

Centro Universitário Hermínio Ometto (UNIOB)
UNIARARAS

LUIZ CARLOS CAMPOS BRAGA

**FRICÇÃO EM BRÁQUETES GERADA POR FIOS DE
AÇO INOXIDÁVEL E SUPERELÁSTICOS *IONGUARD* E
*SEM IONGUARD***

**FRICITION ON BRACKETS CAUSED BY STAINLESS
STEEL WIRE AND SUPERELASTIC ALLOY WIRE
WITH/WITHOUT IONGUARD**

ARARAS/SP

2006

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

Centro Universitário Hermínio Ometto (CUNIO)
UNIARARAS

LUIZ CARLOS CAMPOS BRAGA

**FRICÇÃO EM BRÁQUETES GERADA POR FIOS DE
AÇO INOXIDÁVEL E SUPERELÁSTICOS *IONGUARD* E
*SEM IONGUARD***

**FRICITION ON BRACKETS CAUSED BY STAINLESS
STEEL WIRE AND SUPERELASTIC ALLOY WIRE
WITH/WITHOUT IONGUARD**

Dissertação apresentada ao Centro
Universitário Hermínio Ometto –
UNIARARAS, para obtenção do Título
de Mestre em Ortodontia.

ORIENTADORA: Prof^a. Dr^a. Alciara Alice de Aguiar Young

ARARAS/SP

2006

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pela Biblioteca “DUSE RÜEGGER OMETTO”
- UNIARARAS -

B813f Braga, Luiz Carlos Campos
Fricção em bráquetes gerada por fios de aço inoxidável e superelásticos *longuard* e sem *longuard* = Friction on brackets caused by stainless steel wire and superelastic alloy wire with/without ionguard / Luiz Carlos Campos Braga.
-- Araras, SP : [s.n.], 2006.
92f. : il. ; 30cm.

Orientadora: Profa. Dra. Alciara Alice de Aguiar Young.

Dissertação (Mestrado) – Centro Universitário Hermínio Ometto, Curso de Odontologia.

1. Ortodontia. 2. Fios ortodônticos. 3. Braquetes ortodônticos. 4. Fricção. I. Young, Alciara Alice de Aguiar. II. Centro Universitário Hermínio Ometto, Curso de Odontologia. III. Título.

Campus Universitário “Duse Ruegger Ometto”

UNIARARAS
CENTRO UNIVERSITÁRIO HERMÍNIO OMETTO

FOLHA DE APROVAÇÃO

A Dissertação intitulada **“Fricção em bráquetes gerada por fios de aço inoxidável e superelásticos ionguard e sem ionguard”**, apresentada a UNIARARAS – Centro Universitário Hermínio Ometto, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia área de concentração em Ortodontia em 18 de dezembro de 2006, à Comissão Examinadora abaixo nominada, foi aprovada após liberação pela orientadora.

Prof^a. Dr^a Alciara Alice de Aguiar Young – Presidente (Orientador)

Prof^a Dr^a Silvia Amélia Scudeler Vedovello – 1º Membro

Prof. Dr. Júlio César Bento dos Santos – 2º Membro

DEDICATÓRIA

Em especial à minha esposa **Adriane**, por várias vezes, motivado pela nossa fragilidade humana, tive intenção de parar e desistir, mas amparado por você, lutei em sentido contrário e portanto armas de amor, incentivo e solicitude, chegamos juntos, hoje, ao objetivo final: Mestrado em Ortodontia. A minha filha **Caroline**, pelos olhares de carinho e motivação de vida durante esta caminhada.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **DEUS**, pela vida e oportunidade de viver.

Aos meus pais **Luiz Carlos e Ângela** ; minha eterna gratidão que vão além dos sentimentos, pois vocês cumpriram o dom divino. O dom de ser Pai, o dom de ser Mãe. Amo vocês hoje e para sempre.

A minha irmã querida **Luciane** e sobrinhos **Bruno e Gabryelle**, pelas palavras de incentivo, carinho, dedicação e reconhecimento desta vitória.

Aos meus **colegas de turma**, o meu reconhecimento e gratidão ao longo desta jornada que nos fez vencedores.

Aos amigos especiais: toda a **Equipe da Clínica Integrada do Centro Universitário Hermínio Ometto, Disciplina de Prótese Total e Disciplina de Radiologia**, por estarem sempre ao meu lado durante o decorrer deste curso.

Aos amigos, **André Henrique Mazzetto, João Theophilo de Almeida Neto e Marcelo Grigoletto**; pela amizade, pois só existe e se completa quando é baseada no amor e respeito ao outro, tornando-se legítima e importante na convivência humana.

À **Prof^a. Dra. Roberta Tarkany Basting Höfling** e a auxiliar do Laboratório de Ensaios do Centro Odontológico São Leopoldo Mandic – Campinas SP, Srta. **Tatiane Ricci** pelo carinho, dedicação e atenção na realização de todos os testes de ensaio para a pesquisa realizada.

AGRADECIMENTOS

A **Reitora e Pró-reitores do Centro Universitário Hermínio Ometto**, pelo trabalho desempenhado ao longo desta jornada para o enriquecimento profissional.

Ao Coordenador do Mestrado em Ortodontia **Prof. Dr. Mário Vedovello Filho**, pela atenção, carinho, presteza e orientação na realização deste sonho.

Ao Coordenador do Curso de Odontologia **Prof. Dr. Ricardo de Oliveira Bozzo**, pela amizade, estima, confiança e por acreditar nestes primeiros passos que hoje tornam-se frutos dessa confiança. Uma etapa foi cumprida e uma nova fase se inicia, minha eterna gratidão.

Ao Centro de Pesquisas Odontológicas – **São Leopoldo Mandic** – Campinas-SP, pela atenção, espaço cedido e equipamentos do Laboratório de Ensaios de Materiais, durante a realização dessa pesquisa.

A minha orientadora **Prof^a. Dra. Alciara Alice de Aguiar Young** pelos primeiros passos que serviram de ensinamentos por toda a vida.

A toda **equipe de professores** de Ortodontia da Pós-Graduação do Centro Universitário Hermínio Ometto, pela dedicação e paciência em transmitir seus conhecimentos.

Aos professores: **Dr^a. Heloísa Cristina Valdrighi**, **Dr^a Sílvia A. S. Vedovello**, **Prof. Sandro Piragini**, **Prof. Júlio Vargas Neto** por acreditarem, confiarem mostrando ao longo do tempo à arte de saber ensinar.

RESUMO

Para demonstrar o nível de atrito no bráquete (Roth, Composite, 10.17.005, 3,2 mm, largura 0,022" x 0,030", Torque -2ºe, angulação +13º, Morelli®, Brasil), com um fio de aço inoxidável (Morelli®, Brasil) e compará-lo ao dos fios de níquel titânio superelásticos Bioforce com *longuard* e sem *longuard* (Bioforce, GAC®, USA), todos retangulares de 0,019" X 0,025", e determinar a possibilidade de seu uso durante a fase de alinhamento e nivelamento, este trabalho utilizou uma amostra de 24 corpos de prova, confeccionados a partir de uma placa de acrílico. Para testar a fricção estática e cinética foram utilizados 8 bráquetes e 8 segmentos de fios, de cada um dos três tipos utilizados. Desta forma, cada segmento de fio foi utilizado seguidamente em três corpos de prova, ou seja: os corpos de prova 1, 2 e 3 receberam o mesmo segmento de fio e, assim, sucessivamente com os corpos de prova restantes. Os experimentos foram realizados no Laboratório de Ensaio de Materiais do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, em Campinas, SP, utilizando uma máquina de ensaio Emic DL2000® para a leitura da força de deslizamento e de atrito entre os braquetes e os diferentes tipos de fios. Com base na metodologia utilizada, nas condições testadas e, de acordo com resultados obtidos neste estudo, concluiu-se que: 1. Os fios retangulares de 0,019" X 0,025" Bioforce com e sem *longuard* apresentam um coeficiente de variação significativamente menor no nível de atrito que o fio de aço inoxidável; 2. Pelo fato de gerarem um nível de atrito médio menor que o fio de aço inoxidável, os fios Bioforce com e sem *longuard* podem ser utilizados nas fases de alinhamento e nivelamento.

