , que significa a função do limite elástico convencional pelo módulo de elasticidade  $(E)$  do material. Apresentam boa quantidade de carga armazenável o que resulta em força mais constante, seja por deflexão ou por torção, se comparadas às ligas de aço e de cromo-cobalto, implicando menos trocas de fio e menor frequência de ativação.

Em reportagem apresentada pela "American Dental Association"<sup>2</sup> 1982, encontrou-se que o fio ortodôntico de titânio-molibdênio, quando comparado ao fio de aço inoxidável e ao fio de cobalto-cromo-níquel, tem baixo módulo de elasticidade  $(E)$  e limite de escoamento  $(YS)$  não muito baixo. Isso resulta numa alta recuperação elástica que é proporcional à

razão entre limite de escoamento e módulo de elasticidade  $YS/E$ , como demonstra a Tabela 3.

Tabela 3 - Comparação das propriedades mecânicas das seguintes ligas: titânio-molibdênio, aço inoxidável e cobalto-cromo-níquel

<b>Fio / Propriedade</b>	<b>Módulo de elasticidade <math>E \times 10^{-3}</math> (MPa)</b>	<b>Limite de escoamento <math>YS</math> (MPa)</b>	<b><math>YS/E \times 10^{-2}</math></b>
<b>Titânio-molibdênio</b>	65	1172	1,8
<b>Aço inoxidável</b>	172	1896	1,1
<b>CoCrNi</b>	200	2200	1,1

Burstone & Goldberg,<sup>13</sup> 1983 em seu estudo sobre forças máximas e deflexões derivadas de aparelhos ortodônticos, apoiaram as hipóteses de que a maioria dos aparelhos ortodônticos são ativados numa amplitude onde ambos os componentes plástico e elástico ocorrem; portanto, o uso do limite de escoamento para o cálculo da magnitude de força pode conduzir a erros significantes na determinação de forças liberadas. Chamaram a atenção para o fato de ser muito difícil, clinicamente e experimentalmente, estabelecer um limite elástico definido, porque a transição de elástico para plástico é gradual e existe uma grande região através da qual as duas modalidades ocorrem simultaneamente.

Segundo Smith & Burstone,<sup>44</sup> 1984 a biomecânica ortodôntica usualmente se refere apenas a aplicações específicas de interesse dos clínicos ou a questões primárias de interesse dos pesquisadores. São

poucos os artigos que tentam explicar princípios biomecânicos por meio de procedimentos que pudessem dar ao ortodontista uma revisão a respeito da engenharia para que houvesse compreensão de conceitos básicos e suas aplicações de relevância clínica.

Parece ser unânime entre os autores, a afirmação sobre a necessidade de se conhecer muito bem as ligas metálicas ortodônticas, a mecânica de um aparelho ortodôntico e a biologia do movimento dentário para se alcançar o resultado desejado e planejado inicialmente.

Hazel et. al.,<sup>25</sup> 1984 relataram que a seleção do fio ortodôntico é geralmente baseada em impressões clínicas. Existe uma tendência em se relacionar força aplicada à quantidade de movimento dentário, conforto do paciente e tecido afetado. Entretanto, o profissional deveria estar apto a selecionar a liga ortodôntica com base na força exercida por ela e a variação desta, de acordo com a liga metálica utilizada.

De acordo com Phillips,<sup>39</sup> 1984 as ligas de titânio-molibdênio apresentam baixo módulo de elasticidade que permite a transmissão de forças pequenas mesmo com grandes flexões, podendo também, receber dobras de várias configurações. O tratamento térmico não é recomendado por alterar as propriedades da liga metálica. Estas ligas de titânio-molibdênio apresentam excelente resistência à corrosão.

Nikolai,<sup>37</sup> 1985 relatou a definição de mecânica como sendo o ramo da física clássica que descreve e prevê o repouso ou movimento de partículas sujeitas à aplicação de uma força. Para ele, a mecânica

ortodôntica não é fundamentalmente diferente deste conceito, uma vez que, forças de determinadas magnitudes, aplicadas aos dentes por um certo tempo, provocam deslocamento dos mesmos. A aplicação de princípios e procedimentos de engenharia na avaliação dos efeitos da atuação de um aparelho ortodôntico é de grande valia. A combinação de mecânica e biologia dento-facial se faz necessária para melhor compreensão da distribuição e transmissão de forças ortodônticas aos dentes e tecidos de suporte.

Em 1986, Asgharnia & Brantley<sup>6</sup> na tentativa de esclarecer o método mais apropriado para avaliar as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos comentaram o seguinte: como consequência do pensamento de que as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos são particularmente determinados por ensaios de dobramento, sendo que, esse padrão de deformação mais se aproxima da realidade clínica, a "American Dental Association"<sup>1</sup> - ADA especificou um ensaio de dobramento para avaliação de fios ortodônticos.

Os ensaios realizados em laboratórios pelos autores, mostraram que para fios de diâmetros de 0,030' ou maiores, as propriedades elásticas apresentam valores semelhantes para ensaios de tração e dobramento. Apesar do sucesso baseado na experiência, evidências sugerem que o ensaio proposto pela ADA, leva a graves erros nos resultados de valores de propriedades elásticas. Os valores para módulo de elasticidade e limite de escoamento em dobramento variaram

significativamente em função do braço da alavanca. Se ambas são propriedades básicas do material, e portanto, independem do tamanho do fio, tais variações são demonstrações de deficiências na aplicação do ensaio. Para fios de diâmetro 0,020' ou menor, os valores do módulo de elasticidade eram menores sob tração do que sob dobramento.

Porém, os autores<sup>6</sup> em suas experiências obtiveram tais resultados, exceto para fios de 0,040' de diâmetro, onde os valores do módulo de elasticidade para todas as ligas metálicas e tamanhos testados foram significativamente maiores em dobramento do que em tração, sendo que o mesmo ocorreu para limite de escoamento. Os resultados mostraram que os valores do módulo de elasticidade obtidos segundo a especificação da ADA, são satisfatórios somente para fios de maior diâmetro. São considerados corretos, no entanto, os valores obtidos à partir do ensaio de tração por estarem de acordo com trabalhos publicados na literatura científica.

Para os autores,<sup>6</sup> o problema pareceu estar associado com a natureza da carga em ambas as extremidades do fio. O modelo idealizado para dobramento puro, usado na equação para o cálculo do módulo de elasticidade, toma como constante em todo o braço da alavanca, um mesmo valor para o momento de dobradura, apesar de o mesmo variar de acordo com o local do braço da alavanca, sendo igual a zero em uma das extremidades. Quando a extremidade presa do fio gira durante o ensaio uma carga adicional é imposta ao mesmo. Como consequência, o braço

da alavanca, dobrado, desvia consideravelmente da configuração circular idealizada, definida por simples raio de curvatura. As diferenças entre os valores do módulo de elasticidade obtidos em dobramento e tração, estão relacionadas à função do comprimento do braço da alavanca, área de secção transversal, tratamento térmico e tipo de liga metálica, já que a forma ou curvatura do corpo-de-prova dobrado depende da flexibilidade elástica do material.

Quanto mais flexível o fio, maior será a diferença obtida entre os dois ensaios. Os valores para limite de escoamento são significativamente maiores sob dobramento, do que sob tração, devido à diferença na natureza dos dois tipos de deformação. Durante o dobramento, a superfície externa do fio inicialmente é submetida à deformação permanente, enquanto a porção remanescente ainda está no período elástico. Já durante o ensaio de tração, todo o fio sofre deformação permanente, de maneira uniforme.

O ensaio de tração forneceu valores aceitáveis de propriedades mecânicas para fios ortodônticos, independentemente da liga metálica, secção transversal e tratamento térmico. Como o presente estudo demonstrou falhas no ensaio de dobramento proposto pela ADA, os autores<sup>5</sup> afirmaram ser necessária uma reavaliação desse ensaio para determinar valores reais do módulo de elasticidade, independentemente do tipo de liga metálica, braço de alavanca, secção transversal e tratamento térmico.

Quintão,<sup>41</sup> 1987 realça a importância de se escolher corretamente um fio ortodôntico durante determinada fase do tratamento, devendo ser analisado conjuntamente os módulos de resiliência e de elasticidade. Encontrou ainda que existe grande variação do limite elástico, da resiliência e do módulo de elasticidade para os diversos tipos de fios correntemente utilizados em ortodontia.

Em 1989, Johnson & Lee<sup>28</sup> alertaram que a imensa quantidade de fios atualmente oferecidos ao ortodontista, torna a escolha do fio ideal um desafio e chamaram a atenção para a propriedade de rigidez como sendo uma das mais importantes características do fio a ser considerada. No presente estudo foram testados mecanicamente 196 fios mais comumente usados, incluindo-se o aço inoxidável, fio trançado de aço inoxidável, titânio-molibdênio e níquel-titânio. Obtiveram uma variedade de valores para rigidez, recomendando então que para cada situação clínica, é necessário em primeiro lugar, selecionar o fio em relação à sua rigidez e depois considerar outros elementos, tais como: tamanho ou secção transversal do fio, elasticidade e custo.

Segundo Kapila et. al.,<sup>29</sup> 1990 na revisão feita sobre ligas ortodônticas correntemente em uso, citaram suas propriedades mecânicas e aplicações clínicas. As propriedades mecânicas desses fios são obtidas, geralmente, pelos ensaios de tração, dobramento e torção. Apesar das características dos fios, determinadas por esses ensaios não refletirem totalmente os seus comportamentos sob as condições clínicas,

eles fornecem as bases para comparação. Devido ao grande espectro das propriedades dos fios ortodônticos, o seu uso pode ser melhor direcionado pela seleção de um tipo de fio adequado para uma situação clínica específica.

Sobre os fios de titânio-molibdênio os autores relataram que estas ligas metálicas podem sofrer deflexão quase duas vezes maior do que os fios de aço inoxidável sem deformações permanentes. Isto permite maior campo de ação e é ideal para o alinhamento inicial do dente. Os fios de titânio-molibdênio também liberam metade da quantidade de força se comparados aos fios de aço inoxidável; por exemplo, um fio de 0,018' x 0,025' de titânio-molibdênio libera aproximadamente a mesma força do que um fio de aço inoxidável 0,014' x 0,020' numa ativação de segunda ordem. A Primeira configuração tem uma vantagem adicional de preencher totalmente o braquete resultando em maior controle de torque do que o fio de aço inoxidável mais fino. A boa capacidade de forma dos fios de titânio-molibdênio permite que alças e "stops" sejam dobrados no fio.<sup>29</sup>

Com o objetivo de ajudar nesta escolha, Klump et. al.<sup>31</sup> em 1994, pesquisaram a proporção de energia avaliável para a movimentação dentária, relacionando rigidez e flexibilidade dadas pelo fio. Usaram fios de 0,016' de diâmetro de 3 tipos de ligas metálicas diferentes: aço inoxidável, cobalto-cromo-níquel e titânio, provenientes de 5 diferentes marcas. Os resultados obtidos permitiram evidenciar diferenças entre

vários tipos de fios ortodônticos, com respeito à energia armazenada e suas relações com rigidez ou flexibilidade do fio.

Os autores verificaram que as ligas de níquel-titânio são as que apresentam a mais baixa resistência à deflexão e a maior capacidade de armazenar carga, devendo ser utilizadas nas fases iniciais de alinhamento e nivelamento. Para a fase de retração dos incisivos, as ligas com maior resistência à deflexão, como as de aço inoxidável, são as preferidas. Para a finalização do tratamento, em que se requer refinamento dos detalhes, como corrigir angulações de dentes, torque e discrepâncias verticais, indicam as ligas de titânio-molibdênio, não descartando também as ligas de cromo-cobalto e as de aço inoxidável.

Burstone,<sup>11</sup> 1995 descreve os tipos de movimentos ocorridos com o uso da mola de titânio-molibdênio com secção transversal de 0,017' x 0,025', cuja configuração apresenta uma alça em T grupo B para retração em massa do segmento anterior e protração do posterior. Quando ativada em 6mm, a relação momento-força é de 6, com força de 341,1g, como mostra a Tabela 4. Para a correta utilização dessa mola é necessário pré-ativar suas extremidades, o que produzirá a ação de momento de uma força. Essas características clínicas estão intimamente relacionadas com as características químicas, microestruturais e mecânicas dos fios ortodônticos. Sendo assim, torna-se importante o conhecimento físico-químico e estrutural das ligas metálicas.

Tabela 4 - Valores de momento, força e relação momento/força para determinada quantidade de ativação da Mola T – grupo B (TMA 0,017”x0,025”) para retração em massa do segmento anterior e protração do segmento posterior<sup>11</sup>

$\Delta$ mm	M g-mm	$F_h$ g	M/ $F_h$ mm	$F_h/\Delta$ g
0,0	1179,5	0,0	-	-
0,5	1293,6	37,7	34,3	-
1,0	1375,1	64,6	21,3	53,9
1,5	1453,5	91,6	15,9	53,8
2,0	1528,0	118,7	12,9	54,3
2,5	1602,8	145,5	11,0	53,6
3,0	1678,4	173,1	9,7	55,1
3,5	1746,0	200,3	8,7	54,4
4,0	1822,5	227,0	8,0	53,6
4,5	1886,6	255,2	7,4	56,4
5,0	1953,2	283,0	6,9	55,6
5,5	2007,8	311,6	6,4	57,2
6,0	2056,6	341,1	6,0	59,0

A resistência à deflexão, segundo Burstone<sup>11</sup> 1995 altera-se sensivelmente em relação à secção transversal da liga. Assim, para um fio ou mola de secção transversal redonda, a resistência à deflexão responde diretamente à quarta potência do diâmetro dessa secção, ao passo que aos fios ou molas de secção retangular, ou quadrada, responde diretamente à terceira potência da altura. Dessa forma, reduzindo-se pela metade a altura da secção retangular ou quadrada do

fio, reduz-se em oito vezes a resistência à deflexão, enquanto diminuindo a largura também pela metade reduz-se essa grandeza em duas vezes.

Entretanto, esses mesmos autores lembram que, se uma dessas dimensões fosse radicalmente reduzida, levaria a um decréscimo importante na sua força elástica máxima, resultando em deformação permanente, mesmo após a aplicação de uma tensão leve.<sup>11</sup>

Segundo Interlandi<sup>27</sup> 1995, as ligas de titânio-molibdênio possuem ótima resistência à corrosão, devido à passivação do titânio. Essa liga aceita bem as dobraduras, para a confecção de molas, sem se fraturar e também, permite soldagens diretas. Apresenta módulo de elasticidade cerca de 40% do aço inoxidável e 35% da liga de cromo-cobalto-níquel. Clinicamente, pode-se dizer que a força aplicada ao dente será pouco mais de 1/3 em relação às ligas de aço ou de cromo-cobalto-níquel. Por outro lado, a liga de titânio-molibdênio permite abertura maior de alça, atingindo-se forças correspondentes às citadas ligas, e produzirá trabalho maior, com queda de força menor, ou seja, permite aplicar forças mais constantes, quer maiores ou menores.

Para Martins & Selaimen,<sup>35</sup> 1998, o aumento do arsenal de tipos de fios ortodônticos contribuem para o melhor e mais eficiente tratamento clínico dado ao paciente. A utilização de novas ligas metálicas e a observação das suas respectivas, indicações e limitações, reduz o número de arcos necessários no tratamento ortodôntico, tornando os procedimentos de nivelamento e alinhamento mais rápidos e consistentes,

e também, proporcionam o fechamento de espaços mais biológicos, pois as forças liberadas pelas ligas metálicas são leves, constantes e passíveis de controle pelo profissional.

A Figura 2 mostra a rigidez de diferentes ligas metálicas utilizadas como fios ortodônticos, sendo que, o domínio e o conhecimento dessa característica, possibilita a escolha mais adequada para cada situação clínica.

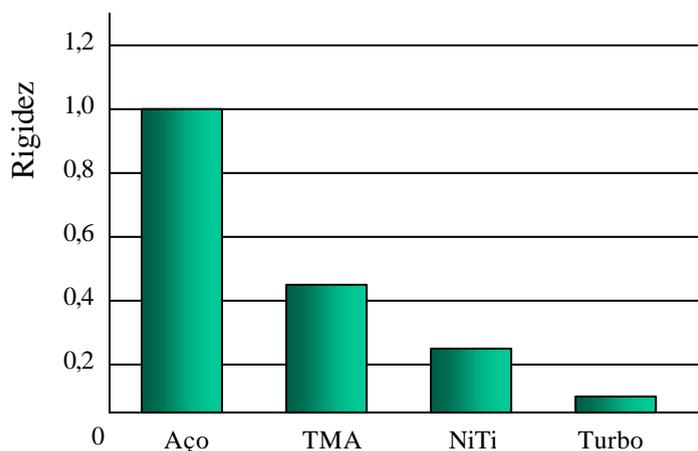


FIGURA 2 – Gráfico da rigidez de várias ligas metálicas que apresentam a mesma secção transversal<sup>35</sup>

Os fios de titânio-molibdênio têm sido empregados durante a fase intermediária do tratamento ortodôntico por apresentarem características estruturais e mecânicas que indiquem sua aplicação clínica na forma de molas para correção de giros, fechamento de espaços, correções radiculares, entre outras.

Recentemente, Hilgers,<sup>26</sup> 1998 citou a utilização dos fios de titânio –molibdênio como arcos de finalização por apresentarem duas vezes a elasticidade do fio de aço inoxidável. Os fios de titânio-molibdênio liberam forças contínuas e uniformes para uma movimentação mais biológica dos dentes.

### **3. Definições básicas**

Para se entender melhor os ensaios mecânicos realizados nessa pesquisa, alguns conceitos referentes a magnitudes obtidas nos ensaios de tração serão descritas abaixo:

#### **1. Ensaio de tração**

Os ensaios de tração são realizados para se determinar as propriedades mecânicas dos materiais. É considerado um ensaio padrão pois a maior parte dos ensaios mecânicos é variação deste ou, de alguma forma, se relaciona com ele.

Para se realizar o ensaio de tração é necessário fixar o corpo-de-prova numa máquina de ensaios mecânicos que aplique forças crescentes na direção do seu longo eixo, sendo medidas as deformações que ocorrem gradativamente. A carga aplicada é dada pela própria máquina de ensaio e o corpo é tracionado até a ruptura. O ensaio permite medir a variação da deformação em função da carga aplicada, que é fornecida sob forma de gráfico. Dessa forma, ao submeter-se um corpo-de-prova a ensaio de tração, é possível construir um gráfico tensão-deformação através das medidas obtidas a partir da carga e da deformação que crescem continuamente até o final do ensaio. No ensaio de tração, o material é alongado gradualmente, enquanto a tensão e a deformação são medidas em intervalos regulares. Tais medidas mostram

exatamente a quantidade deformada por determinada tensão. A facilidade de execução e a reprodutibilidade dos resultados fazem desse ensaio um dos mais importantes entre todos os ensaios mecânicos destrutivos.<sup>46</sup>

## 2. Gráfico tensão-deformação

De acordo com SOUZA<sup>46</sup> quando um corpo-de-prova metálico é submetido a um ensaio de tração, pode-se construir um gráfico tensão-deformação, através das medidas diretas de tensão e deformação que aumentaram continuamente até o final do ensaio. Neste gráfico a tensão é registrada no eixo das ordenadas e a deformação no eixo das abscissas. A forma geral da curva neste gráfico é semelhante para muitos metais.

No início do gráfico, verifica-se a linearidade da curva, onde o aumento da deformação é proporcional à carga aplicada de acordo com a Lei de Hooke.

A linearidade do gráfico termina num ponto P, indicado na Figura 3. Este ponto é denominado limite de elasticidade e definido como a maior tensão que o metal pode suportar sem deixar qualquer deformação permanente quando a tensão é retirada. Portanto, na parte PO da curva, o material está dentro da zona elástica, ou seja, além de obedecer a Lei de Hooke, caso a tensão aplicada seja aliviada em qualquer ponto dentro dessa zona, o descarregamento seguirá a mesma reta PO e para um

descarregamento total, o metal volta à origem no ponto O, sem apresentar qualquer deformação permanente.

Ao ser atingida uma tensão em que o material já não mais obedece à Lei de Hooke, isto é, a deformação não é proporcional à tensão, chega-se a um ponto chamado limite de proporcionalidade, sendo que alguns autores o colocam um pouco acima do limite de elasticidade e outros um pouco abaixo deste limite. Na verdade, estes dois pontos muitas vezes se confundem e torna-se muito difícil determiná-los com precisão, devido ao fato do desvio da linearidade ser sempre gradual e não se determinar precisamente um ponto para cada um destes limites citados. Terminada a zona elástica, além do ponto P, atinge-se a zona plástica, onde tensão e deformação não são relacionadas por uma constante de proporcionalidade. Havendo remoção da carga, o metal fica deformado permanentemente.

O início da plasticidade é verificado em vários metais e ligas dúcteis, principalmente no caso dos aços de baixo carbono, pelo fenômeno do escoamento. O escoamento, é um tipo de transição heterogênea e localizada, caracterizado por um aumento relativamente grande da deformação com variação pequena da tensão durante a sua maior parte. A tensão atingida durante o escoamento representada pelo ponto P na Figura 3,. denomina-se limite de escoamento.

Geralmente, não é possível determinar o limite de escoamento com precisão, por isso, na prática, pode-se tomar o limite internacionalmente

convencionado de 0,2% de deformação das ligas metálicas em geral para se obter a carga correspondente a esta deformação. É obtido a partir da porção reta do gráfico, tomando-se uma paralela a esta, que passe pelo valor convencionado de 0,2% no ponto em que tal paralela intercepta a curva. A obtenção deste ponto é importante, pois o valor do módulo de resiliência é obtido à partir do mesmo, de acordo com Thurow <sup>49</sup> 1982.

Terminado o escoamento, o metal entra na fase plástica e o ensaio prossegue até ser atingida uma tensão máxima suportada pelo metal, que caracteriza o final da zona plástica que é denominada limite de resistência, representado pelo ponto B na Figura 3. Após ser atingido o ponto B, o metal rompe-se.

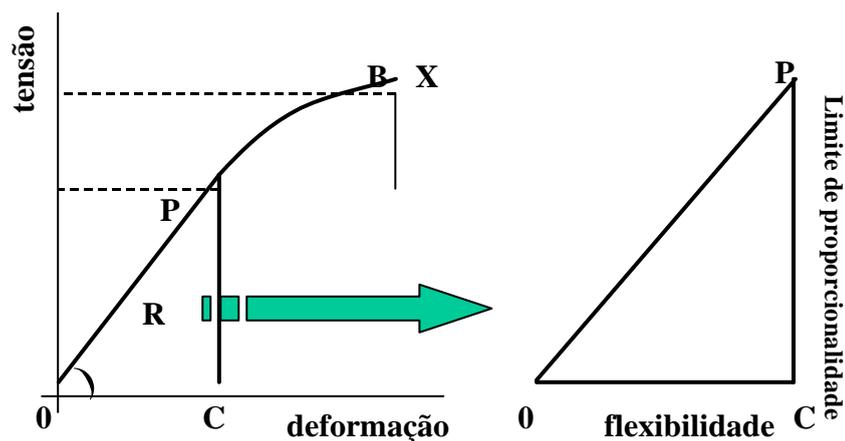


FIGURA 3 – Gráfico tensão-deformação - Módulo de resiliência igual a área sob a porção retilínea do gráfico (triângulo POC)

### 3. Tensão

Conceitua-se, genericamente, como a resistência interna de um corpo à força externa aplicada sobre o mesmo, dividindo-se a força por unidade de área encontra-se a tensão.<sup>46</sup> Por exemplo, uma força ou carga de distensão de 200N sobre um fio com área de secção transversal igual à 0,000002 m<sup>2</sup>, teremos: tensão =  $200/0,000002 = 100 \times 10^6 \text{ N/m}^2 = 100\text{MPa} = 100 \text{ meganewtons por metro quadrado (megaPascal = MPa)}$ .

A tensão pode ser definida conforme sua direção e magnitude. De acordo com a direção pode ser classificada como:

- Tensão de tração: ocorre a partir da aplicação de uma força que tende a distender ou alongar um corpo
- Tensão de compressão: a força tende a comprimir ou encurtar o corpo testado
- Tensão de cisalhamento: neste caso, a força aplicada sobre o material tende a resistir ao movimento de torção ou de deslizamento. As tensões desse tipo são resultadas de forças que agem paralelamente à superfície do objeto.

Quando se submete um material ao estiramento induz-se uma tensão complexa, ou seja, além da tração observada, pode-se verificar a tensão e a deformação de cisalhamento. O corpo-de-prova sofrerá uma diminuição na sua área transversal com o aumento da carga. Nesta fase o objeto torna-se mais fino e mais longo.

#### 4. Deformação

É a variação na dimensão do corpo submetido a tensão, comumente expresso por porcentagem. As deformações são divididas pelo comprimento inicial do corpo-de-prova obtendo-se as deformações unitárias. Por exemplo, se um fio de 10 cm de comprimento for tracionado 0,1 cm, sob a ação de uma carga, a deformação será a alteração em comprimento por unidade de comprimento, ou seja:  $\text{deformação} = 0,1/10 = 0,01 \text{ cm/cm}$ .<sup>36</sup>

A deformação pode ser elástica, plástica ou uma associação entre elas. A deformação elástica é reversível, desaparecendo após a remoção da tensão. Na deformação plástica ocorre um deslocamento permanente dos átomos no interior do material, sem retorno à origem após remoção da tensão.<sup>39,51</sup>

#### 5. Limite de Elasticidade

É denominado como a tensão máxima capaz de ser suportada por um material de modo que, removida a carga, o corpo-de-prova retorne às suas dimensões originais.<sup>39, 46, 51</sup> Limite de proporcionalidade é definido como sendo a tensão máxima suportada por uma estrutura, e até à qual as tensões sejam proporcionais às deformações respectivas. Limite de escoamento é definido como a tensão máxima, além da qual é possível o aparecimento de deformações permanentes, independente de aumento nas tensões.<sup>46, 47</sup>

Apesar desses termos, limite de elasticidade, limite de proporcionalidade e limite de escoamento, apresentarem definições distintas, suas magnitudes estão tão próximas entre si que para todos os fins práticos, esses termos podem ser usados com frequência, indiferentemente.

Neste estudo, limite de elasticidade, limite de proporcionalidade e limite de escoamento será padronizado em limite de escoamento.

## **6. Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young (E) - Rigidez**

O módulo de elasticidade é a medida da rigidez do material, quanto maior o módulo, menor será a deformação elástica resultante da aplicação de uma tensão e maior a rigidez o material. É determinado pelas forças de ligação entre os átomos de um metal e, como essas forças são constantes para cada estrutura do metal, o módulo de elasticidade é uma das propriedades mais constantes dos metais.<sup>46</sup>

Caso um valor qualquer da tensão, igual ou menor que o limite de proporcionalidade, seja dividido por sua deformação correspondente, encontra-se como resultado uma constante de proporcionalidade conhecida como módulo de elasticidade ou módulo de Young (**E**). Ver Figura 3.

$$E = \sigma/\epsilon$$

A unidade para o módulo de elasticidade é força por unidade de área (MPa ou Psi). Essa propriedade só se relaciona indiretamente com outras propriedades mecânicas.

### **7. Limite de resistência**

Pode ser definido como a tensão máxima que o fio suporta antes da ruptura, sendo que, o limite de resistência de um fio é aumentado no processo de trefilação ao se reduzir o diâmetro do mesmo.

### **8. Resiliência**

É a capacidade de um metal absorver e liberar a energia armazenada dentro da zona elástica. É medida através do módulo de resiliência que é a quantidade de energia armazenada em um corpo quando uma unidade de volume do mesmo sofre tensões correspondentes ao seu limite de proporcionalidade. Dividindo-se o quadrado do limite de proporcionalidade por duas vezes o módulo de elasticidade obtém-se o módulo de resiliência.

$$R = P^2/2E$$

P é igual ao limite de proporcionalidade que na prática, pode ser substituído por limite de escoamento ou limite de elasticidade. A resiliência é a área situada sob a porção retilínea do gráfico tensão-

deformação, formando um triângulo retângulo, onde a altura equivale ao limite de proporcionalidade, e a base equivale a flexibilidade máxima. Ver Figura 3.

Quanto maior o limite de proporcionalidade e menor o limite de elasticidade, maior será o módulo de resiliência. O limite de proporcionalidade é o que exerce maior influência sobre o módulo de resiliência. Um alto módulo de resiliência implica em grandes deformações elásticas. Portanto, a quantidade de energia absorvida por unidade de volume de um material, sem que este sofra deformação permanente é diretamente proporcional ao seu módulo de resiliência.

### **9. Flexibilidade**

É a propriedade apresentada por determinados corpos de serem passíveis de grandes deformações elásticas, quando sob a ação de tensões de magnitude relativamente pequena, a flexibilidade depende muito da forma da estrutura do material.<sup>48</sup> A flexibilidade máxima é definida como a deformação que o material sofre até seu limite de proporcionalidade, dividindo-se o limite de proporcionalidade pela flexibilidade máxima obtém-se o módulo de elasticidade.

$$YS = AC/OC$$

A flexibilidade máxima é inversamente proporcional ao limite de elasticidade, quanto menor for o módulo de elasticidade maior será a flexibilidade do fio.<sup>12, 25, 39, 51</sup>

## **10. Alongamento**

É a medida direta que um corpo-de-prova sofre no ensaio de tração. São definidas duas referências no corpo-de-prova que são medidas antes e depois do ensaio, sendo que a diferença entre as distâncias final e inicial fornece o alongamento.

Um alongamento grande indica que o material é dúctil, ao contrário, um pequeno alongamento indica que o material é capaz de sofrer apenas pequena deformação permanente antes da ruptura, sendo portanto frágil.

#### 4. Proposição

Este trabalho tem como objetivo:

1. Estudar o comportamento de fios de titânio-molibdênio, comercialmente conhecidos como TMA, de duas secções transversais, 0,017' x 0,025' e 0,032', de acordo com a caracterização química, metalúrgica e estudo das propriedades mecânicas.

2. Comparar as propriedades mecânicas dos fios estudados com as dos fios de aço inoxidável.

3. Fornecer subsídios para a melhor atuação dos fios de titânio-molibdênio na movimentação ortodôntica durante a aplicação clínica.

## 5. Experimental

### 5.1. Material

Para o desenvolvimento deste trabalho, utilizaram-se fios redondo e retangular de titânio-molibdênio, comercialmente conhecido como TMA - Ormco/ Sybron. Os fios redondos são de 0,032' e os retangulares são 0,017' x 0,025', como mostra a Figura 4.



FIGURA 4 - Fios de TMA redondo e retangular

### 5.2. Obtenção dos corpos-de-prova

Os fios de titânio-molibdênio - TMA foram dobrados, como mostra a Figura 5, e embutidos em resina acrílica de Poliester T-208 com catalizador Peroxol - G10, (Peróxido de metil etil cetona, PMEC), na

proporção de 10 mL de resina para 4 gotas de catalizador, e deixados 12 horas em repouso na temperatura ambiente para o endurecimento.

Em seguida esses corpos-de-prova, são submetidos ao procedimento de polimento mecânico com lixas d'água de granulação 500, 600 e 1000 e polimento com feltro embebido em alumina 0,3  $\mu\text{m}$ , na politriz elétrica de marca RATHENOW, modelo Montasupal. Após a lavagem dos corpos-de-prova com água destilada, álcool etílico e acetona, obtém-se a superfície plana e polida, pronta para ser submetida ao ataque químico, objetivando-se revelar a estrutura metalúrgica do fio. (Figuras 5 e 6).