Palavras-chave: braquetes, fricção, fios ortodônticos.

ABSTRACT

To demonstrate the attrition level in bracket (Roth, Composite, 10.17.005, 3,2 mm, width 0,022" x 0,030 ", Torque -2º, angulation +13º; Morelli®, Brazil), with a wire of stainless steel (Morelli®, Brazil) and to compare it to wires of nickel titanium superelastic Bioforce with longuard and without longuard (Bioforce, GAC®, USES), all rectangular of 0,019 " X 0,025 ", and to determine the possibility of its use during the alignment and leveling phase, this work used a sample of 24 test specimens, made from an acrylic plate. To test the static and kinetic friction 8 brackets and 8 segments of wire they were used, of each one of the three used types. This way, each wire segment was used sequentially in three test specimens, that is: the test specimens 1, 2 and 3 received the same wire segment and, like this, successively with the remaining test specimens. The experiments were accomplished at the Laboratory of Materials Test from Odontological Research Center São Leopoldo Mandic, in Campinas, SP, using a testing machine Emic DL2000® for the reading of the sliding and attrition force and between the brackets and the different types of wires. With base in the methodology used, the tested conditions and, in agreement with results obtained in this study, was concluded that: 1. the rectangular wires of 0,019 " X 0,025 " Bioforce with and without longuard present a coefficient of variation significantly smaller in the attrition level than the wire of stainless steel; 2. for the fact of they generate a level mean of smaller attrition than the wire of stainless steel, the wires Bioforce with and without longuard can be used in the alignment and leveling phases.

Unitermos: brackets, friction, orthodontic wire

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Materiais utilizados para realização dos ensaios.....	36
Tabela 2	Descrição dos grupos experimentais	39
Tabela 3	Medidas do fio com longuard: Força Máxima (N)	82
Tabela 4	Medidas do fio com longuard: Força Máxima (gf)	83
Tabela 5	Medidas do fio com longuard: Força Máxima (kgf)	84
Tabela 6	Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (N)	85
Tabela 7	Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (gf)	86
Tabela 8	Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (kgf)	87
Tabela 9	Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (N)	88
Tabela 10	Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (gf)	89
Tabela 11	Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (kgf)	90
Tabela 12	Medidas do fio com longuard	54
Tabela 13	Medidas do fio sem longuard	55
Tabela 14	Medidas do fio de aço inoxidável	56
Tabela 15	Fio com longuard: Média Geral de cada segmento de fio	57
Tabela 16	Fio sem longuard: Média Geral de cada segmento de fio	58
Tabela 17	Fio de Aço Inoxidável: Média Geral de cada segmento de fio	59
Tabela 18	Medidas do fio com longuard: valores “p”	60
Tabela 19	Medidas do fio sem longuard: valores “p”	61
Tabela 20	Medidas do fio de aço inoxidável: valores “p”	62
Tabela 21	Medidas de força Máxima (N) e coeficiente de variação para os grupos de Prova	63

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Medidas do fio com longuard: Força Máxima (N)	49
Gráfico 2	Medidas do fio com longuard: Força Máxima (gf)	49
Gráfico 3	Medidas do fio com longuard: Força Máxima (kgf)	50
Gráfico 4	Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (N)	50
Gráfico 5	Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (gf)	51
Gráfico 6	Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (kgf)	51
Gráfico 7	Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (N)	52
Gráfico 8	Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (gf)	52
Gráfico 9	Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (kgf)	53

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE TABELAS

LISTA DE GRÁFICOS

1. INTRODUÇÃO	11
2. OBJETIVOS	13
3. REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1. Histórico e considerações gerais	14
2.2. Fios	20
2.3. Forças de fricção	31
4. MATERIAL E MÉTODO	36
4.1. Material	36
4.2. Método	39
5. RESULTADOS	49
6. DISCUSSÃO	64
7. CONCLUSÕES	70
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71
ANEXOS.....	75

INTRODUÇÃO

Desde Angle, os bráquetes passaram por diversas propostas de alterações na forma e nos materiais, evoluindo de simples para geminados, maiores ou menores, metálicos, de policarbonato ou cerâmicos. Mas, a forma do arco continua a ser obtida pela configuração de um fio ortodôntico.

Após a Primeira Guerra Mundial, a invasão do aço inoxidável na indústria também chegou à terapia ortodôntica, que passou a utilizá-lo rotineiramente, porque apresentava como características a ótima formabilidade, permitindo a execução de dobras com facilidade e precisão, além de ótima soldabilidade, baixo atrito e custo baixo. Entretanto, a alta rigidez era um fator que devia ser controlado pela redução do calibre dos fios, ou a confecção de alças quando fossem necessários movimentos individuais. Além de estender o tempo de trabalho profissional, a falta de controle sobre sua rigidez poderia gerar forças excessivas durante o movimento ortodôntico (GURGEL *et al.*, 2001).

Embora os fios de aço inoxidável sejam empregados até hoje, novos materiais estão sendo introduzidos paulatinamente para substituí-los, entre eles são mencionados os fios termo-ativados, que distribuem forças leves e fisiológicas, indicados para diversas fases da mecanoterapia ativa, substituindo com vantagem todos os fios redondos e alguns retangulares de aço inoxidável. Entre eles, são citados os fios de níquel-titânio (NiTi), porque possuem propriedades superelásticas, por meio das quais a carga torna-se quase uniforme quando a deflexão diminui no teste de cisalhamento, característica que leva a produção de uma força leve e contínua (MIURA *et al.*, 1986; ANDREASEN; AMBORN, 1989; BARWART, 1996), permitindo que seja conseguida uma movimentação dentária fisiológica efetiva (MIURA *et al.*, 1986; ANDREASEN; AMBORN, 1989; BARWART, 1996), mas, a disponibilidade comercial do fio NiTi é prejudicada pelo seu custo (ANDREASEN; AMBORN, 1989). Esse fio é indicado principalmente para o nivelamento e controle do torque, mas o detalhamento e a finalização devem feitos com fios de aço

inoxidável de forma e tamanho apropriados (MIURA *et al.*, 1986; ANDREASEN; AMBORN, 1989).

O fio confeccionado com a liga beta-titânio ou titânio-molibdênio, conhecido como TMA, tem como grande desvantagem o alto atrito, até oito vezes maior que a do aço inoxidável (GURGEL *et al.*, 2001), tendo sido demonstrado em alguns estudos que o atrito é bem maior que o do NiTi (LOFTUS *et al.*, 1999; CACCIAFESTA *et al.*, 2003) e, também, que a do fio de aço inoxidável (CACCIAFESTA *et al.*, 2003). Por outro lado, os fios feitos com a liga titânio-nióbio, que apresentam propriedades semelhantes ao TMA, mas com menos rigidez, apresentam como vantagem a resiliência associada a uma moderada formabilidade, mas, não são recomendados para mecânicas de retração ou fechamento de espaços por deslizamento (GURGEL *et al.*, 2001).

Em vários momentos da prática diária, o ortodontista expõe os fios metálicos a esforços mecânicos e tratamentos térmicos, que podem levar a mudanças da microestrutura dos mesmos e, portanto, das suas propriedades. Conseqüentemente, é de primordial importância que ele conheça os conceitos, as propriedades e aplicações clínicas dos materiais disponíveis no mercado, porque o uso coerente dos fios ortodônticos, acompanhado de um ótimo diagnóstico e planejamento, resultam em uma correção ortodôntica mais eficiente e realizada em período de tempo menor. Levando em consideração a importância que a seleção dos fios metálicos representa para o sucesso do tratamento, pois são os componentes que irão determinar a quantidade de força distribuída e o nível de estresse gerado nas estruturas de suporte dos dentes, durante toda a fase ativa da terapia ortodôntica, julga-se importante realizar um estudo que avalie a fricção no bráquete com diferentes tipos de fios: aço inoxidável, níquel titânio fios superelástico *Bioforce com longuard e sem longuard*, retangulares de .019" x .025", a fim de determinar a possibilidade de seu uso durante a fase de alinhamento e nivelamento.