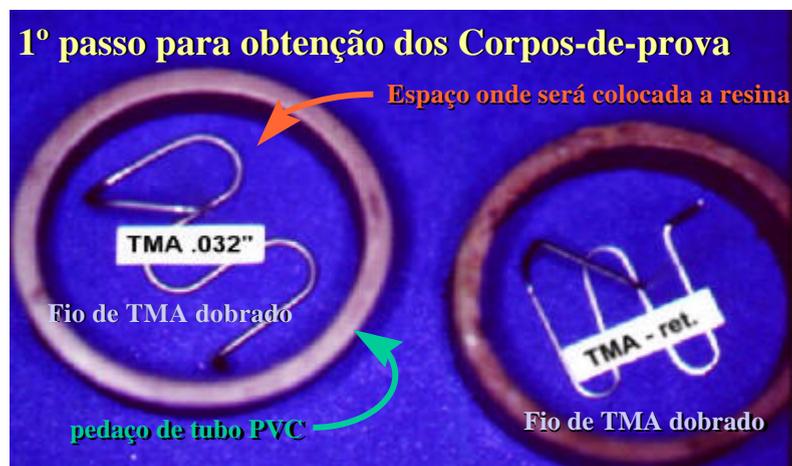


FIGURA 5 - Fios de TMA dobrados e preparados para o embutimento em resina.



FIGURA 6 - Corpos-de-prova dos fios de TMA

### 5.3. Métodos

#### 5.3.1 Análise química

Para se determinar a composição química da liga em estudo, o fio ortodôntico de beta-titânio, em forma de varetas e na condição de como recebido, foi enviado aos laboratórios do Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais - CCDM - UFSCAR. A análise da composição química da liga foi feita por espectrometria de emissão por plasma induzido (I.C.P.-AES); considerando-se que a análise da composição química de um dado material deve seguir rígidos critérios, a fim de evitar possíveis erros, que possam influir na caracterização de algumas propriedades do material em estudo, tais como, a resistência a corrosão e as propriedades mecânicas e físicas.

### 5.3.2 Análise metalográfica

O estudo da metalografia das microestruturas dos fios, na condição de comorecebidos, foi feito por microscopia óptica convencional e microscopia eletrônica de varredura. A fim de se evidenciar a estrutura metálica, submeteu-se os corpos-de-prova ao ataque ácido.

O ataque ácido dos corpos-de-prova foi realizado por meio de método químico no qual utilizou-se reagente de Kroll que é composto por: ácido fluorídrico 1-3 mL; ácido nítrico 2-6 mL e água para completar o volume em 1000 mL, mergulhou-se os corpos-de-prova na solução por aproximadamente 5 minutos, lavou-se com água destilada e após a secagem, estes foram submetidos a análise, utilizando-se microscopia óptica, que foi realizada em um microscópio óptico da Carl Zeiss Jena, modelo Neophot 30, com uma câmara fotográfica acoplada, de igual procedência. Este exame foi realizado no Departamento de Físico-Química do Instituto de Química de Araraquara - UNESP.

Para um melhor detalhamento da estrutura metálica da amostra e complementação da análise feita ao microscópio óptico, realizou-se a microscopia eletrônica de varredura – MEV num microscópio JEOL-JSM, modelo T-330 A, equipado com microsonda que permite a análise por espectroscopia por dispersão de energia de raios X – EDX e mapeamento elementar – MAPA. Esse exame, também foi realizado no Instituto de Química de Araraquara – UNESP.

### **5.3.3 Propriedades mecânicas**

Os ensaios de propriedades mecânicas informam sobre os esforços que os metais podem suportar, sendo de grande valia no estudo de fios ortodônticos.

Para este trabalho, dedicou-se atenção especial aos ensaios de tração, análise da fratura e ensaio de dureza.

#### **5.3.3.1 Ensaio de tração**

Os ensaios de tração foram realizados utilizando-se um equipamento de ensaios mecânicos "Material Test System" - MST 810 (Figura 7) e a análise de dados foi feita utilizando-se um programa de computador especializado Test Star II, acoplado ao sistema. A célula de cargas utilizada tem a capacidade máxima de 100 kN, sendo que a velocidade do atuador foi de 2,0 mm/min.

Para a realização dos ensaios de tração, os fios ortodônticos, com comprimento inicial de 11cm, foram adaptados à uma garra hidráulica, especialmente projetada e adaptada para esse ensaio. Tomou-se o cuidado para não esmagar os corpos-de-prova durante a realização do mesmo. (Figuras 8 e 9).

Foram selecionados 10 ensaios para cada tipo de fio metálico, sendo descartadas as amostras prejudicadas pelo

esmagamento, deslize provocado pelas garras hidráulicas ou quando o rompimento do fio não ocorresse na região que se situa entre as garras. Os resultados foram fornecidos em forma de gráficos e tabelas, onde pode-se retirar dados como: limite máximo (MPa), carga máxima (MPa), tensão de ruptura (MPa) e alongamento (mm).

FIGURA 7 - MTS – Equipamento de ensaios mecânicos

FIGURA 8 - Dispositivo pronto para o ensaio de tração

FIGURA 9 - Garra adaptada com fio em posição

### **5.3.3.2 Análise da fratura**

Após os ensaios de tração foi efetuada a análise qualitativa da fratura dos corpos-de-prova, sendo que o estudo foi feito com auxílio da técnica de microscopia eletrônica de varredura – MEV, utilizando-se um microscópio modelo LEO 440 (LEICA – ZEISS) do Departamento de Físico-Química do Instituto de Química de São Carlos – USP, com aplicação da técnica de análise de espectroscopia por dispersão de energia de raios X – EDX.

### **5.3.3.3 Ensaio de dureza**

Para a realização desta etapa do trabalho de pesquisa, utilizou-se o método de micro-dureza Vickers. Neste ensaio, o penetrador é uma pirâmide de diamante de base quadrada, com um ângulo de  $136^\circ$  entre as faces opostas. Sob ação de uma carga de 500gf, o penetrador entra em contato com a superfície plana e polida da amostra de TMA, deixando a impressão da pirâmide. Em seguida, mede-se a diagonal da pirâmide com aparelhos de alta precisão, munidos de microscópio.

Foi realizada uma série de 20 medidas em cada corpo-de-prova, sendo 10 medidas no fio reto e 10 medidas no fio dobrado.

Todas as medidas de dureza deste trabalho foram feitas num microdurímetro Micromet-2003 – Buehler. Essas medidas foram feitas em diversas regiões das amostras, tomando-se uma média que represente, estatisticamente, o valor da dureza.

#### **5.4 Tratamento estatístico**

Os dados obtidos para o presente trabalho quanto às medidas de carga máxima (N), limite máximo (MPa), tensão de ruptura (MPa) e alongamento (mm) são apresentados em tabelas e gráficos para uma melhor visualização. Utilizou-se o intervalo de confiança (limites inferiores e superiores) para a comparação entre as médias dos fios estudado com os fios de aço inoxidável, adotando-se o nível de significância de 5% de probabilidade ( $p < 0,05$ ). A regra de decisão, com os intervalos de confiança, foi estabelecido por: se dois ou mais intervalos possuírem pontos em comum, a respectiva média será estatisticamente igual, caso contrário, se não possuírem pontos em comum as respectivas médias são estatisticamente diferentes.

## 6. Resultado e discussão

### 6.1 Análise química

A análise da composição química de fios ortodônticos permite classificar o tipo de liga metálica utilizada, além de, antecipar os estudos que visam definir e correlacionar as propriedades mecânicas de diferentes fios.

A Tabela 5 apresenta a composição química das ligas metálicas de TMA analisadas no CCDM – UFSCAR como também, mostra os valores encontrados na literatura científica.<sup>22</sup>

Tabela 5 – Composição química da liga de TMA, de secções transversais redonda e retangular (% m/m)

Elementos:	Mo	Sn	Zr	Fe	Ti
CCDM	11,9	4,59	5,97	0,03	balanço
Goldberg e Burstone <sup>22</sup>	11	4	6	-	79

A caracterização química dos fios de TMA foi relatada na literatura em 1979 por Goldberg e Burstone<sup>22</sup> e desde então possuía apenas um fabricante e um fornecedor no mundo todo devido a patente da Ormco Corporation que expirou o seu prazo de validade em 1999 e conseqüentemente caindo em domínio público. Como os lotes de fios de TMA comercializados não apresentam a composição química este

estudo procurou analisá-los e constatou-se que essas ligas realmente apresentam a composição química descrita anteriormente na literatura. É importante observar que a composição original não apresenta o elemento ferro que foi encontrado na análise realizada neste estudo. Isto significa que esse elemento pode ser considerado uma impureza do fio e quanto maior essa incorporação mais poderá comprometer a sua qualidade e as propriedades mecânicas.

Pelo fato de apresentarem o elemento ferro em quantidade desprezível, são consideradas ligas metálicas não-ferrosas, enquanto que o aço inoxidável, por ter, em sua composição química elevada quantidade de ferro, é considerado liga metálica ferrosa.<sup>45</sup>

Em estudo realizado por Miyamoto<sup>36</sup> em sua tese sobre fios ortodônticos de aço inoxidável, encontrou-se que os fios nacionais pertencem ao aço inoxidável austenítico, série 302. Enquanto que o fio americano se enquadrava na série 304, como pode ser observado nas Tabelas 6 e 7.

Tabela 6 - Composição química dos fios de aço inoxidável (% em peso)<sup>36</sup>

Fios	C	Mn	Si	P	S	Cr	Ni
A	0,09	0,52	0,28	0,03	0,004	18,0	7,7
B	0,10	1,5	0,36	0,04	0,023	17,9	8,0
C	0,10	1,3	0,39	0,02	0,015	17,5	8,2
D	0,07	0,62	0,35	0,02	0,004	17,9	7,8

A – DENTAL MORELLI; B – JOMAG; C – TECNIDENT; D - ORMCO

Tabela 7 – Composição química de aços inoxidáveis austeníticos 302 e 304 segundo “American Iron and Steel Institute” (AISI) <sup>36</sup>

Série	C	Mn	Si	P	S	Cr	Ni
302	0,15	2,00	1,00	0,045	0,030	17-19	8-10
304	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	18-20	8-10,5

Os resultados encontrados nesta análise química estão de acordo com aqueles apresentados na literatura científica.<sup>22</sup>

## 6.2 Análise metalográfica

A Metalografia, um dos principais ramos da metalurgia física, estuda a constituição e a estrutura metalúrgica dos metais, suas ligas e produtos metálicos e seu relacionamento com as propriedades mecânicas, físicas, químicas e processo de fabricação.<sup>16</sup>

O desenvolvimento da metalografia, no decurso deste século, acompanhou o da microscopia óptica, que, atualmente, está crescendo em importância, pois se tornou um conhecido ponto de referência para a avançada microscopia eletrônica de varredura e de transmissão.

Além da composição química, as microestruturas metálicas são fator importante para a determinação das propriedades mecânicas requeridas na clínica ortodôntica.<sup>14, 32, 50</sup>

A observação das microestruturas metálicas sob aumentos convenientes é de importância considerável tanto para estudantes,

engenheiros, como para os pesquisadores, É necessário ressaltar que além da composição química, as microestruturas dos fios são importantes para se manter ótimas as propriedades mecânicas e físicas na aplicação clínica.<sup>7,12, 21, 32, 49</sup>

Tais estruturas podem ser observadas através da microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura.

### **6.2.1 Microscopia óptica**

A microscopia óptica é importante aliado para se caracterizar um material, uma vez que, a observação das microestruturas metálicas sob aumentos convenientes mostra as regiões que deverão ser analisadas em grandes aumentos, ou seja, a microscopia óptica apresenta pontos de referência para a avançada microscopia eletrônica de varredura e de transmissão.

A Figura 10 mostra as regiões do corpo-de-prova que foram analisadas tanto na microscopia óptica quanto na microscopia eletrônica de varredura.

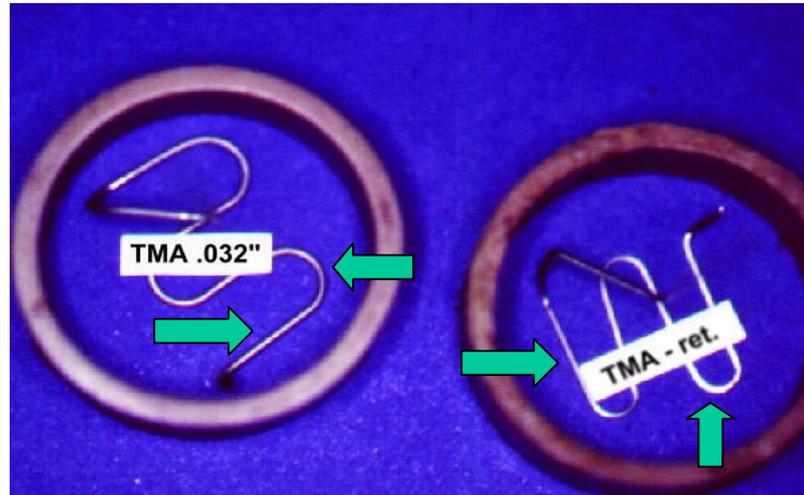


FIGURA 10 - Regiões do corpo-de-prova analisadas pela microscopia óptica e eletrônica de varredura

As Figuras 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17 e 18 apresentam a microscopia óptica das superfícies das ligas de TMA, sendo que, o detalhamento da análise metalográfica será complementado por meio da microscopia eletrônica de varredura - MEV, com aplicação da técnica de Energia Dispersiva de raios X e Mapeamento Elementar.

As Figuras 11 e 12 mostram a análise da secção longitudinal do fio de TMA 0,032' com aumento de 200 vezes, sem ataque ácido e atacado com solução de Kroll, respectivamente.

FIGURA 11 - Fio de TMA redondo 0,032' secção longitudinal  
sem ataque ácido - aumento: 200 x

FIGURA 12 - Fio de TMA redondo 0,032' secção longitudinal  
ataque com solução de Kroll - aumento 200 x

As Figuras 13 e 14 apresentam a secção transversal dos fios de TMA 0,032' vistos com aumento de 200 vezes, sem e com ataque ácido, respectivamente.

FIGURA 13 - Fio de TMA redondo 032' secção transversal  
sem ataque ácido - aumento 200 x

FIGURA 14 - Fio de TMA redondo 0,032' secção transversal  
ataque com solução de Kroll - aumento 200 x

As Figuras 15 e 16 mostram a secção longitudinal dos fios de TMA 0,017' x 0,025', vistos com aumento de 200 vezes sem ataque e com ataque ácido, respectivamente.

FIGURA 15 - Fio de TMA retangular 0,017' x 0,025' secção longitudinal, sem ataque ácido - aumento 200 x

FIGURA 16 - Fio de TMA retangular 0,017' x 0,025' secção transversal ataque com solução de Kroll - aumento 200 x

As figuras 17 e 18 apresentam a secção longitudinal dobrada do fio de TMA 0,017' x 0,025', com ataque ácido realizado com solução de Kroll, vista com aumento de 200 vezes.

FIGURA 17 - Fio de TMA retangular 0,017' x 0,025' secção longitudinal dobrada ataque com solução de Kroll - aumento 200 x

FIGURA 18 - Fio de TMA retangular 0,017' x 0,025' secção longitudinal dobrada ataque com solução de Kroll - aumento 200 x

Os fios ortodônticos são obtidos por trefilação a partir de um lingote fundido. Nesse processo, os grãos cristalinos alongam-se, chegando a uma estrutura fibrilar. Esse ato de deformar os metais chama-se trabalho mecânico e quando os grãos estão deformados diz-se que o metal sofreu encruamento.<sup>27</sup>

A microscopia óptica das microestruturas dos fios estudados, na condição de como recebidos, mostra uma série de linhas de deformações paralelas, com orientação direcional da estrutura no sentido da trefilação, indicando um alongamento dessas estruturas durante o processo de fabricação. Tais características podem ser observadas com maior nitidez na Figura 18, uma vez que, a estrutura metálica acompanha a curvatura realizada no fio, confirmando ser esta uma característica particular de estrutura trabalhada.

Segundo vários autores,<sup>7, 21, 32, 36, 43</sup> ao se submeter fios de aço inoxidável ao exame metalográfico, observou-se uma série de linhas paralelas na direção da trefilação, sendo isso uma consequência do estiramento dos grãos em forma de fibras entrelaçadas.

As propriedades mecânicas dos metais, como a dureza, o limite de proporcionalidade e a resistência máxima, aumentam consideravelmente com o trabalho mecânico.<sup>27, 39</sup> Essa é uma grande vantagem conferida aos fios ortodônticos durante a sua fabricação.<sup>27</sup>

Brantney & Myers<sup>7</sup> e Kohl,<sup>32</sup> relataram que essas estruturas são essenciais para o fio ortodôntico manter suas propriedades mecânicas adequadas no uso clínico.

Por outro lado, o encruamento diminui o alongamento e isso, não é tão vantajoso, pois o dobramento de fios torna-se mais crítico.<sup>27</sup>

De acordo com Interlandi<sup>27</sup> durante o trabalho mecânico são introduzidas tensões em alto grau que podem levar o fio à ruptura no prosseguimento da deformação. Para liberar essas tensões, o metal é submetido a certa temperatura por determinado tempo, esse tratamento é chamado de recozimento.

Se o recozimento for conduzido a temperaturas elevadas, ocorre a recristalização, ou seja, os grãos cristalinos que estavam alongados, voltam à estrutura inicial. Conseqüentemente, as propriedades mecânicas ficam comprometidas e inadequadas para fins ortodônticos.

Portanto, ao se utilizar soldagens deve-se dispor de atenção especial ao super aquecimento dos fios que implicam na recristalização e conseqüentemente na destruição das propriedades mecânicas desejáveis.

### **6.2.2 Microscopia eletrônica de varredura com EDX e mapeamento elementar**

Para um melhor detalhamento da estrutura metálica da amostra e complementação da análise feita ao microscópio óptico, realizou-se a microscopia eletrônica de varredura – MEV, o EDX e o mapeamento elementar.

A microscopia eletrônica de varredura foi realizada nos fios ortodônticos de TMA de secção transversal redonda e retangular, sendo analisadas as regiões reta e dobrada do corpo-de-prova como mostra a Figura 9.

Utilizando-se a técnica de análise por espectroscopia por dispersão de energia de raios X - EDX e o mapeamento elementar, tornou-se possível verificar a presença e distribuição dos elementos na referida liga metálica, confirmando-se os resultados obtidos na análise química.

As Figuras 19 e 20 mostram as fotomicrografias das amostras de TMA, 0,032' e 0,017' x 0,025' respectivamente, vistas em MEV com aumento de 500 vezes. Pode-se observar que os riscos brancos presentes nas amostras representam a estrutura alinhada no sentido da trefilação, mostrando com maior detalhe o que já foi visto na microscopia óptica.

FIGURA 19 - MEV - TMA redondo 0,032' secção longitudinal -  
aumento: 500 x

FIGURA 20 - MEV - TMA retangular 0,017' x 0,025' secção  
longitudinal - aumento: 500 x

A Figura 21 apresenta a análise por espectroscopia por dispersão de energia de raios X - EDX. Este gráfico apresenta uma análise qualitativa e semi-quantitativa dos elementos presentes na amostra. É com base nesta análise e na análise química que se saberá quais os elementos que serão mapeados. Observa-se que o titânio é o elemento com maior pico, sendo, portanto, o elemento de balanço da liga, os demais elementos apresentam-se em menor quantidade, confirmando-se os resultados obtidos na análise química. Observa-se também, a presença do elemento alumínio, porém, este não se refere a liga estudada e sim à placa em que a amostra é fixada para a realização do estudo.

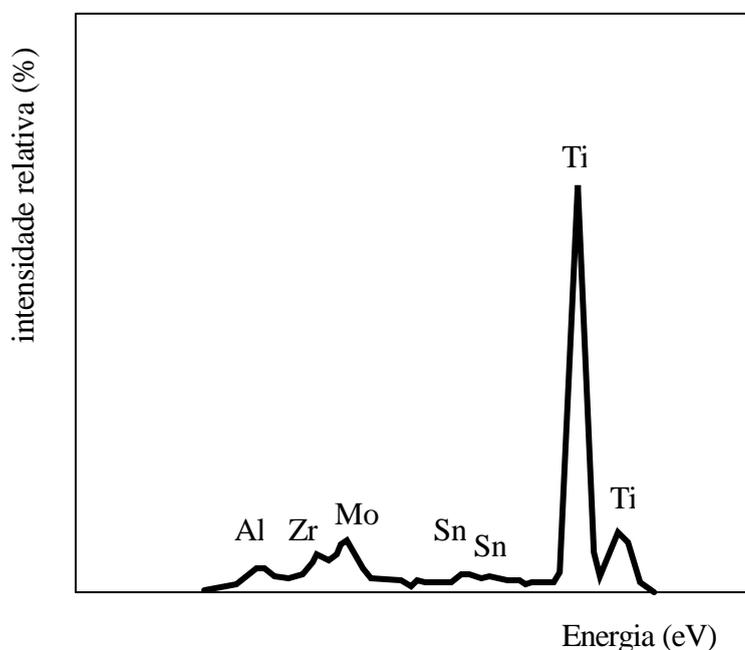


FIGURA 21 - Espectro de Energia Dispersiva para o fio de TMA

Nas Figuras 22 e 23 observa-se o mapeamento do elemento Titânio que é representado pelos pontos brancos. Nota-se a distribuição homogênea e a elevada quantidade deste metal na referida liga.

FIGURA 22 - MEV – TMA redondo 0,032' - secção longitudinal - mapeamento do elemento Ti - aumento: 500 x

FIGURA 23 - MEV - TMA retangular 0,017' x 0,025' - secção longitudinal - mapeamento do elemento Ti - aumento: 500 x

Nas Figuras 24 e 25 observa-se o mapeamento do elemento Molibdênio que se apresenta bem distribuído na liga metálica, porém em menor quantidade do que o titânio.

FIGURA 24 - MEV - TMA redondo 0,032' - secção longitudinal - mapeamento do elemento Mo - aumento: 500 x -

FIGURA 25 - MEV - TMA retangular 0,017' x 0,025' - secção longitudinal - mapeamento do elemento Mo - aumento: 500 x

Nas Figuras 26 e 27 observa-se o mapeamento do elemento Zircônio que está, igualmente, bem distribuído na liga metálica estudada.

FIGURA 26 - MEV - TMA redondo 0,032' - secção longitudinal - mapeamento do elemento Zr - aumento: 500 x

FIGURA 27 - MEV - TMA retangular 0,017' x 0,025' - secção longitudinal - mapeamento do elemento Zr - aumento: 500 x

Nas Figuras 28 e 29 observa-se o mapeamento do elemento Estanho que segue as mesmas características de distribuição dos outros metais porém em menor quantidade.

FIGURA 28. - MEV - TMA redondo 0,032' - secção longitudinal - mapeamento do elemento Sn - aumento: 500 x -

FIGURA 29 - MEV - TMA retangular 0,017' x 0,025' - secção longitudinal - mapeamento do elemento Sn - aumento: 500 x

Analisando-se todos os mapeamentos observam-se diferentes quantidades dos metais presentes na amostra, assim como, a distribuição homogênea dos elementos encontrados na liga de TMA, tanto para fio retangular quanto para fio redondo.

### **6.3 Propriedades mecânicas**

A transformação mecânica dos metais é um campo muito importante dentro de técnicas de fabricação de peças metálicas e que se refere à mudança de forma e de dimensões de metais através de aplicações de esforços mecânicos externos.

A determinação das propriedades mecânicas de um material metálico é realizada por meio de vários ensaios, tais como: ensaios de tração, ensaios de dobramento, análise da fratura, ensaios de dureza, etc.

A escolha dos ensaios mecânicos mais interessantes ou mais adequados para cada peça metálica depende da finalidade do material, dos tipos de esforços que esse sofrerá e das propriedades mecânicas que pretende medir. Quando se trata de fios ortodônticos, é de suma importância o conhecimento do módulo de elasticidade, módulo de resistência à tração e módulo de resiliência para que o dentista possa melhor escolher as ligas metálicas que serão aplicadas clinicamente.

Para a determinação das propriedades mecânicas dos fios estudados, foram realizados vários ensaios: ensaio de tração, análise da fratura e ensaio de dureza.

### **6.3.1 Ensaio de tração**

O ensaio de tração, geralmente, fornece uma boa medida da capacidade relativa dos metais para resistir estaticamente às tensões quando aplicadas em temperaturas moderadas. Dessa forma, o ensaio de tração para um metal é particularmente útil para fabricação de fios ortodônticos.

Esse ensaio é considerado padrão e simples, sendo um dos ensaios mais antigos, é através dele que se pode analisar e comparar as propriedades mecânicas dos metais e suas ligas<sup>48</sup>. Para a Ortodontia, tem especial importância, pois os fios utilizados para movimentação dos dentes estão constantemente submetidos a forças de tração, compressão, torção, ou uma combinação entre esses tipos de esforços.

Com a obtenção dos corpos-de-prova, procedeu-se os ensaios de tração para a liga de TMA, determinando os seguintes parâmetros: carga máxima, limite máximo, alongamento de ruptura e tensão de ruptura.

Os resultados obtidos nos ensaios de tração foram apresentados em forma de gráficos e tabelas. Esses resultados foram

comparados aos fios de aço inoxidável, uma vez que, esses fios de aço e suas propriedades são utilizados como padrão para os estudos de outras ligas ortodônticas.

As Tabelas de 8 a 11 apresentam valores relacionados a carga máxima (N); alongamento de ruptura (mm); tensão de ruptura (MPa) e a limite máximo (MPa). Ao analisar os resultados das tabelas verifica-se que os materiais estudados apresentam boa qualidade e que os dados são consistentes, uma vez que, os desvios padrão são baixos.

As Tabelas 6 e 8 apresentam os dados provenientes dos ensaios de tração dos fios ortodônticos TMA, e as tabelas 7 e 9 apresentam os dados provenientes dos ensaios de tração dos fios de aço inoxidável.

Tabela 8 - Resultados obtidos no Ensaio de Tração – TMA 0,017' x 0,025'

<b>Fio TMA 0,017"x0,025</b>	<b>Carga máxima (N)</b>	<b>Alongamento de ruptura (mm)</b>	<b>Tensão de ruptura (MPa)</b>	<b>Limite máximo (MPa)</b>
1	400	3,9	1478,3	1478
2	400	3,4	1477,0	1477
3	401	3,7	1479,6	1480
4	404	4,2	1492,3	1492
5	402	3,9	1484,6	1485
6	380	3,8	1403,2	1403
7	401	3,9	1480,8	1481
8	402	4,0	1482,1	1482
9	405	3,6	1494,8	1495
10	408	4,0	1507,6	1508
<b>média</b>	<b>400</b>	<b>3,8</b>	<b>1478,0</b>	<b>1478</b>
mínimo	380	3,4	1403,2	1403
máximo	408	4,2	1507,6	1508
desvio padrão	8	0,2	27,9	28

Tabela 9 - Resultados obtidos no Ensaio de Tração – Aço 0,017' x 0,025'

Fio de aço 0,017'x0,025'	Carga máxima (N)	Alongamento de ruptura (mm)	Tensão de ruptura (MPa)	Limite máximo (MPa)
1	603	2,7	2225,4	2225
2	610	2,8	2253,4	2253
3	618	2,8	2282,6	2283
4	601	2,3	2217,7	2218
5	601	2,6	2217,7	2218
6	624	3,0	2304,3	2304
7	621	2,7	2292,8	2293
8	600	2,3	2215,2	2215
9	608	2,8	2245,7	2247
10	601	2,3	2217,7	2218
<b>média</b>	<b>609</b>	<b>2,6</b>	<b>2247,3</b>	<b>2247</b>
mínimo	600	2,3	2215,2	2215
máximo	624	3,0	2304,3	2304
desvio padrão	9	0,2	34,5	35

Comparando-se os resultados das Tabelas 10 e 11 que fornecem dados dos ensaios de tração realizados nos fios de TMA 0,017' x 0,025' e Aço Inoxidável 0,017' x 0,025' respectivamente pode-se dizer que, o fio de aço suporta carga máxima maior (média de 609 N) do que o fio de TMA (média de 400 N). Entretanto, o alongamento do fio de TMA é maior (média de 3,8 mm) do que o alongamento do fio de aço que é em média de 2,6 mm. Isto significa provavelmente que, na prática clínica, os fios de TMA estão mais indicados as atividades que requeiram liberação

de forças para movimentação ortodôntica e que os fios de aço devem ser usados para estabilidade ou ancoragem no tratamento.

Tabela 10 - Resultados obtidos no Ensaio de Tração – TMA 0,032'

<b>Fio TMA 0,032'</b>	<b>Carga máxima (N)</b>	<b>Alongamento de ruptura (mm)</b>	<b>Tensão de ruptura (MPa)</b>	<b>Limite máximo (MPa)</b>
1	700	5,4	1358,6	1359
2	701	4,8	1359,9	1360
3	750	5,2	1455,6	1456
4	750	5,7	1455,6	1456
5	721	4,6	1400,1	1400
6	728	5,3	1412,8	1413
7	750	5,4	1453,6	1456
8	755	5,1	1465,6	1466
9	707	5,0	1371,3	1371
10	720	4,8	1396,7	1397
<b>média</b>	<b>728</b>	<b>5,1</b>	<b>1413,0</b>	<b>1413</b>
mínimo	700	4,6	1358,6	1359
máximo	755	5,7	1465,6	1466
desvio padrão	22	0,3	42,2	42

Tabela 11 - Resultados obtidos no Ensaio de Tração – Aço 0,032'

Fio de aço 0,032'	Carga máxima (N)	Alongamento de ruptura (mm)	Tensão de ruptura (MPa)	Limite máximo (MPa)
1	1012	4,2	1964,1	1964
2	1003	3,7	1946,0	1946
3	1005	3,8	1950,7	1951
4	1005	3,6	1950,7	1951
5	1006	4,2	1952,1	1952
6	1000	3,4	1940,7	1941
7	1007	3,8	1953,4	1953
8	1011	3,8	1962,8	1963
9	1018	4,0	1975,5	1975
10	1003	4,0	1946,0	1946
<b>média</b>	<b>1007</b>	<b>3,8</b>	<b>1954,2</b>	<b>1954</b>
mínimo	1000	3,4	1940,7	1941
máximo	1018	4,2	1975,5	1975
desvio padrão	5	0,3	10,4	10

Observando-se os dados das Tabelas 10 e 11 nota-se que o comportamento dos fios estudados seguem o mesmo padrão de comparação das Tabelas 8 e 9, o que era esperado, pois as ligas metálicas são as mesmas, alterando-se apenas a espessura dos fios. Neste caso, os fios de TMA e aço são de 0,032'.

Com a finalidade de analisar estatisticamente os resultados obtidos nos ensaios mecânicos para os diversos fios, construiu-se uma tabela com todas as informações obtidas nessa fase do estudo.

A Tabela 12 mostra os dados estatísticos provenientes dos ensaios de tração e dureza.