OBJETIVOS

Este estudo avaliou o nível de atrito no bráquete com um fio de aço inoxidável (grupo controle) e compará-lo ao dos fios de níquel titânio superelásticos Bioforce com *longuard* e sem *longuard*, todos retangulares de .019" x .025" e determinar a possibilidade de seu uso durante a fase de alinhamento e nivelamento.

REVISÃO DA LITERATURA

- **Histórico e considerações gerais**

De acordo com PALMER (1951) os experimentos mais antigos sobre fricção registrados foram feitos por Leonardo da Vinci há aproximadamente 450 anos. Segundo da Vinci, as “leis da fricção” revelam que: “quando um corpo desliza ou tem tendência a deslizar sobre outro corpo, a força que atua para se opor à tendência ao movimento se chama “força de fricção”. Essa força é sempre paralela às superfícies que estão em contato”.

A fricção foi primeiramente mencionada na literatura ortodôntica por STONER (1960), destacando que deve ser reconhecido o fato de, por causa da ineficiência do aparelho, algumas vezes a força aplicada é dissipada pela fricção ou aplicação inapropriada, tornando difícil tanto controlar quanto determinar a quantidade de força que está sendo recebida pelo dente individualmente.

BUEHLER (1963) apresentou os resultados de uma pesquisa que havia feito com níquel e titânio, culminando em uma liga que foi chamada de “nitinol”. Esse nome foi derivado dos elementos que compunham a liga, ou seja: “ni” do níquel, “ti” do titânio e, “nol” do “Naval Ordinance Laboratory”, local da pesquisa.

ANDREASEN; QUEVEDO (1970) desenvolveram um estudo com o objetivo de comparar a resistência à fricção de diferentes tamanhos e larguras dos encaixes de bráquetes em relação a vários calibres de fios de arco. Os resultados mostraram que a magnitude da força não dependia da largura dos bráquetes.

ANDREASEN; HILLEMANN (1971) salientaram que, por apresentar melhores propriedades elásticas e de resistência à corrosão, o fio de Nitinol começava a ser utilizado na ortodontia moderna.

KAMIYAMA; SASAKI (1973) fizeram um estudo para verificar a resistência à fricção de diferentes tamanhos e larguras dos encaixes de

bráquetes em relação ao calibre do fio de arco. Após a análise dos dados obtidos observaram que, com o aumento na largura do bráquete mais força era requerida para mover o dente.

DRESCHER *et al.* (1989) destacaram que a fricção é definida como uma força tangencial ao limite comum de dois corpos em contato, que resiste ao movimento, ou tendência ao movimento, de um em relação ao outro. A fricção pode ser: 1) estática, a menor força necessária para iniciar o movimento de superfícies sólidas em repouso, uma em relação a outra e, 2) cinética, a força necessária para resistir ao movimento de deslizamento de um objeto sólido sobre um outro, em velocidade constante. Como essas forças operam em direção oposta ao corpo em movimento, é importante eliminar ou minimizar as forças de fricção, quando está sendo planejada a movimentação de dentes por meios ortodônticos. O movimento méso-distal pode ser executado pela movimentação livre ou guiando um dente ao longo de um fio de arco. A principal vantagem do primeiro mecanismo (isto é, retração com arco seccionado) é a ausência de forças de fricção entre o bráquete e o arco. Mas, infelizmente este mecanismo está associado com rotações indesejáveis nos planos sagital e transversal, resultando em aumento nos requisitos de nivelamento. Por outro lado, embora com a segunda técnica (guiar o dente ao longo do fio de arco) diminuam os movimentos rotacionais adversos, ocorre a fricção, fato que resulta em retardo do movimento dentário, aumento nos requisitos de ancoragem, ou ambos. O relacionamento direto observado entre a força de retardo (isto é, a resistência biológica) e a força de fricção é devido ao aumento na carga nos pontos de contato entre o bráquete e o fio de arco, bem como entre o bráquete e o fio de ligadura. Esse relacionamento direto enfatiza a necessidade de um arco passivo de nivelamento, antes da aplicação de forças méso-distais. Guiar um dente ao longo de um fio de arco pode ser dividido em quatro fases consecutivas, ou seja: Fase 1 – antes da aplicação da força em direção méso-distal e na finalização do estágio de nivelamento o fio permanece no slot, sem nenhum problema; Fase 2 – concomitante com a aplicação da força na direção méso-distal o dente inclina e rotaciona, visto que o ponto de aplicação da força está situado acima do centro de resistência; Fase 3 – a aplicação de força contínua produz uma deformidade elástica no fio do arco, fazendo com que a carga e a fricção nos pontos de contato entre o fio e o

bráquete, levando à perda de uma parte da força méso-distal. Essa deformidade elástica produz, concomitantemente, movimentos de anti-inclinação e anti-rotação do dente e, Fase 4 – em uma situação de desequilíbrio, pode ser desenvolvida uma deformidade permanente no fio do arco e, obviamente, isso deve ser evitado. Quando um dente é guiado ao longo do fio de arco ocorrem movimentos repetidos de inclinação e verticalização (Fases 1 a 3). Mas em situações clínicas podem estar envolvidos fatores adicionais, como por exemplo uma obstrução na mastigação que pode interromper esse ciclo, pelo fato de causar uma deformação permanente no fio (Fase 4).

ANGOLKAR *et al.* (1990) salientaram que, na terapia ortodôntica é preciso entender o impacto da fricção entre os bráquetes e o fio do arco, para que possa ser aplicada a força apropriada para obter uma resposta ótima dos tecidos biológicos e movimento adequado durante as mecânicas de deslizamento. Nesta fase do tratamento, magnitudes maiores de força aplicada podem ser requeridas para superar a resistência da fricção na interface bráquete/fio. Mas, diversas variáveis podem afetar a magnitude da fricção entre o bráquete e o fio, entre elas: o material do fio; a forma e o calibre do fio; o material da ligadura; o tamanho do encaixe do bráquete; a largura do bráquete; a angulação entre o encaixe do bráquete/fio; o material do bráquete e, a lubrificação salivar.

STAGGERS; GERMANE (1991) citaram que as mecânicas de retração podem ser divididas em duas categorias, com fricção e sem fricção. Nas mecânicas com fricção ou de deslizamento, uma cadeia ou um fio elástico é ligado ao dente e colocado um arco contínuo. A cadeia elástica é o componente da força de retração, com a interação fio-bráquete produzindo o momento. Os dentes recebem um momento de força em dois planos do espaço. A magnitude do momento de torque depende do tamanho, forma e material do fio e da largura do bráquete. Quanto maior a taxa de carga/deflexão do fio, tanto maior a força resultante de sua deflexão e tanto maior o momento produzido. Quanto mais largo o bráquete, tanto maior o momento. A principal vantagem das mecânicas com fricção é que geralmente não são necessárias configurações complicadas no fio, consumindo menor tempo para a colocação do fio inicial. Entretanto, a sua menor eficiência,