Tabela 12 – Resultados estatísticos de ensaio de tração: Carga máxima (N), alongamento (mm), Tensão de ruptura (MPa), Limite máximo (MPa) e dureza (vickers) para os fios de TMA e aço

	FIO	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Intervalo de confiança (95%)	
						Limite Inferior	Limite Superior
Carga Máxima	TMA retangular	400,30	7,56	380	408	394,89	405,71
	Aço retangular	608,70	9,19	600	624	602,13	615,27
	TMA redondo	728,20	21,72	700	755	712,66	743,74
	Aço redondo	1007,00	5,29	1000	1018	1003,21	1010,79
Alongamento de ruptura	TMA retangular	3,840	,227	3,4	4,2	3,678	4,002
	Aço retangular	2,650	,264	2,3	3,0	2,461	2,839
	TMA redondo	5,130	,337	4,6	5,7	4,889	5,371
	Aço redondo	3,850	,255	3,4	4,2	3,668	4,032
Tensão de ruptura	TMA retangular	1478,030	27,948	1403,2	1507,6	1458,037	1498,023
	Aço retangular	2247,246	34,551	2215,12	2304,3	2222,529	2271,963
	TMA redondo	1412,980	42,157	1358,6	1465,6	1382,823	1443,137
	Aço redondo	1954,200	10,392	1940,7	1975,5	1946,766	1961,634
Limite máximo	TMA retangular	1478,10	28,07	1403	1508	1458,02	1498,18
	Aço retangular	2247,25	34,55	2215	2304	2222,53	2271,97
	TMA redondo	1413,40	42,52	1359	1466	1382,99	1443,81
	Aço redondo	1954,20	10,23	1941	1975	1946,88	1961,52
Dureza - fio reto	TMA retangular	427,160	5,874	416,1	436,2	422,958	431,362
	Aço retangular	566,800	6,194	559,7	580,9	562,369	571,231
	TMA redondo	413,560	9,317	399,0	427,8	406,895	420,225
	Aço redondo	492,800	4,410	483,3	499,1	489,645	495,955
Dureza - fio dobrado	TMA retangular	424,120	8,563	412,6	434,9	417,994	430,246
	Aço retangular	570,910	6,911	559,7	579,5	565,966	575,854
	TMA redondo	416,980	8,051	407,5	434,3	411,221	422,739
	Aço redondo	494,970	4,630	484,4	499,1	491,658	498,282

Em relação a carga máxima suportada pelo fio até a ruptura, nota-se que os valores obtidos para os fios de aço são maiores do que os

valores encontrados para os fios de TMA, sendo que as secções redondas apresentam valores maiores do que as secções retangulares. Para essa propriedade, todos os fios estudados são estatisticamente diferentes por apresentarem valores distintos no intervalo de confiança.

A tensão máxima de ruptura mensurada a partir dos ensaios de tração traz informações importantes para a prática odontológica e pode ser observada na Figura 30.

Apesar de Drake e Wayne<sup>17</sup> afirmarem que a resistência máxima a tração apresenta pouca importância na aplicação clínica, uma vez que, os fios ortodônticos nunca são submetidos a forças tão elevadas, Kohl<sup>22</sup> e Phillips<sup>39</sup> relatam que é através desse valor que se pode classificar o fio com relação à capacidade máxima de resistir a uma determinada tensão.

Avaliando-se a resistência máxima à tração, é possível conhecer a ductilidade do fio, sendo que, quanto maior a resistência máxima à tração, mais extensa será a sua zona plástica, ou seja, maior será a sua ductilidade.

Segundo Williams et. al.<sup>53</sup> quanto maior o valor da resistência máxima à tração maior será a resistência do fio às deformações durante sua aplicação clínica.

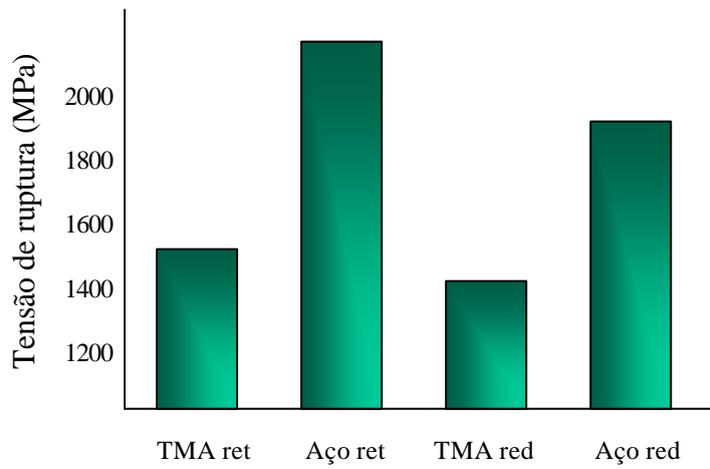


FIGURA 30 - Valores médios para a tensão de ruptura para os fios de TMA e aço

A Figura 31 apresenta os valores médios do alongamento de ruptura para os fios de TMA e aço. Esta propriedade relaciona-se com a região elástica dos fios, sendo que, quanto maior a zona elástica maior será o alongamento.

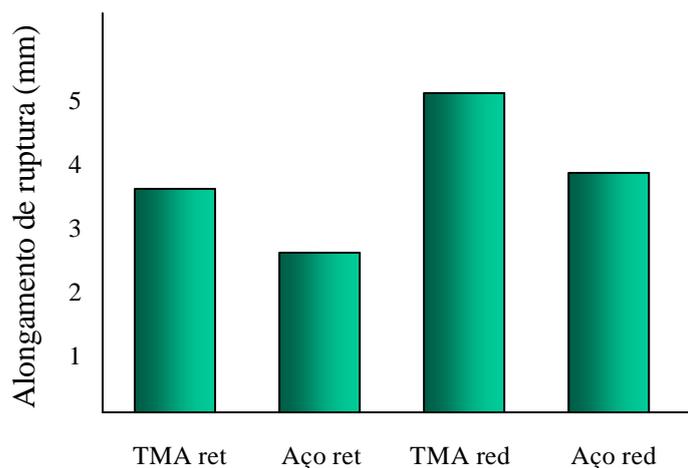


FIGURA 31 - Valores médios para o alongamento de ruptura para os fios de TMA e aço

Os resultados dos ensaios de tração foram, também, apresentados em forma de gráficos. Para cada ensaio realizado obteve-se uma curva que representa o comportamento do fio ao sofrer tração até a ruptura. A partir da sobreposição dessas curvas obteve-se a curva média para cada tipo de fio estudado e desse modo tornou-se possível a comparação do comportamento mecânico dos mesmos.

A Figura 32 apresenta as curvas médias – 10 ensaios - obtidas nas amostras submetidas aos ensaios de tração. Observa-se que os gráficos dos fios de TMA apresentam grande deformação como resultado da aplicação de pequena força se comparada aos fios de aço, que por sua vez, sofrem menor deformação quando submetidos a tensão elevada. Assim, pode-se dizer que os fios de aço são mais rígidos do que os fios de TMA.

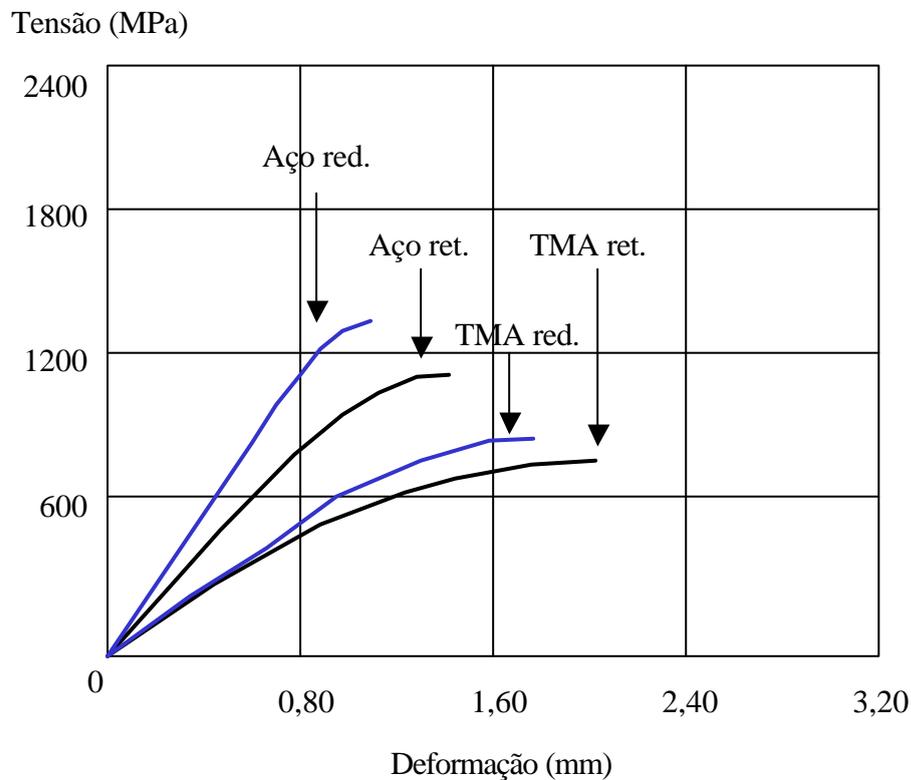


FIGURA 32 - Curvas médias das amostras de aço e TMA de secções transversais redonda e retangular obtida nos ensaios de tração.

Os gráficos tensão-deformação construídos a partir dos ensaios de tração, tanto para os fios de aço como para os fios de TMA, seguem a Lei de Hooke, isto é, no início do gráfico existe a linearidade da curva, onde ocorre um aumento de deformação proporcional à carga aplicada.<sup>46</sup>

A linearidade do gráfico representa a zona elástica onde a tensão é aliviada com a mesma proporção que é aplicada, descarregando

toda a energia armazenada, sem que o fio apresente nenhuma deformação permanente.

Ao se atingir uma tensão em que a deformação não é proporcional, ou seja, já não obedece a Lei de Hooke, atinge-se o limite de proporcionalidade e a partir desse ponto, entra-se na zona plástica do fio. Na prática, esse limite se confunde com limite de elasticidade e limite de escoamento. Apesar desses limites apresentarem definições distintas, por terem valores muito próximos, podem ser usados indiferentemente.<sup>39,47,51</sup>

O limite de escoamento é importante por estar diretamente relacionado com a resiliência, pois quanto maior o valor do limite de escoamento, maior será a resiliência do fio.<sup>24,32</sup>

Como definido anteriormente, a resiliência de um fio é a capacidade de armazenagem de energia que pode ser representada pelas áreas dos triângulos retângulos formados pelas curvas médias.

Para a melhor compreensão dessa grandeza, empregar-se-á a Figura 33 que mostra os gráficos construídos como um exemplo para demonstrar a igualdade das resiliências R1 e R2. Nessa figura, AC é igual a AD, AB é igual a DE e BC a AE, portanto, os triângulos ABC e ADE são iguais e apresentam a mesma área.

Com esse exemplo fica claro que apesar dos fios de aço e TMA apresentarem comportamentos mecânicos diferentes, podem ter a mesma resiliência.

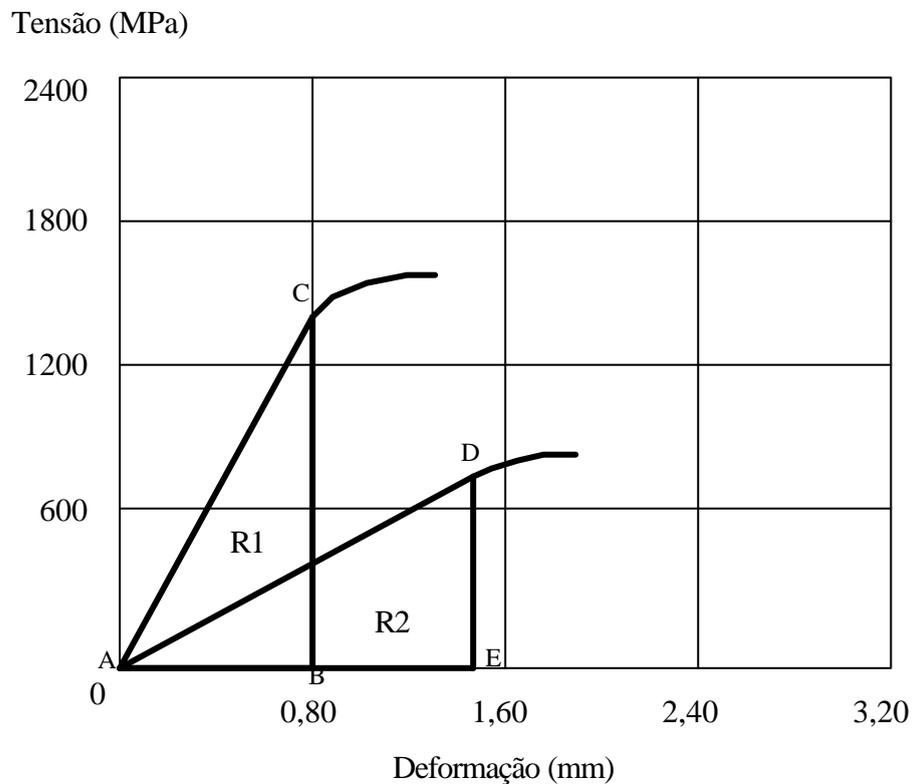


FIGURA 33 - Curvas aleatórias para análise da resiliência

Então, quais as vantagens da utilização dos fios de TMA em relação aos fios de aço? Porquê, clinicamente, os fios de TMA são mais indicados para realizar-se movimentos dentários e os fios de aço são melhores para ancoragem e estabilização dos casos clínicos?

Apesar desses fios apresentarem a mesma capacidade de armazenagem de energia, para se atingir uma determinada força com os fios de TMA, a ativação necessária é quatro vezes a ativação do aço <sup>9, 21, 22, 25, 28</sup> devido a maior flexibilidade desses fios em relação aos fios de aço.

Clinicamente, essa característica permite ativações maiores e biologicamente mais compatíveis, menor tempo de cadeira por não necessitar de incorporação de helicóides para a confecção de molas e assim, apresentando desenhos mais simplificados.

O retorno do paciente ao consultório terá intervalos maiores, já que, essas molas mantêm-se ativadas por mais tempo e apresentam liberação de energia mais constantes.

Na fase final do tratamento ortodôntico, utiliza-se fios de aço para pequenos ajustes e estabilização do caso clínico.

### **6.3.2 Análise da fratura**

A análise de fraturas é importante, pois permite caracterizar as possíveis causas de falhas e seu objetivo é conhecer porque um determinado material falhou estudando-se os efeitos desse fenômeno.<sup>4</sup>

A ocorrência de falhas normalmente é o resultado de deficiências do projeto, processamento inadequado dos materiais (impurezas, defeitos internos, microestruturais e superficiais, tratamentos térmicos incorretos, etc.), deterioração em serviço (erosão, corrosão, ataque químico, radiação, etc.) e operação incorreta do equipamento pelo homem (sobrecarga, reparação ineficiente, colisões, etc.).<sup>10</sup>

A análise da fratura e a evolução da conceitos de falhas geram um sistema de nomenclatura própria para o tipo de fratura e sua

causa mais provável. Assim, a fractografia, ciência que estuda a superfície das fraturas, permite alguma revelação sobre as condições de tensões, efeitos da temperatura, direção de propagação da trinca, etc.<sup>32</sup>

Em geral, as fraturas de materiais metálicos e suas ligas podem ser classificadas em dúcteis ou frágeis, mas também podem ser uma mistura dos dois tipos.

a - Fratura Frágil, em que a trinca se propaga instavelmente, isto é, sob carga constante e decrescente, a uma velocidade que se aproxima de velocidade de propagação do som no material, por toda a seção resistente. Durante a propagação a zona de deformação plástica que, no caso de metais e ligas, sempre existe na ponta da trinca, está confinada por uma região deformada elasticamente, isto é, fratura se dá sem deformação plástica macroscópica.<sup>15</sup>

b - Fratura Dúctil, em que a seção resistente se reduz, por deformação plástica, a um ponto de linha na forma de um gume de faca (chisel edge). Não se trata, portanto, de um caso de fratura propriamente dita mas de deformação plástica contínua levada até as últimas conseqüências. Esta ruptura se observa em corpos-de-prova de espessura ou diâmetro reduzido de metais de elevada pureza.<sup>15</sup>

A fratura dúctil propriamente dita ocorre com apreciável deformação plástica macroscópica, ainda que a redução de área não atinja 100%, formando uma superfície de fratura com características próprias. Falhas em serviço de componentes metálicos raramente

ocorrem por esse processo, entretanto, as grandes deformações a que são submetidos metais e ligas durante o processo de conformação, tais como, laminação, extrusão, trefilação, estampagem, etc; podem provocar esse tipo de fratura. Além disso, componentes que apresentam fratura dúctil numa falha múltipla ocorrida em serviço sem que se constate erro grosseiro na seleção do material, geralmente indica que o componente não foi o primeiro a fraturar, tendo sofrido sobrecarga em consequência da falha de outros componentes do sistema.<sup>15</sup>

As Figuras 34, 35, 36 e 37 mostram as micrografias das superfícies das fraturas. Comparando-se as micrografias encontradas com as micrografias apresentadas no ASM Handbook - Fractography <sup>4</sup>, verificou-se que trata-se de uma fratura mista, ou seja, apresenta regiões de fratura frágil e dúctil.