quando comparada às mecânicas sem fricção, não pode ser ignorada. A presença de fricção diminui o movimento do dente ao longo do fio. Os fios de cromo-cobalto, beta-titânio e níquel-titânio produzem mais fricção do que os fios de aço inoxidável. Os fios retangulares produzem mais fricção do que os fios redondos, e os fios mais espessos mais do que os de menor calibre. Entretanto, os fios com fricção mais baixa (mais delgado, redondo, de aço inoxidável) não são necessariamente os melhores para as mecânicas de deslizamento. Por exemplo, um fio redondo de .014" ou .016" pode ser distorcido pelas forças elásticas, causando inclinação e rotação excessivas, enquanto um fio de .018" ou um fio de .017" x .025" é menos sensível à distorção pelos elásticos. A composição do bráquete também afeta as mecânicas de deslizamento. Os bráquetes de cerâmica produzem mais fricção do que os de aço inoxidável. Embora alguns ortodontistas acreditem que os bráquetes menores produzem menos fricção, a força de fricção depende da pressão sobre as superfícies de deslizamento, e não da superfície da área de contato. Nas mecânicas sem fricção, os dentes são movidos sem o deslizamento dos bráquetes ao longo do fio. A retração é alcançada com alças ou molas, as quais oferecem maior controle do movimento de dente do que as mecânicas de deslizamento. A força de uma mola de retração é aplicada tracionando a extremidade distal através do tubo molar. O momento é determinado pela configuração do fio e pela presença das dobras, as quais produzem a ativação. Quando é usada uma mola de retração, dois momentos controlam as forças verticais e de ancoragem. O momento alfa produz o movimento distal das raízes dos dentes anteriores, enquanto o momento beta produz o movimento mesial das raízes dos dentes posteriores. Os movimentos diferenciais dos segmentos posterior e anterior podem ser alcançados pela variação da magnitude destes momentos. A distância que devem ser movidos os segmentos anterior e posterior depende do grau de apinhamento, do perfil de tecido mole e do relacionamento molar. A quantidade necessária de retração anterior ou protração posterior deve ser determinada antes do planejamento de uma alça. Independente da magnitude inicial dos momentos alfa e beta, podem ocorrer mudanças na magnitude durante a retração, a magnitude do momento alfa diminui mais rapidamente do que a do momento beta, aumentando a ancoragem posterior. Também, como o momento beta

torna-se relativamente maior, há uma maior força intrusiva para os dentes anteriores e uma maior força extrusiva para os dentes posteriores. As mecânicas sem fricção requerem maior habilidade para colocar as dobras no fio e mais tempo de cadeira do que as mecânicas de deslizamento, o que pode causar algum desconforto para o paciente. Como existem indicações tanto para as mecânicas de deslizamento como para as mecânicas sem fricção, o ortodontista necessita conhecer ambas as alternativas, não se limitando somente a uma delas.

BRAUN; MARCOTTE (1995) ressaltaram que um aparelho bem planejado deve apresentar três características: 1) produzir um momento de força com taxa constante durante um período extenso de ativação; 2) o movimento resultante da unidade ativa (dentes sendo movidos) ocorre próximo de um centro de rotação previsível e, 3) o sistema de força na unidade reativa (dentes de ancoragem) deve ser conhecido e controlado. Com base nestes princípios, o tratamento pelo método seccionado é totalmente realizado com várias secções de fios, de diferentes materiais e de vários comprimentos, não conectando necessariamente os bráquetes dos dentes adjacentes. Desde que, para manter o centro de rotação de uma unidade ativa é requerido um momento de força com taxa relativamente constante, o aparelho precisa ter um sistema de distribuição de força que tenha uma taxa baixa de carga/deflexão, com uma larga extensão de ativação. A taxa carga/deflexão depende de três fatores fundamentais: secção do fio, material do fio e comprimento do fio. Em um fio redondo a taxa carga/deflexão depende do diâmetro do fio, e no fio retangular depende de sua configuração. É evidente que o aparelho ortodôntico deve possuir rigidez variada, ou seja, uma taxa de elasticidade elevada nas unidades reativas (de ancoragem) e uma taxa relativamente baixa na unidade ativa (em movimento) para que haja maior constância e previsibilidade da força. Portanto, a constância da taxa do momento da força pode ser melhorada alterando um ou mais destes três fatores.

ROSE; ZERNIK (1996) explicaram que os bráquetes de cerâmica, sejam os feitos de alumina policristalina ou monocristalina, são mais resistentes do que os de aço inoxidável para o deslizamento no arco e, conseqüentemente, menos eficientes na movimentação dentária. Como a força de resistência depende primariamente das características das duas superfícies em contato e

da força perpendicular na área de contato, a principal causa do aumento da resistência dos bráquetes de cerâmica é a diferença na dureza das superfícies existente entre o material cerâmico e o aço inoxidável, beta-titânio ou níquel-titânio. Os bráquetes de metal que apresentam superfícies do encaixe mais lisas parecem ter resistência mais baixa ao deslizamento, do que os bráquetes *edgewise* convencionais. Da mesma forma, os bráquetes de cerâmica com bordas e superfícies do encaixe mais lisas podem permitir que o fio do arco deslize mais livremente.

Segundo RYAN *et al.* (1997), para produzir o movimento do dente a força gerada pelo aparelho ortodôntico deve primeiro superar as forças de fricção estática. Para esse movimento prosseguir, as forças ortodônticas precisam ser maiores do que as forças de fricção cinéticas, produzidas pelo próprio movimento, bem como pela resistência causada pelo periodonto.

De acordo com GURGEL *et al.* (2001), por todo o século XX, a evolução dos fios ortodônticos ocorreu paralelamente à dos bráquetes. No início o ouro, a prata, o bronze e o latão eram os materiais disponíveis para os aparelhos ortodônticos, mas, após a primeira Guerra Mundial a invasão do aço na indústria contaminou também a ortodontia, que a passou a usá-lo como rotina. O aço inoxidável é utilizado até hoje, embora paulatinamente esteja cedendo espaço aos novos materiais, como o cromo-cobalto, níquel-titânio, beta-titânio ou titânio-molibidênio, titânio-nióbio e, mais recentemente, os fios de resina e fibra de vidro.

CACCIAFESTA *et al.* (2003b) destacaram que, durante as mecânicas de deslizamento, a resistência à fricção é uma importante força contrária ao movimento ortodôntico dos dentes e, portanto, deve ser controlada, para que forças leves ótimas possam ser utilizadas, desde que, se ocorrer uma resistência mais alta da fricção será necessário um aumento das forças ortodônticas, tendo sido demonstrado que a porção da força aplicada que é perdida por causa da resistência ao deslizamento estende-se de 12% a 60%.

BRAGA *et al.* (2004) esclareceram que a mecânica de deslizamento (ou mecânica com fricção) é a maneira geralmente aplicada em Ortodontia para designar o deslizamento do dente (bráquete) ao longo do fio, através da aplicação de uma força. Conseqüentemente, deve ser reconhecida a contribuição do atrito de cada componente do aparelho, como bráquetes e fios,

para que o movimento do dente individual possa ser controlado através da aplicação de forças. Um número significativo de fatores pode influenciar o coeficiente de atrito, evidenciando a sua natureza multifatorial, entre eles podem ser consideradas as influências do fio em relação à liga, secção transversal e rugosidade da superfície. Existem também os relacionados aos bráquetes, como material, tamanho do slot, largura e rugosidade da superfície. Além desses, devem ser lembradas a influência da angulação entre fios e bráquetes, da forma de fixação dos fios nos slots dos bráquetes e, também a saliva.

CECILIO *et al.* (2005) lembraram que, a partir de 1930, devido ao avanço no processo de fabricação de fios, o aço inoxidável gradativamente substituiu os arcos feitos com fio de ouro. Mas, embora vários tipos de fios sido introduzidos no mercado com o passar do tempo, como os de cromo-cobalto e de titânio-molibdênio, os de aço inoxidável continuam sendo os que apresentam menor atrito e custo mais baixo.

- **Fios**

MIURA *et al.* (1986) executaram um estudo para verificar as propriedades dos novos fios japoneses com liga de níquel-titânio (NiTi), sua elasticidade, flexão e a influência do tratamento térmico, quando comparados com os fios de aço inoxidável, cobalto-cromo-níquel (Co-Cr-Ni) e Nitinol. Os resultados mostraram que o fio japonês NiTi exibiu uma propriedade incomum chamada de “superelasticidade”, que nenhum outro fio ortodôntico possuía. O fio NiTi japonês distribuía uma força constante e, entre todos que foram comparados, foi o que apresentou a menor probabilidade de sofrer deformação permanente durante a ativação. Como pode ser observado no teste de cisalhamento, a nova liga NiTi exibiu propriedades superelásticas, indicando uma área definida de pressão apesar das alterações na taxa de tensão, enquanto que os fios de aço inoxidável, Co-Cr-Ni e Nitinol mostraram um relacionamento proporcional entre a pressão e a tensão. Por outro lado, o fio NiTi japonês possuía propriedades superelásticas, por meio das quais a carga tornava-se quase uniforme quando a deflexão diminuía no teste de

cisalhamento. Essa característica levava a produção de uma força leve e contínua, permitindo que fosse conseguida uma movimentação dentária fisiológica efetiva. Pelos resultados obtidos concluíram que poderiam ser fabricados arcos fornecendo magnitudes diferentes de força com um fio do mesmo diâmetro, além de poderem ser produzidas diferentes magnitudes de força no arco pré-formado, quando é controlada a temperatura e o tempo na secção desejada do arco.

HARRIS *et al.* (1988) estudaram as alterações nas propriedades mecânicas de uma liga ortodôntica de níquel-titânio, a nitinol de .016 de polegada, em uma simulação do meio bucal, com vários níveis de acidez e com diferentes quantidades de deflexão estática (0, 1, 2 ou 4 mm). Como controle foram utilizados fios mantidos em campos secos e sem nenhuma tensão. Os resultados indicaram uma diminuição significativa nas propriedades mecânicas específicas nos fios incubados, quando comparados com os que foram mantidos secos. A acidez (pH de 3 a 7) e a quantidade de deflexão (0 a 4 mm em um vão de 10 mm) não afetaram o fio, mas houve uma diminuição monotônica significativa na resistência ao cisalhamento com o passar do tempo no meio bucal simulado. Após quatro meses, essa medida de suscetibilidade a deformação permanente aumentou perto de 15%. Conseqüentemente, o uso a longo prazo (ou a reutilização) de um fio nitinol pode estar associado a uma degradação pequena, mas estatisticamente significativa, no desempenho, especialmente no limite de elasticidade do fio.

WILCOCK (1988) mencionou que a filosofia de tratamento atual está voltada para o emprego de forças extremamente leves para facilitar a movimentação dentária. Portanto, na produção dos fios ortodônticos, as propriedades mais importantes são a flexibilidade (tensão elástica) e elasticidade (energia armazenada por unidade de volume). De modo ideal, além de resistir às forças da oclusão, estes materiais devem fornecer uma força leve e contínua em grandes deslocamentos, sem que ocorra deformação permanente.

De acordo com ANDREASEN; AMBORN (1989), as vantagens do fio NiTi incluem sua estabilidade física (baixo grau de corrosão) e forças leves e moderadas, quando comparado com o fio de aço inoxidável. Nas mecânicas de deslizamento, o fio NiTi gera menos resistência por atrito do que o de aço

inoxidável, permitindo a movimentação de dentes com forças menores. Este fio é indicado principalmente para o nivelamento e controle do torque, sendo sugerido que o detalhamento e a finalização sejam feitos com fios de aço inoxidável de forma e tamanho apropriados.

HURST *et al.* (1990) fizeram um estudo com o objetivo de analisar quantitativamente o fenômeno de memória da forma de fios (.018") feitos de sete ligas de níquel/titânio (Nitinol [Unitek]; NiTi [Ormco]; Orthonol [Rocky Mountain], Titanal [Lancer Pacific] e Sentinol [GAC International]) disponíveis no mercado. O fio Sentinol foi testado nas versões pesado, médio e leve. A memória da forma foi determinada pelo cálculo do percentual de recuperação da forma que ocorria quando o fio de cada liga era primeiramente deformado abaixo da extensão da temperatura de transição (TTR) e ao ser aquecido acima da TTR. Os dados obtidos indicaram que: 1) a recuperação percentual média estendia-se de 89% a 94% para as ligas Ni-Ti, Orthonol, Titanol, Sentinol leve e Sentinol média. A liga Sentinol pesada mostrou uma recuperação média de 41,3%, o que foi significativamente menos do que o das outras ligas. 2) Parecia que o fio Sentinol pesado mostrava uma recuperação com percentual relativamente menor porque sua TTR estava próxima da temperatura ambiente. Isso resultou em deformação plástica mínima, porque a liga recuperou seu comprimento original quase imediatamente. Concluíram que a TTR devia ser razoavelmente mais elevada do que a temperatura oral para aplicação clínica do fenômeno de memória de forma das ligas de níquel-titânio.

MIURA *et al.* (1990) lembraram que, no tratamento térmico a liga superelástica NiTi não só altera seu nível de força, como também memoriza a forma. Essa última característica torna possível condicionar um arco, de modo que ele memorize uma forma particular, incluindo os movimentos vestibulo-lingual, de torque e angulação. Portanto, o arco pode ser confeccionado no laboratório, em vez de ser feito no momento da colocação, permitindo que tenha as formas mais precisas do que o feito no momento da consulta. Os fios superelásticos NiTi retangulares tornam possível exercer o controle tridimensional durante o tratamento. O controle dos dentes pode ser ainda mais preciso quando o calibre do fio é aumentado, e, nesse caso, o aumento da fricção no bráquete torna-se um problema. Os fios NiTi são usados principalmente com bráquetes pré-ajustados, mas o conceito de memória da

forma é contrário ao dos aparelhos pré-ajustados, como o Straight-wire. Explicaram que desenvolveram uma técnica para a confecção de formas de arco pré-cirúrgicas individualizadas, utilizando para isso uma montagem em modelo, como segue: 1) colar os bráquetes diretamente nos dentes. Tomar uma impressão de silicone de cada arcada. Fazer um conjunto separado do mesmo tipo de bráquetes e soldar um attachment de fio em cada base, para prevenir qualquer deslizamento. Colocar os novos bráquetes no molde de silicone e fazer os modelos. 2) Montar os modelos em um articulador e alinhar os dentes em suas posições pós-cirúrgicas. 3) Unir os fios NiTi superelásticos ao modelos de trabalho. 4) Cobrir cada modelo de trabalho com o mesmo material utilizado na confecção dos modelos e levar para tratamento térmico em forno elétrico. O tratamento a 510° C por um período de três a cinco minutos fornece as condições apropriadas para o fio do arco memorizar acuradamente a forma ideal do arco. Com o uso da memória da forma e essa montagem em modelos, podem ser usados não só bráquetes padrão, mas teoricamente os dentes podem ser movidos para as posições do modelo, mesmo se o posicionamento do bráquete for difícil por causa de apinhamento ou problemas oclusais.) Além disso, com o “controle reversível” do nível de força, o mesmo fio usado com forças leves e contínuas na fase inicial pode ser empregado durante o tratamento inteiro, aumentando gradualmente o nível da força. O emprego de um único fio “com memória” elimina a necessidade de mudar os arcos periodicamente, tornando o tratamento ortodôntico mais preciso e, também, diminuindo o tempo de atendimento clínico. Entretanto, ainda existem problemas no uso desses fios em casos com exodontias e no controle da largura do arco dentário, sendo necessárias mais pesquisas e testes clínicos para tentar encontrar as soluções.

VIAZIS (1991) explicou que a memória da forma é o fenômeno pelo qual a liga macia e de fácil formabilidade, em baixa temperatura, pode facilmente retornar à sua configuração original, quando aquecida a uma temperatura de transição adequada. A superelasticidade é a propriedade demonstrada quando o valor do estresse permanece constante, além de um determinado ponto de deformação do fio, e se mantém constante quando o fio retorna à forma original.