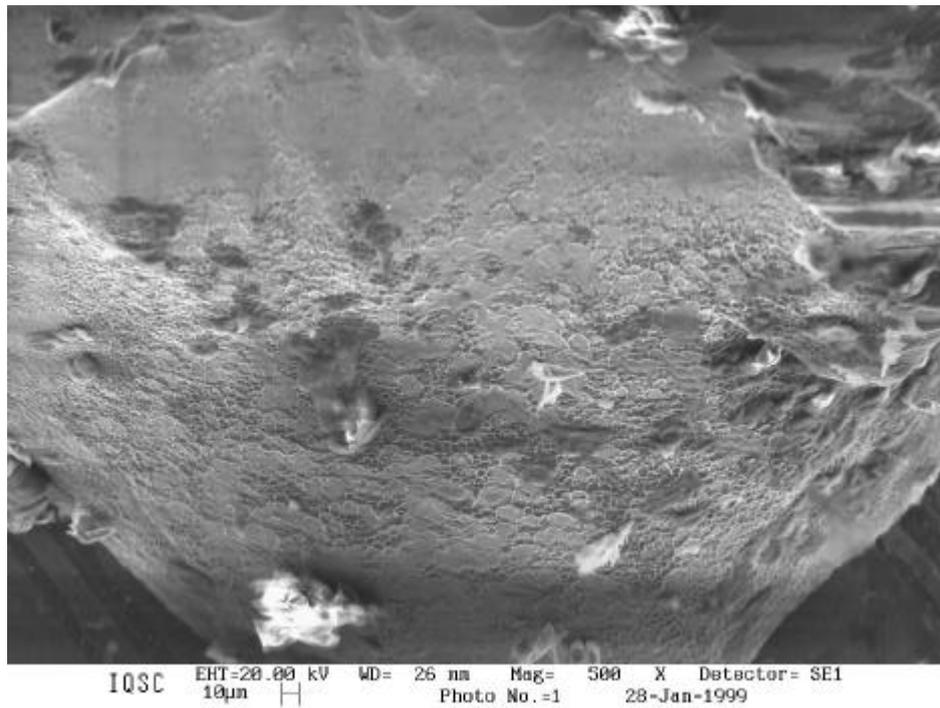


FIGURA 34. MEV da área da fratura do fio de TMA – aumento: 500x.

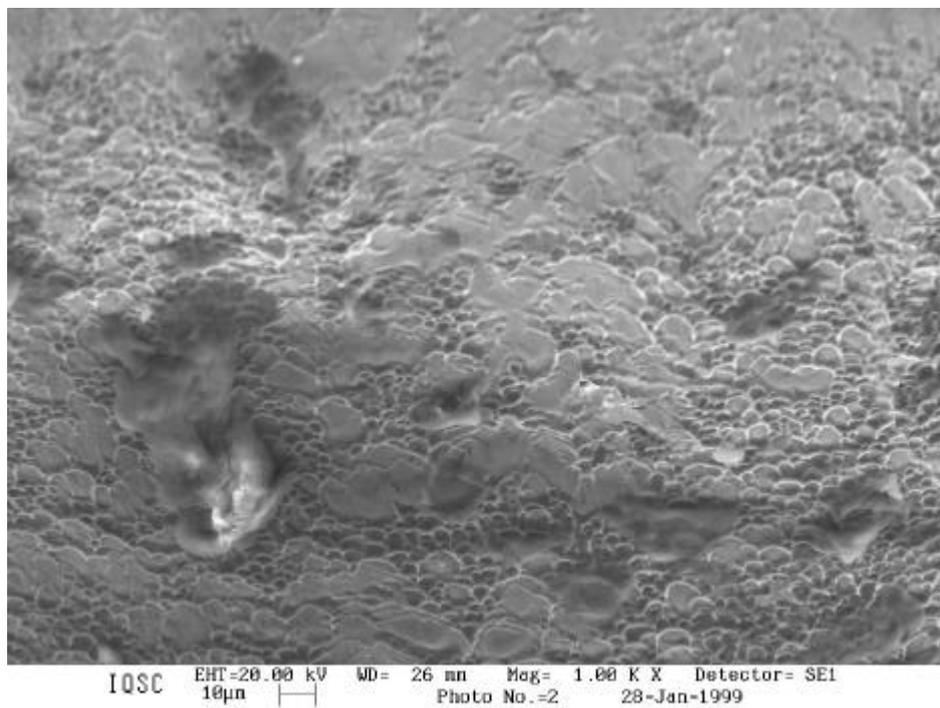


FIGURA 35 - MEV da área da fratura do fio de TMA – aumento: 1000x.

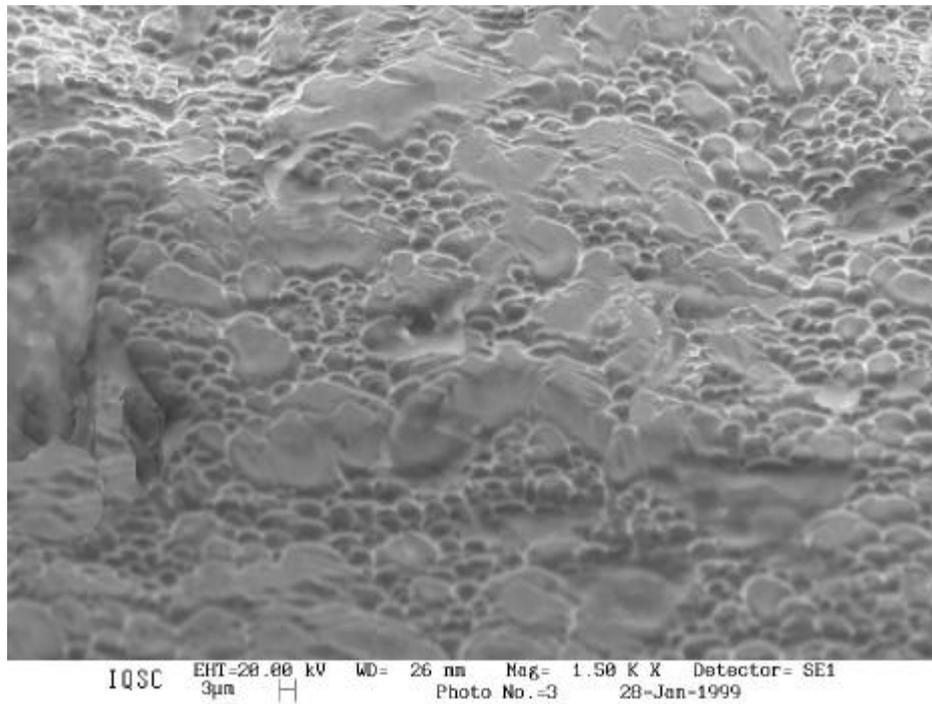


FIGURA 36 - MEV da área da fratura do fio de TMA – aumento: 1500x.

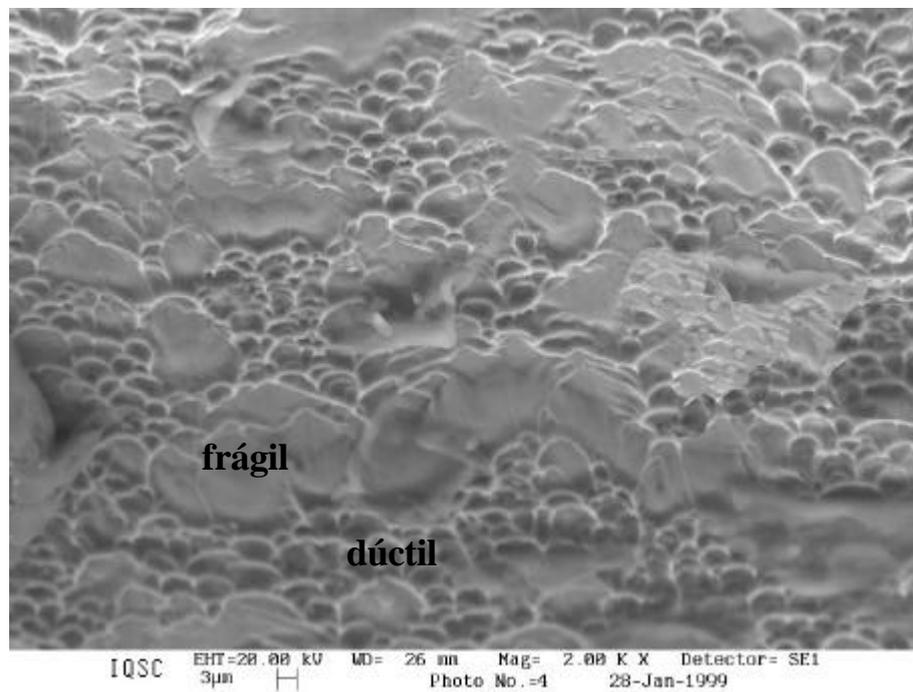


FIGURA 37 - MEV da área da fratura do fio de TMA – aumento: 2000x.

### 6.3.3 Ensaio de dureza

A dureza é uma medida da resistência de um material à deformação plástica permanente, sendo largamente utilizada na Ortodontia para estudo de fios metálicos.

A conceituação física de dureza é divergente dependendo da experiência de cada um ao estudar o assunto. Dureza pode ser a resistência à deformação plástica permanente ou a resistência à penetração de um material duro em outro ou então a resistência ao corte do metal quando analisada por um metalurgista, um engenheiro mecânico ou um técnico em usinagem, respectivamente.

Pode-se dividir o ensaio de dureza em três tipos principais: por penetração, por choque ou por risco, dependendo da maneira como o ensaio é conduzido.

O teste mais usado em materiais odontológicos é o de penetração estática, que podem ser: Rockwell, Brinell, Knoop e Vickers, no qual uma esfera, um cone de diamante ou uma pirâmide é forçada para dentro do material testado. A relação de força e a área da profundidade de penetração dão a medida da dureza.

Neste trabalho, utilizou-se o método de micro-dureza Vickers. Neste ensaio, o penetrador é uma pirâmide de base quadrada que sob a ação de uma força entra em contato com a superfície plana e polida da amostra. Os aparelhos de precisão, munidos de microscópio

medem a diagonal da pirâmide e através de fórmulas e tabelas apropriadas determinam o valor da dureza.

O ensaio de dureza Vickers tem boa aceitação nos trabalhos de investigação, porque, para uma carga, basta só uma escala de dureza para indicar desde metais de baixa dureza, com 5 HV, até os de alta dureza com 1500 HV.

As principais vantagens do método Vickers são escala contínua, impressões extremamente pequenas que não inutilizam o material estudado, alta precisão de medida, deformação nula do penetrador, existência de apenas uma escala de dureza, aplicação para toda a gama de dureza encontrada nos diversos materiais, aplicação em qualquer espessura de material, podendo medir também durezas superficiais.

A Tabela 13 apresenta os valores médios da dureza e seus respectivos desvios padrão da liga de TMA e aço inoxidável.

Tabela 13 - Medida de dureza expressa na escala Vickers.

Condição	reto	dobrado	reto	dobrado
	0,017"x0,025"	0,017"x0,025"	0,032"	0,032"
TMA	427 ±1,4	424 ± 2,0	414 ± 2,2	417 ± 2,0
Aço	566,8 ± 6,1	570,9 ± 6,9	493,7 ± 5,1	494,9 ± 4,6

Verifica-se que o material estudado apresenta boa qualidade e que os dados são consistentes, uma vez que, os desvios padrão da dureza são baixos. Ao se comparar a média da dureza dos fios de TMA com a dos fios de aço, observa-se que em todas as condições, os fios de aço apresenta dureza maior do que os fios de TMA, isso significa que, os fios de aço apresentam maior deformação plástica permanente do que os fios de TMA, e isso reforça as discussões anteriores que afirmam que as propriedades dos fios de TMA são, clinicamente, superiores as dos fios de aço.

Essa íntima relação dos ensaios de dureza com a deformação plástica permanente torna os ensaios de dureza de grande valia para aplicações clínicas em Ortodontia.

Os ensaios de dureza são bem empregados numa avaliação rápida, não destrutiva na maioria dos casos da deformação permanente ou ao desgaste dos materiais e também, apresenta baixo custo.

A Figura 38 mostra o gráfico das médias dos valores de dureza encontrados na presente pesquisa. Nota-se que, tanto para fios na condição reto quanto na condição dobrado, os valores são estatisticamente iguais para a mesma liga metálica. Comparando-se as ligas de TMA e as ligas de aço de mesma secção transversal, observa-se que a dureza do TMA é inferior a dureza do aço.

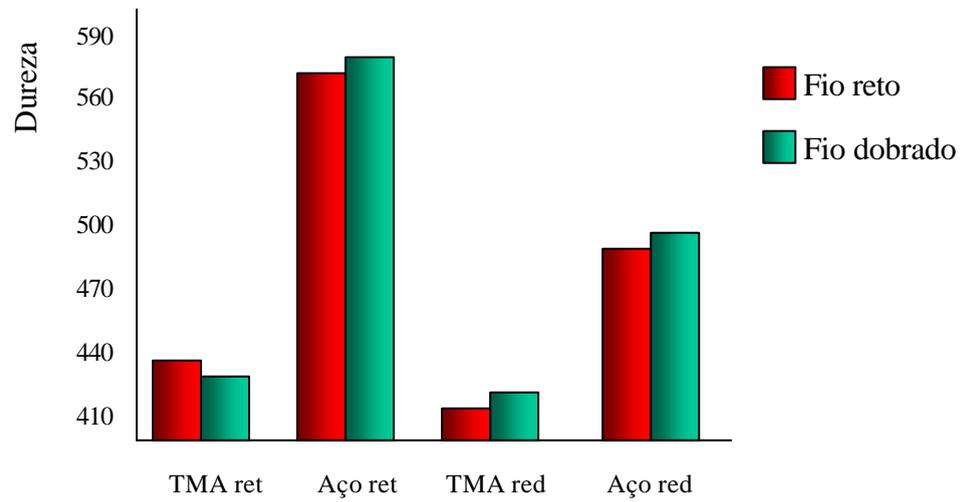


FIGURA 38 - Valores médios para dureza dos fios de TMA e aço inoxidável, analisando-se as secções transversais retas e dobradas

## 7. Conclusão

Frente aos processos estudados, pode-se concluir que:

1. Os fios ortodônticos de titânio-molibdênio submetidos a análise química e a análise por espectroscopia por dispersão de energia de raios X – EDX, apresentaram a mesma composição química descrita na literatura científica. Por meio da microscopia eletrônica de varredura – MEV, obteve-se uma análise microestrutural da liga estudada e com o mapeamento elementar pode-se observar a distribuição homogênea dos elementos nessa liga. Foi possível determinar uma análise semi quantitativa e qualitativa dos elementos presentes (Ti, Mo, Zr e Sn) confirmando-se os resultados obtidos na análise química;
2. A partir dos ensaios de tração, pode-se comparar as propriedades mecânicas dos fios de TMA com as dos fios de aço. Observou-se que o TMA apresenta resiliência semelhante a do aço, entretanto, difere-se deste por apresentar maior flexibilidade e menor rigidez. Pode-se também, observar as propriedades melhoradas dessa liga em relação as ligas de aço, podendo indicá-las para grandes ativações com liberação de forças leves, constantes e por período prolongado. Em relação

a dureza, os ensaios mostraram que a liga de titânio-molibdênio apresenta dureza inferior às ligas de aço, refletindo numa maior flexibilidade;

3. Finalmente, pode-se apresentar subsídios para a seleção de ligas metálicas que melhor respondam as necessidades de cada fase do tratamento ortodôntico.