Em trabalho posterior, VIAZIS (1993) destacou que os fios retangulares NiTi têm excelente aplicação clínica, especialmente nas fases iniciais do tratamento ortodôntico, isto é, de alinhamento e nivelamento. Eles podem substituir todos os fios redondos bem como alguns dos retangulares de aço inoxidável. Mas, certamente, não substituem os arcos de aço inoxidável de finalização, necessários para o detalhamento, coordenação das arcadas dentárias e dobras de finalização. A seqüência que recomenda para o tratamento é o uso do fio NiTi retangular do sistema de .018 de polegada para o arco inicial, e de aço inoxidável de .016 X .022 de polegada como arco de finalização.

MUENCH (1994) lembrou que, atualmente, estão disponíveis fios ortodônticos confeccionados com várias ligas, entre elas as de níquel-cromo, cromo-cobalto-níquel, beta-titânio e níquel-titânio. As grandes novidades das ligas de níquel titânio são a “memória de forma” e a “superelasticidade”. Os fios dessas ligas permitem a aplicação de forças quase constantes por longo tempo. Esse fato vem de encontro ao que é preconizado, ou seja, a aplicação de forças leves, mas contínuas.

BISHARA *et al.* (1995) mencionaram que a propriedade de memória dos fios termodinâmicos só é parcialmente entendida, acreditando-se que resulte da capacidade inerente do fio de alterar acentuadamente suas forças de união em função da temperatura. Esse fenômeno de recuperação da forma pode ser o resultado de uma transição na estrutura de cristal, devido a deformação e ao resfriamento. Quando a transição é revertida por meio de aquecimento, a estrutura retorna à sua forma original e ocorrem alterações abruptas nas propriedades. Um fio nitinol termodinâmico ideal deve ter as seguintes características: 1) mostrar-se inteiramente maleável na temperatura ambiente para que possa ser facilmente amarrado; 2) apresentar ativação instantânea com o calor da boca; 3) ter capacidade de aplicar forças ortodônticas clinicamente aceitáveis, que devem resultar em movimento dentário; 4) quando totalmente ativado, não pode ser afetado pelo aumento do calor na boca e, 5) deve apresentar extensão de temperatura de transição, isto é, deve permanecer totalmente ativo na temperatura da boca, mas completamente passivo quando mantido em baixas temperaturas. Essa propriedade irá dar ao

clínico tempo suficiente para prender o arco nos encaixes dos bráquetes, antes que a temperatura da boca ative o fio.

VIAZIS (1995) mencionou que a segunda geração do fios Bioforce quadrados ou retangulares são versáteis como arcos iniciais, porque permitem o alinhamento, nivelamento e fechamento de espaços simultaneamente. Os novos fios Bioforce longuard têm uma camada de 3 micra de nitrogênio, conseguida com o bombardeamento de íons na superfície do fio. Esse processo parece reduzir a fricção, fratura e a liberação de níquel na boca. O uso de bráquetes com encaixe de .022" e o fio superelástico Bioforce longuard quadrado de .020" permitem o controle adequado de torque e inclinação na fase inicial, com a habilidade de incorporar a maioria dos mal alinhamentos vertical ou horizontal. Esse fio é facilmente tolerado, especialmente se o paciente é instruído a aplicar gelo no local. Ele não preenche o encaixe totalmente reduzindo, conseqüentemente, a fricção no bráquete, mas leva os encaixes dos bráquetes às posições onde os fios de finalização de .019" x .025" podem ser encaixados bem precocemente no tratamento. Outra opção é o uso inicial do fio Bioforce longuard de .018" x .025", que é só um pouco menor do que o fio da finalização.

PROFFIT (1995) explicou que, quando um objeto em movimento faz contacto com outro a fricção na interface produz resistência ao movimento. Essa resistência depende de: 1) a área de contato; 2) a força com a qual as superfícies em contato são pressionadas juntas e, 3) o tipo de superfície na interface (áspera ou polida, modificada por lubrificante etc.). A resistência à fricção pode ser reduzida quando é modificado um, ou todos esses fatores, mas ela não pode ser totalmente eliminada. A quantidade de força entre o fio e o bráquete influencia fortemente a quantidade de fricção. Assim, se um dente é puxado ao longo de um fio de arco, ele se inclinará até que os cantos do bráquete contatem o fio e este se curve o suficiente para gerar um momento, impedindo uma inclinação futura. Os fios ortodônticos e os bráquetes têm superfícies polidas e lisas e, na boca, a saliva atua como um lubrificante razoável. Parece interessante observar que, embora o fio NiTi apresente uma superfície brilhante, quando comparado ao de aço inoxidável, ele apresenta menos resistência à fricção para deslizar um dente do que o de aço inoxidável. Essa vantagem teórica pode não ser uma vantagem na prática, embora mostre

que qualquer alteração na qualidade da superfície pode ser significativa. Como a superfície irregular de um fio torcido ou trançado pode aumentar a resistência do arco para o deslizamento, é imprudente tentar deslizar dentes ao longo de fios com superfícies sem polimento ou com irregularidades.

BARWART (1996) realizou um estudo para comparar o efeito da mudança na temperatura sobre a distribuição da força em molas feitas de fio NiTi japonês e das molas comercialmente disponíveis de aço inoxidável. Para isso foram feitos testes de aquecimento e resfriamento entre 20° C e 50° C, mantendo a extensão de ambos os tipos de molas constante, registrando continuamente a força distribuída. Os resultados mostraram que, para todas as molas avaliadas, os valores da carga se elevaram com o aumento da temperatura e diminuíram com a queda na temperatura. Esse relacionamento entre a mudança na temperatura e a carga foi mais marcante nas molas de NiTi do que nas de aço inoxidável. A força medida a 37° C foi maior do que aos 20° C para a mola NiTi. Ao serem resfriadas, as molas superelásticas mostraram um comportamento incomum, tendo sido observada uma rápida diminuição na força após o início da queda da temperatura, em níveis abaixo daqueles dos aumentos da temperatura. Tal diminuição não linear na carga não foi constatada nas molas de aço inoxidável. A partir desses dados, concluiu que mudanças mínimas na temperatura podem ocasionar alterações significantes na distribuição de forças pelas molas superelásticas de NiTi.

ALMEIDA *et al.* (1996) mencionaram que o “fio ideal” para o tratamento ortodôntico, no que diz respeito a tensão, deformação e propriedades mecânicas, deve apresentar as seguintes condições: uma vez submetido a uma tensão o fio sofre deformação. A deformação elástica é reversível e desaparece quando a tensão é removida. Já a deformação plástica está relacionada com cisalhamento de planos atômicos do material. Nesse caso, no “fio ideal”, a deformação deverá ser elástica e as forças (F_1 e F_2) levarão o fio à flexão e irão gerar tensões de compressão, tração e cisalhamento, dependendo da região. Isso significa que as tensões são complexas, portanto, quanto maior for o limite de elasticidade maior é a eficiência do fio, pois é a maior tensão que um material pode ser submetido, retornando às suas dimensões originais quando a força externa é removida. Quando está sob tensão e sofrendo deformação, após a remoção da força, o fio volta à forma original. Podendo ser

dito que o fio é flexível e que no “fio ideal” tenta-se obter a maior flexibilidade possível. Além disso, a resiliência deve ser alta, pois é a quantidade de energia necessária absorvida pelo fio, quando as tensões são proporcionais às deformações, ou seja, as tensões não devem exceder o seu limite de proporcionalidade.