**Referências bibliográficas\***

1. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials and Devices. American Dental Specification nº 32 for orthodontic wires nor containing precious metals. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.95, p.1169-71, 1977.
2. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Status report on beta titanium orthodontic wires. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.105, p.684-5, 1982.
3. AMERICAN SOCIETY FOR MATERIALS. *Metals handbook - heat treating*. 10. ed. USA: ASM International, 1991. v. 4
4. AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *Metals handbook - Fractography*, 9.ed. USA: ASM International, 1992. v. 12.
5. AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *Metals handbook - Materials Characterization*, 9.ed. USA: ASM International, 1992. v. 08.
6. ASGHARNIA, M. K., BRANTLEY, W. A. , Comparison of bending and tension for orthodontic wires. *Am. J. Orthod.*, v.89, p.228-36, 1986.

---

\* UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA. Coordenadoria Geral de Bibliotecas, Editora UNESP. *Normas para publicações da UNESP*. São Paulo: Editora UNESP, 1994. 4.v., v.2. Referências bibliográficas.

7. BRANTHEY, W. A., MYERS, C. L. Measurement of bending deformation for small diameter orthodontic wires. *J. Dent. Res.*, v. 58, p. 1696-700, 1979.
8. BURSTONE, C. J. Biomechanics of the Orthodontic Appliance. In: GRABER, T. M. *Current Orthodontic Concepts and Techniques*. Philadelphia: WB. Saunders Company, 1969. cap.3, p.160-9.
9. BURSTONE, C. J. Variable-modulus orthodontics. *Am. J. Orthod.*, v.80, p.1-16, 1981.
10. BURSTONE, C. J. The segmented arch approach to space closure. *Am. J. Orthod.*, v.82, p.361-78, 1982.
11. BURSTONE, C. J. Modern edgewise mechanics and the segmented arch technique. California: Department of Orthodontics, University of Connecticut Health Center, Farmington. *ORMCO Corporation*, 1995.
12. BURSTONE, C. J., GOLDBERG, A. J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am. J. Orthod.*, v. 77, p. 121-32, 1980.
13. BURSTONE, C. J., GOLDBERG, A. J. Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. *Am. J. Orthod.*, v. 84, p. 95-103, 1983.
14. BURSTONE C. J. et. al. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod.*, v. 31,p. 1-14, 1961.
15. CETLIN, P.R., SILVA, P.S.P. Análise de Fraturas, ABM - Associação Brasileira de Metais, 1988.

16. COUTINHO, T. A. *Metalografia de não-ferroso: análise e prática*. São Paulo: Ed. Edgard Blücher Ltda., 1980.
17. DRAKE, S. R., WAYNE, D. M. *Evaluation of stainless steel, TMA, and nitinol orthodontic wires*. Michigan, 1981. 802 p. Thesis (Master of science in orthodontics) - Horace H. Rackham School of Graduate Studies, The University of Michigan.
18. DRAKE, S. R. et. al. Mechanical proprieties of orthodontic wires in tension, bending and torsion. *Am. J. Orthod.*, v.82, p.206-10, 1982.
19. FERREIRA, F. V. Biomecânica do Movimento Dental. In:\_\_\_\_\_. *Ortodontia, diagnóstico e planejamento clínico*. 3. ed. São Paulo: Livraria Editora Artes Médicas Ltda., 1996. cap.18, p.353-90.
20. FILLEUL, M. P., BOURGOIN. Comparasion de la raideur en torsion des fils couramment utilisés en orthodontie. *Rev. Orthop. Dento Faciale*, v. 19, p. 537-546, 1985.
21. GOLDBERG, A. J., VANDERBY Jr, R., BURSTONE, C. J. Reduction in the modulus of elasticity in the orthodontic wires. *J. Dent. Res.*, v. 56, p. 1227-31, 1977.
22. GOLDBERG, J., BURSTONE, C. J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J. Dent. Res.*, v.58, p.593-600, 1979.

23. GRABER, T. M., VANARSDALL, R. L. Aplicação da bioengenharia na ortodontia clínica. In: \_\_\_\_\_ *Ortodontia: princípios e técnicas atuais*. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S. A., 1985. cap. 4, p. 213-42.
24. HAZEL, R. J., WEST, V. C. The importance of mechanical behaviour in orthodontic archwires. *Aust. Orthod. J.*, v. 9, p. 317-20, 1986.
25. HAZEL, R. J. et. al. Force relaxion in orthodontic arch wires. *Am. J. Orthod.* v. 86, p. 396-402, 1984.
26. HILGERS J. J. Clinical experiences – ref. TMA. *Clinical impressions*, v.1, p. 23, 1998.
27. INTERLANDI, S. Metais em ortodontia. In \_\_\_\_\_ : *Ortodontia, bases para iniciação científica*. 3. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1995. cap. 8, p. 95-102.
28. JOHNSON, E., LEE, R. S. Relative stiffness of orthodontic wires. *J. Clin. Orthod.*, v. 23, p. 353-63, 1989.
29. KAPILA, S., et al. Ligas ortodônticas correntemente em uso. Revisão (parte I). *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, v. 4, p. 334-42, 1990.
30. KEYS, J. Stress comparisons in orthodontic arch wires. *Aust. Dent. J.*, v. 18, p. 293-7, 1973.
31. KLUMP, J. P. et al. Elastic energy / stiffness ratios for selected orthodontic wires. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, v.106, p.588-96, 1994.

32. KOHL, R.W. Metallurgy in orthodontics. *Angle Orthod.*, v.34, p. 37-52, 1964.
33. KUSY, R.P., GREENBERG, A.R., Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wires. *Angle Orthod.*, v.51 p.325-41, 1981.
34. LANE, D. F., NIKOLAI, R. J. Effects of stress relief on the mechanical properties of orthodontic wire loops. *Angle Orthod.*, v.50, p. 139-45, 1980.
35. MARTINS, J. C. R., SELAIMEN, C. R. P. As novas ligas metálicas e o tratamento ortodôntico contemporâneo. *Clinical Impressions*, v.1, p. 1-4, 1998.
36. MIYAMOTO, K. “*Estudo comparativo de propriedades físico-químicas e mecânicas, em fios ortodônticos de aço inoxidável nacionais e importados*”. Araraquara, 1996. 134p. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
37. NIKOLAI, R. J. Guest editorial on the application of engineering mechanics to the force and structural analyses of orthodontic appliances. *Am. J. Orthod*, v. 87, p. 253-5, 1985.
38. O'BRIEN, W. J., RYGE, G. *An outline of dental materials and their selection*. Philadelphia: W B. Saunders Company, 1973.
39. PHILLIPS, R.W. *Materiais dentários de Skinner*. 8. ed Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. 467p.

40. PROFFIT, W. R., FIELDS JR., H. W. Principais mecanismos no controle da força ortodôntica. In:\_\_\_\_\_. *Ortodontia contemporânea*. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. cap.10, p.265-88.
41. QUINTÃO, C. C. *As propriedades mecânicas de fios ortodônticos avaliadas em ensaios de tração*. Rio de Janeiro, 1987. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro.
42. RAMIRES, I. *Estudo de corrosão em biomateriais*. Araraquara, 1998. 77p. Dissertação (Mestrado em Físico-Química) – Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista.
43. REISBICK, M. H. Fios ortodônticos. In: O'BRIEN, W. J., RYGE, G. *Materiais dentários*. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981. cap. 25, p. 265-75.
44. SMITH, R.J., BURSTONE, C. J. Mechanics of tooth movement. *Am. J. Orthod.*, v. 84, p. 294-307, 1984.
45. SMITH, W. F. *Introdução a ciência e engenharia de materiais*. In: \_\_\_\_\_. *Princípios de ciência e engenharia dos materiais*. 3. ed. Portugal: McGrawHill, 1996. cap. 1, p. 1-13.
46. SOUZA, S.A. *Ensaio mecânicos de materiais metálicos*. 5. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1982. cap.1, p. 6-42.
47. STEINER, C. C. Power storage and delivery in orthodontic appliance. *Am. J. Orthod.*, v. 37, p. 859-80, 1953.

48. TAYLOR, J. L. *Dicionário metalúrgico*. 9. ed. São Paulo: ABMM, 1996.
49. THUROW, R. C. Engineering in dentofacial orthopedics. In: \_\_\_\_\_ . *Edgewise orthodontics*. 4. ed. St Louis: Mosby, 1982. part 1, p.1-72.
50. VAN CLACK, L. H. *Princípios da ciência dos materiais*. São Paulo: Edgar Blucher , cap. 1, 1970.
51. VIEIRA, D. F., GOLDBERG, A. J. *Propriedade dos materiais odontológicos*. São Paulo: EDUSP, 1967.
52. WATERS, N. E. et. al. The characterization of arch wires for the initial alignment of irregular teeth. *Am. J. Orthod.*, v. 79, p. 373-89, 1981.
53. WILLIAMS, J. C. The effects of residual stress, thermal stress-relief, and electrolytic polishing on the elastic properties of australian wire. *Am. J. Orthod.*, v. 50, p. 785, 1964. (Abstract).
54. YOSHIKAWA, D. K. et. al. Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. *J. Dent. Res.*, v.60, p.139-45, 1981.

NAKANDAKARI, C. *Caracterização química, metalúrgica e estudo das propriedades mecânicas de fios ortodônticos de titânio-molibdênio – TMA*. Araraquara, 2000. 128p. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Universidade Estadual Paulista – Faculdade de Odontologia.

## Resumo

Essa pesquisa tem por objetivo a caracterização química, metalográfica e estudo das propriedades mecânicas de fios ortodônticos de titânio-molibdênio - TMA. As amostras foram submetidas a análise química e metalográfica, empregando-se microscopia eletrônica de varredura – MEV com espectroscopia por dispersão de energia de raios X – EDX e mapeamento elementar, determinando-se uma análise semi quantitativa e qualitativa dos elementos (Ti, Mo, Zr e Sn) presentes na amostra. Para se avaliar as propriedades mecânicas foram realizados ensaios de tração até a ruptura dos corpos-de-prova, análise da fratura e ensaios de dureza. Os resultados encontrados foram comparados com os dos fios de aço inoxidável, por serem considerados padrão para a Odontologia. Baseando-se na análise dos dados experimentais, constatou-se que as ligas de TMA em relação às ligas de aço, apresentam resiliência semelhante com maior flexibilidade devido a menor rigidez e baixo módulo de elasticidade. Finalmente, pode-se apresentar subsídios para a seleção de ligas metálicas adequadas as necessidades de cada fase do tratamento ortodôntico.

Palavras-chave: Fios ortodônticos; titânio-molibdênio; materiais biocompatíveis

NAKANDAKARI, C. *Chemical, metallic characterization and study of the mechanical properties of the titanium-molibidenium orthodontic wire – TMA*. Araraquara, 2000. 128p. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Universidade Estadual Paulista – Faculdade de Odontologia.

### **Abstract**

The aim of this research is the chemical, metallographic characterization and study of the mechanical properties of the titanium-molibidenium orthodontic wire – TMA. The samples were submitted to chemical and metallographic analyses, using an electronic scanning microscope (MEV) with spectroscopy by X-ray energy dispersion (EDX) and elemental mapping, determining a semi-qualitative and quantitative analyses of the elements (Ti, Mo, Zr and Sn) present in the sample. To evaluate the mechanical properties it were performed tensile test till the rupture of the body samples fracture analyses and hardness test. The found results were compared to the two still wire, because they were considered to be standard for dentistry. Based on the analyses of these experimental data we could observe that the TMA alloy is compared to the steel alloy, presenting similar resistance with higher flexibility due to lower hardness and low elasticity module. At last we were able to present subsidies for the selection of the best metal alloy required to the necessity of each Orthodontic treatment phase.

Key-word: orthodontic-wire; titanium-molibidenium; biocompatibles materials.

## Apêndice

As Figuras que seguem representam as amostras, dos fios de TMA e aço inoxidável, submetidas ao ensaio de tração. Observa-se o gráfico de todas as curvas de cada amostra. As unidades utilizadas são: tensão (MPa) x deformação (mm).

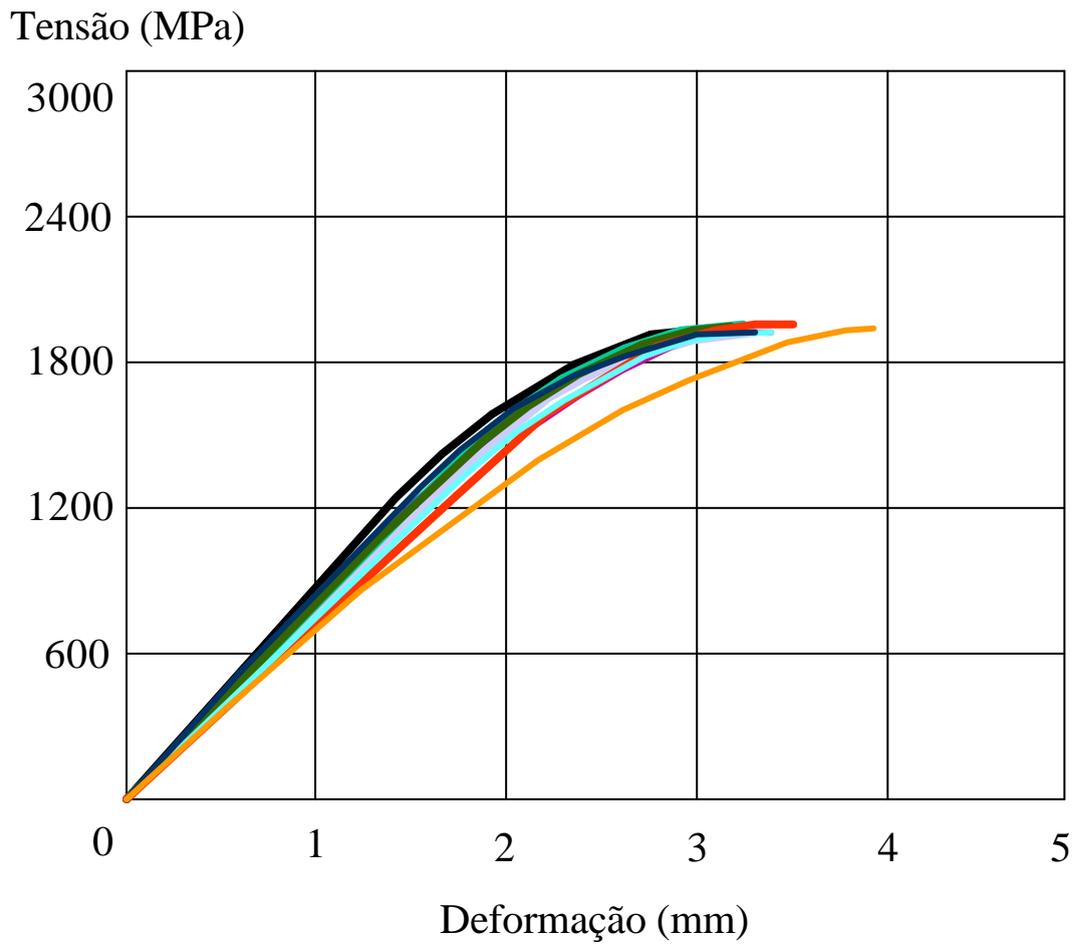


FIGURA 39 - Sobreposição de todas as curvas obtidas nos ensaios de tração para o fio de aço 0,032'

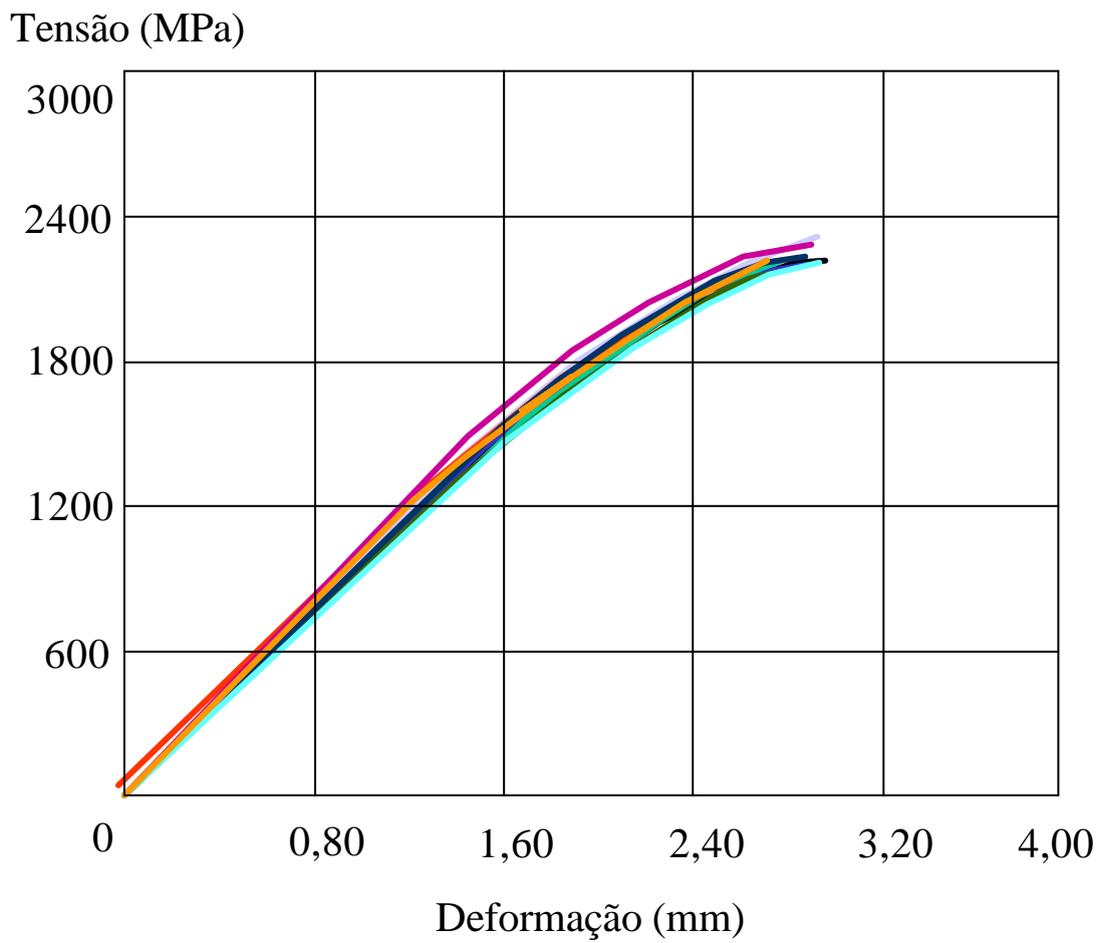


FIGURA 40 - Sobreposição de todas as curvas obtidas nos ensaios de tração para o fio de aço 0,017' x 0,025'

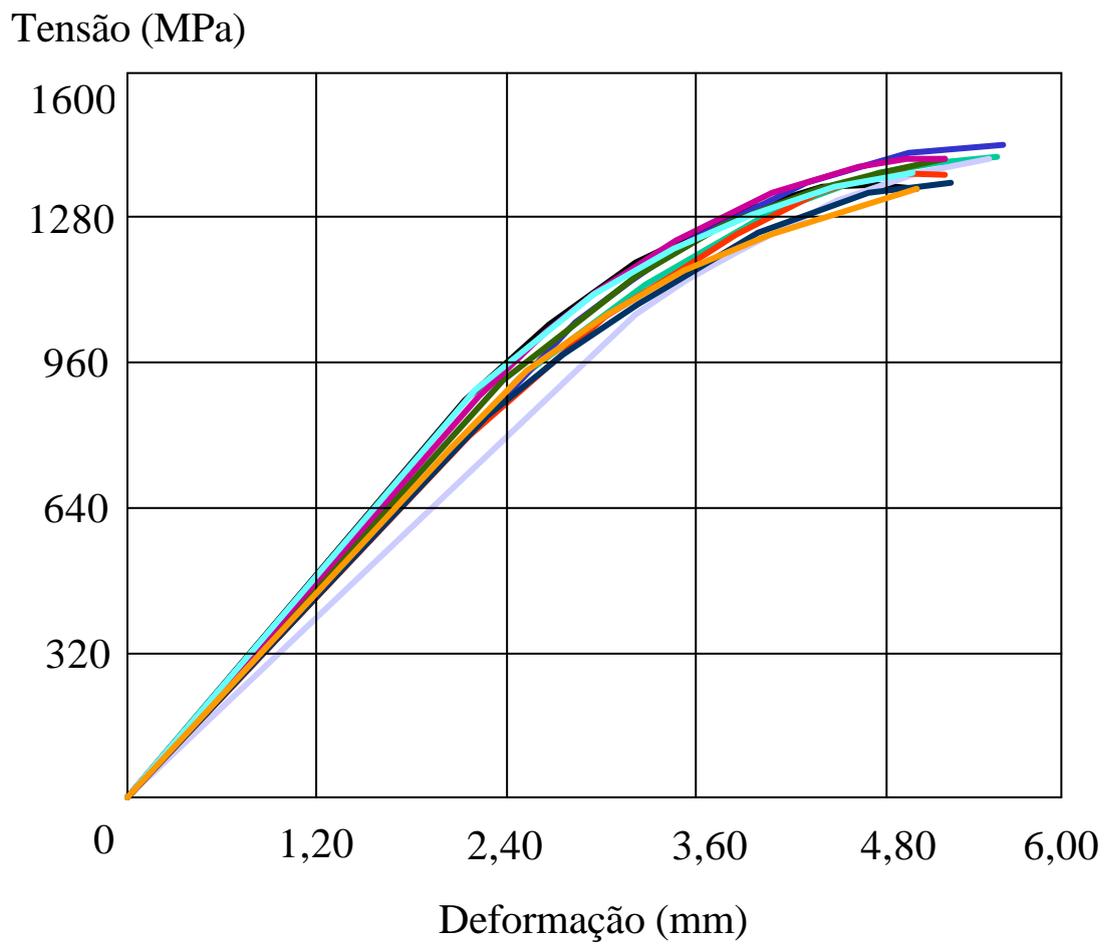


FIGURA 41 - Sobreposição de todas as curvas obtidas nos ensaios de tração para o fio de TMA 0,032'

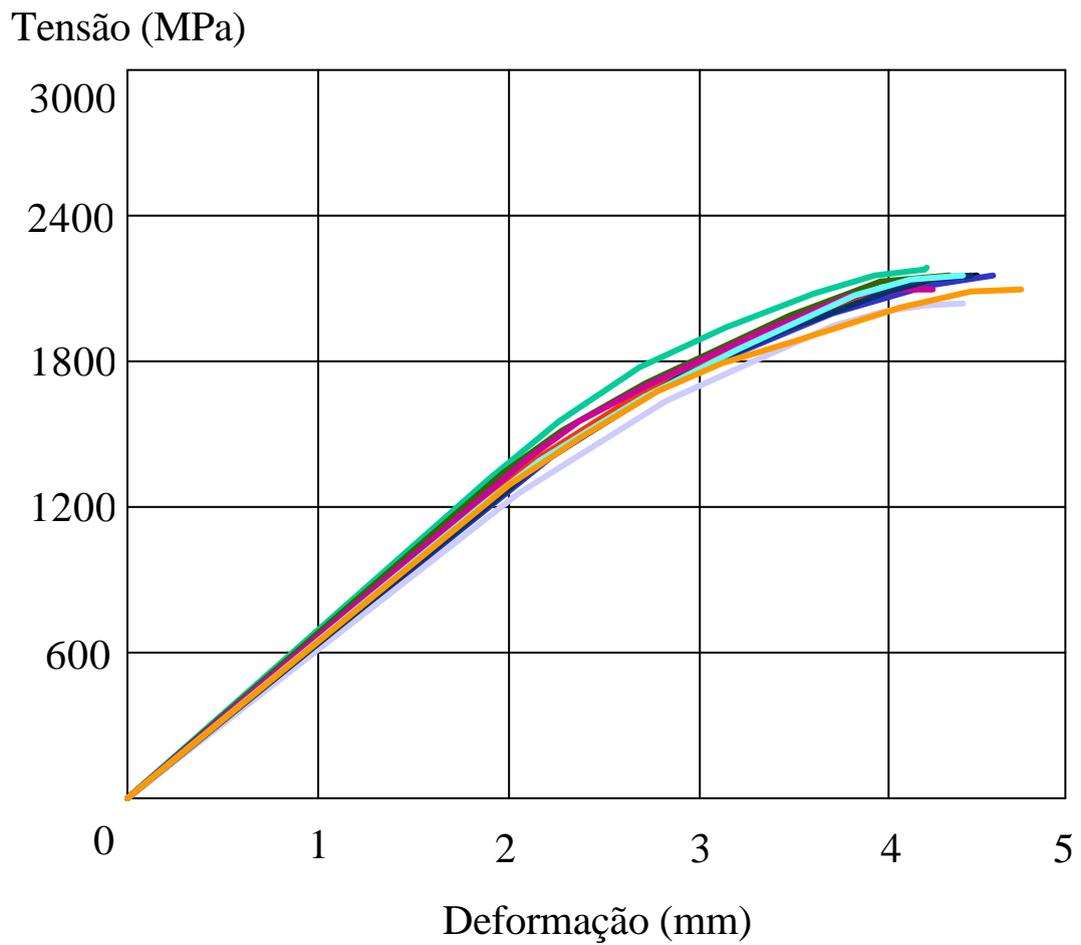


FIGURA 42 - Sobreposição de todas as curvas obtidas nos ensaios de tração para o fio de TMA 0,017' x 0,025'

**Aplicação clínica:**

Grandes benefícios são alcançados na conduta clínica quando se busca conhecimento, não somente a respeito da biologia envolvida e individual de cada paciente, mas também dos materiais empregados no tratamento ortodôntico.<sup>23</sup>

O propósito de se estudar a composição química, a microestrutura e as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos, se deve a íntima relação destas com as características do aparelho;

É importante ressaltar que o planejamento inicial é a chave para o bom tratamento dos casos clínicos. Assim como, é imprescindível que o profissional esteja familiarizado com as propriedades do sistema como um todo, tais como: domínio da técnica empregada, o conhecimento dos acessórios, dos fios ortodônticos, dos aparelhos removíveis e outros, indicando, assim, as situações clínicas onde melhor se apliquem estas propriedades.

Atualmente muitas pesquisas são desenvolvidas por profissionais de áreas distintas como, dentistas, médicos, engenheiros, químicos, entre outros. Essa multidisciplinaridade torna-se de grande valia a partir do momento em que se interagem informações específicas de cada área levando a conclusões proveitosas e importantíssimas para a evolução dos tratamentos, o progresso da ciência e da saúde em geral.

As Figuras 43 e 44, ilustram movimentos dentários realizados empregando-se molas confeccionadas com fios de TMA. A Figura 43 mostra a retração do dente 23 realizada com uma mola T do grupo B confeccionada com fio ortodôntico de TMA 0,017' x 0,025'. A foto 43-A mostra a ativação inicial da mola e a foto 43-B ilustra o caso clínico após a movimentação do dente, quando a mola já liberou a maior parte da energia armazenada e deve ser ativada novamente.

Na Figura 44 pode-se observar uma alça retangular ativada para corrigir a posição da raiz do canino (13). Esta alça, também é confeccionada com fio ortodôntico de TMA 0,017' x 0,025'. A foto 44-A mostra a pré-ativação da alça retangular e a foto 44-B mostra o dente em melhor posição na arcada dentária.

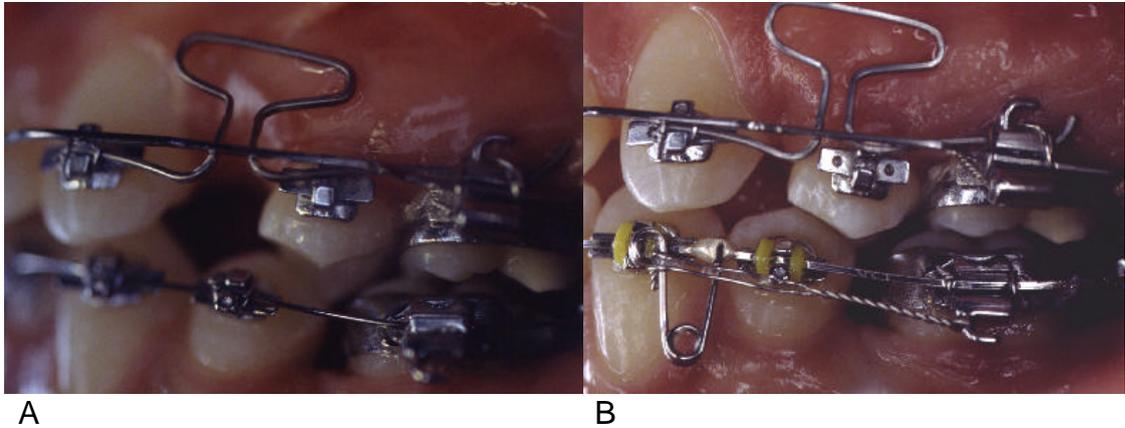


FIGURA 43 - Mola T do grupo B usada para fechamento de espaço, confeccionada com fio de TMA 0,017' x 0,025'. 43-A: ativação inicial; 43-B: Desativação da mola e movimento dentário.

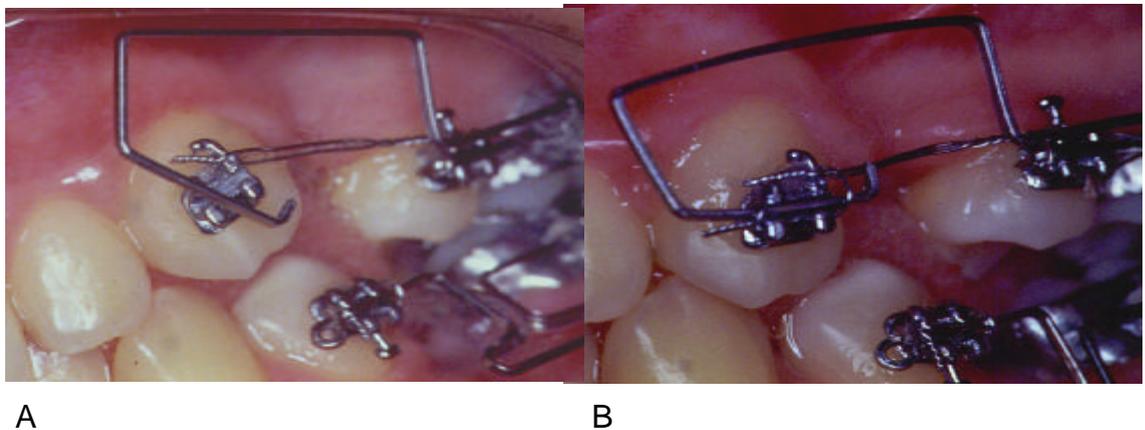


FIGURA 44 - Alça retangular usada para correção radicular, confeccionada com fio de TMA 0,017' x 0,025'. 44-A: alça pré-ativada; 44-B: correção radicular através da desativação da alça.