SACHDEVA (1997) esclareceu que em meados dos anos oitenta o níquel titânio foi introduzido no uso ortodôntico. Esse material distinguia-se dos outros utilizados por demonstrar um comportamento de transformação martensítica termo-elástica, isto é, ser mantido em sua “fase plástica”, para ser facilmente posicionado nas ranhuras dos bráquetes, reassumindo o formato original do arco (memória de forma) na temperatura bucal (austenítica). Isso ocorre por uma mudança reversiva da estrutura cristalina, decorrente da alteração de temperatura. É exatamente a diferença entre a temperatura austenítica e a temperatura da boca que determina a força gerada pela liga de níquel titânio. Portanto, para explorar a superelasticidade no seu maior potencial, a temperatura de trabalho do aparelho ortodôntico deve ser maior que a temperatura austenítica. Sugeriu, ainda, que a característica mais importante do comportamento do níquel titânio superelástico na clínica ortodôntica era a liberação de forças mais constantes para grandes deflexões.

RYAN *et al.* (1997) lembraram que, recentemente, o processo de implantação de íons, freqüentemente usado no campo da engenharia mecânica, vem sendo aplicado nos fios ortodônticos. É cogitado que esse processo, que altera a composição da superfície do fio, pode diminuir as forças de fricção produzidas durante a movimentação dentária. Esse fato é importante pois a composição do fio ortodôntico está entre as variáveis que têm impacto sobre as forças de fricção produzidas na movimentação dentária.

FERREIRA (1998) revisou a literatura sobre as novas ligas metálicas usadas nos fios ortodônticos, salientando que para fazer uso criterioso dos novos materiais disponíveis é preciso conhecer suas propriedades mecânicas básicas, tais como a resistência à deflexão, a força elástica máxima e a recuperação elástica. A resistência à deflexão é a quantidade de força produzida por unidade de ativação (mm) de um fio ou mola ortodôntica, portanto, quanto mais resistente à deflexão (rígida) for uma liga, mais força ela libera sobre o periodonto. A força elástica máxima é o limite que uma liga pode

suportar sem que haja deformação permanente e, por essa razão, depende da combinação da resistência à deflexão e da recuperação elástica da liga. Conseqüentemente, é a propriedade que limita a manipulação dos fatores envolvidos na resistência à deflexão, tais como o comprimento do fio, sua secção transversal e sua natureza metálica. Por outro lado, a recuperação elástica diz respeito à máxima deflexão, ou deslocamento que um fio ou mola ortodôntica podem ser submetidos antes que haja deformação permanente, fazendo com que, as ligas com alta recuperação elástica permitam amplas ativações. Mas, uma outra propriedade que não deve ser esquecida quando se fala em elasticidade é a resiliência, que diz respeito a capacidade de uma liga de armazenar energia elástica. Isto significa que, quanto mais resiliente é uma liga metálica, mais lentamente ela libera a carga armazenada após a ativação no caso de uma mola, ou a carga armazenada após a inserção no encaixe dos bráquetes no caso de um fio ortodôntico. As ligas de aço inoxidável e as de cromo-cobalto são menos resilientes se comparadas às de níquel-titânio e de titânio-molibdênio.

MARTINS; SELAIMEN (1998) destacaram que as novas ligas para fios ortodônticos apresentam características capazes de preencher as lacunas deixadas por uma ortodontia realizada com fios seqüenciais de aço inoxidável, que varia a força pela mudança crescente do calibre da secção transversal dos fios. A utilização de fios constituídos de liga de NiTi proporciona vantagens, como: 1) tempo reduzido de cadeira; 2) aplicação de uma força leve e contínua; 3) diminuição do tempo necessário para o alinhamento e nivelamento dentário, o que pode ser realizado, freqüentemente, com um único arco e; 4) trabalho dentro de limites biológicos aceitáveis. O fio de NiTi pode ser amplamente defletido sem sofrer deformação, pois possui um baixo módulo de elasticidade, o qual é muito útil quando se necessita de grandes deflexões, liberando forças leves e constantes. Ao contrário, no aço inoxidável uma pequena ativação resulta em uma força de magnitude elevada, diminuindo abruptamente após uma leve desativação do arco. Entre as vantagens dessa liga metálica estão o conforto do paciente e a diminuição da reincidência das zonas de hialinização. As ligas de beta titânio (TMA) são intermediárias entre as de NiTi e as de aço inoxidável, apresentando baixa rigidez, alta deflexão elástica máxima, boa formabilidade e facilidade de soldagem. Sua alta deflexão elástica máxima

simplifica o desenho dos aparelhos, eliminando muitas vezes a necessidade de alças durante o nivelamento. Mais recentemente, as ligas de NiTi foram aprimoradas e a elas incorporado o elemento Cobre (Cu), que estabiliza a temperatura de transformação e torna a liga mais sensível termicamente, chamada de Copper NiTi e disponível em quatro temperaturas diferentes. Outra novidade disponível é o fio TMA, utilizado nos casos em que o NiTi não é capaz de produzir as forças e os momentos desejados, e o aço inoxidável seria excessivamente rígido. Mas, as últimas novidades, em relação a fios e ligas são o “Turbo wire”, composto de nove fios de NiTi trançados, de secção retangular, o que facilita o engajamento total no encaixe do bráquete já no primeiro arco e o controle de torque, mesmo em casos com grandes discrepâncias. Foi planejado para ser o primeiro arco do tratamento, alterando a seqüência tradicional dos fios ortodônticos, além de apresentar um nível baixo de dor e desconforto para o paciente. O “Titânio Niobium”, que amplia as possibilidades de um fio sólido, apresenta 60% da força do fio de TMA e não é elástico. A sua resiliência é semelhante a do aço inoxidável, características que elegem esse fio para os ajustes intrabucais (elásticos verticais, controle de torque e pequenas dobras de 1ª e 2ª ordem). Sua principal vantagem é o fato de facilitar a finalização dos casos, por não serem necessárias dobras e ajustes, o que torna as consultas finais mais rápidas e precisas, adequando o tratamento à cooperação dos pacientes, que vai se esgotando próximo ao final do tratamento.

MINERVINO *et al.* (2000) explicaram que o efeito conhecido como “memória de forma” caracterizam as ligas de níquel-titânio e tem relação com sua estrutura metalúrgica (fase martensítica-austenítica). Essas ligas podem existir em mais de uma forma e estrutura cristalina. A forma martensítica existe a baixas temperaturas, a forma austenítica a altas temperaturas. A transformação martensítica ocorre pelo mecanismo de cisalhamento, sem mudança na composição. A memória de forma refere-se à habilidade do material de “lembrar” sua forma original, após permanecer elasticamente deformada na sua forma martensítica. Na aplicação prática, uma certa forma é determinada enquanto a liga é mantida numa temperatura elevada, acima da temperatura de transição martensítica-austenítica. Quando a liga é esfriada

abaixo da temperatura de transição, ela pode ser elasticamente deformada, mas, quando é aquecida novamente, sua forma original é restabelecida.

GURGEL *et al.* (2001) fizeram uma revisão da literatura sobre os fios ortodônticos, concluindo que as novas ligas têm propiciado algumas alterações no protocolo de tratamento, encurtando o tempo de cadeira, bem como do tratamento como um todo. Após descreverem os diferentes tipos de ligas disponíveis, salientaram que as propriedades particulares dessas ligas permitem a aplicação nas várias fases do tratamento, substituindo, em grande parte, o uso dos fios clássicos de aço inoxidável.

ARRUDA *et al.* (2003) lembraram que, quando comparado ao fio de aço inoxidável, o de Nitinol apresenta maior resistência na deformação permanente, ou seja, tem um alto limite elástico e uma baixa força por unidade de desativação, isto é, baixo módulo de elasticidade. Após a ativação do arco, a liberação de força é linear, o que resulta numa baixa perda de força durante a desativação suave do arco. A liga de Nitinol apresenta uma estrutura martensítica estabilizada, já que sua capacidade de ter memória de forma foi suprimida pelo trabalho a frio ocorrido durante a manufatura.

Segundo BRAGA *et al.* (2004), vários estudos foram realizados com a finalidade de encontrar uma associação favorável de diferentes tipos de bráquetes e fios. Entretanto, dentro do contexto de redução da força de atrito na interface fio/bráquete, nenhuma combinação é ideal, levando em consideração que, atualmente, não existe um par cujos materiais eliminem o atrito. Entre os fios disponíveis, o de beta-titânio apresentava coeficiente de atrito significativamente maior que o de aço inoxidável, especialmente quando usado em combinação com os bráquetes estéticos com slots convencional ou de aço inoxidável, atualmente empregados na terapia ortodôntica.

Na opinião de CECILIO *et al.* (2005), de forma geral, os fios de aço inoxidável apresentam alta rigidez, baixa resiliência e flexibilidade, boa formabilidade e biocompatibilidade, possibilitam a soldagem e apresentam baixo custo. Embora os fios de cromo-cobalto apresentem características de rigidez semelhantes aos de aço inoxidável, sua força e formabilidade podem ser modificadas pelo tratamento térmico, aumentando o limite de elasticidade e a resiliência desses fios. Por outro lado, os fios de beta-titânio apresentam módulo de elasticidade que é cerca de 40% daquele do aço inoxidável e 30%

do da liga de cromo-cobalto, indicando que, para as mesmas dimensões de fios e mesmas dimensões de alças ativadas a uma mesma abertura, a força aplicada aos dentes é de 40% em relação ao aço inoxidável e 30% em relação ao cromo-cobalto.

- **Forças de fricção**

GARNER *et al.* (1986) fizeram um estudo com a finalidade de comparar os fios de aço inoxidável, nitinol e beta titânio em arcos edgewise contínuos, para simular a retração de caninos. Para simular mais precisamente o meio bucal utilizaram uma caixa, especialmente planejada, que permitia banhar os bráquetes e fios de arco em saliva sintética. Os bráquetes utilizados no experimento foram do tipo Lewis padrão (.018" x .025") com zero grau de torque e zero grau de angulação estruturados no bráquetes. Foram comparadas 180 combinações de bráquetes, calibres de fios de arco (.016" x .022" e .017" x .025") e materiais dos fios. Os resultados indicaram uma força significativamente maior durante a retração de caninos quando eram usados os fios de beta titânio e nitinol, quando comparados com o de aço inoxidável. Concluíram destacando que, quando era necessário o controle de ancoragem, os fios nitinol ou beta titânio deviam ser considerados como mais resistentes ao movimento dos dentes na técnica de deslizamento.

BAKER *et al.* (1987) lembraram que, os coeficientes estático e cinético da fricção estão sujeitos à "rugosidade relativa" das superfícies que estão em contato e podem variar grandemente, dependendo das condições da superfície, tais como: umidade, lubrificação e duração do contato. Levando em consideração que a introdução de um lubrificante resulta em valor reduzidos de ambos os coeficientes de fricção cinético e estático, fizeram um estudo com o objetivo de determinar as alterações na magnitude da força de fricção entre vários calibres de fios ortodônticos (redondo de .018", redondo de .020" e, retangular de .018" x .025") e um bráquete edgewise (encaixe de .022" x .028"), quando era introduzida saliva artificial no ambiente. Os fios foram presos nos encaixes dos bráquetes com ligaduras de poliuretano de .010". Os valores da

força no ambiente com saliva artificial foram comparados com os produzidos em ambientes controle e com glicerina. Os dados obtidos indicaram diferenças clinicamente significantes entre as condições ambientais e entre os calibres dos fios. A glicerina se mostrou ineficiente para a redução do valor da força aproximando-se daqueles do ambiente seco, enquanto que, a introdução de saliva artificial proporcionou uma redução significativa nos valores da força. Conseqüentemente, era importante indagar na história médica se o paciente tomava algum tipo de medicamento anticolinérgico e verificar que ocorria algum problema que levasse à diminuição do fluxo salivar.

Como para guiar um dente ao longo de um arco o resultado era uma força de fricção contrária, DRESCHER *et al.* (1989) recordaram que, clinicamente, uma força aplicada mésio-distalmente deveria exceder a força de fricção para produzir o movimento do dente. Levando isso em consideração, construíram um dispositivo que simulava a rotação tridimensional do dente, para estudar os fatores que afetavam a magnitude da fricção. Para essa avaliação utilizaram cinco diferentes ligas de fios, ou seja: aço inoxidável padrão (Unitek); aço inoxidável Hi-T (Unitek); Elgiloy azul (Rocky Mountain); nitinol (Unitek) e, TMA (Ormco), em cinco calibres (.016"; .016" x .022"; .017" x .025" .018" e, .018" x .025"), que foram examinados em relação a três larguras de bráquetes (2.2, 3.3 e, 4.2 mm) em quatro níveis de força de retardo (0, 1, 2 e, 3 N). Os resultados mostraram que, em ordem decrescente, a fricção era afetada pelos seguintes fatores: força de retardo (resistência biológica), rugosidade da superfície do fio, calibre do fio (dimensão vertical), largura do bráquete e, as propriedades elásticas do fio. A análise feita por meio de microscopia eletrônica de varredura indicou diferentes características na textura da superfície dos fios, ou seja, o fio de aço inoxidável padrão e o Elgiloy azul apresentavam superfície com textura lisa, enquanto que os de níquel-titânio e, especialmente, o TMA (titânio-molibdênio) tinham uma superfície muito rugosa. Com base nos dados obtidos, recomendaram a aplicação do fio de aço inoxidável de .016" x .022" combinado com um bráquete médio (3.3 mm) ou largo (4.2 mm) para um mecanismo de arco guiado, com um encaixe de .018". A força efetiva deste arranjo teve que ser aumentada duas vezes para superar a fricção. Entretanto, para o fio TMA a força efetiva precisou ser

aumentada 6 vezes, por causa da maior rugosidade da superfície, resultando em uma sobrecarga perigosa nas unidades de ancoragem.

PRATTEN *et al.* (1990) acreditavam que, para permitir um movimento de dente ideal durante as mecânicas de deslizamento, devem ser minimizadas as forças estáticas e cinéticas da fricção entre o fio de arco e o bráquete. Levando isso em consideração, realizaram um estudo para comparar as forças estáticas de fricção entre bráquetes de aço inoxidável e de cerâmica e os fios NiTi e de aço inoxidável. Testaram três tipos de bráquetes pré-fabricados de 0.018 de polegada, sendo dois deles de cerâmica (Allure e Transcend) e o último de aço inoxidável (Unitek). Dois pares de bráquetes de cada tipo foram usados em conjunto com dois tipos de fio de arco de .017" x .022" de polegada, sendo um fio NiTi (Unitek) e o outro de aço inoxidável. Cada par foi testado cinco vezes, sendo os testes executados em temperatura ambiente e com saliva artificial. Uma carga de 300 gramas simulou a força normal e uma força horizontal foi aplicada para o início do movimento do fio de arco. Os resultados mostraram que os bráquetes de aço inoxidável apresentaram menor fricção do que os bráquetes de cerâmica. O fio de aço inoxidável gerou menor fricção que o fio de nitinol, e a fricção aumentou na presença de saliva artificial. Desse modo, os resultados indicaram que sob condições experimentais, os bráquetes de cerâmica, os fios de nitinol e a presença de saliva aumentam a resistência funcional estática.

ANGOLKAR *et al.* (1990) desenvolveram um estudo voltado para determinar a resistência da fricção oferecida por bráquetes de cerâmica usados em combinação com fios de diferentes ligas e calibres, durante o deslocamento translatório dos bráquetes. As observações feitas com os bráquetes de cerâmica também foram comparadas às finalizações de tratamentos feitos com bráquetes de aço inoxidável. Os testes foram feitos com fios de aço inoxidável, cromo-cobalto, beta-titânio e níquel-titânio, de diferentes calibres, utilizando bráquetes de cerâmica monocristalina com encaixes de .018" e .022". Os fios foram ligados nos bráquetes por meio de ligaduras elastoméricas. Os bráquetes foram movidos ao longo do fio com uma máquina de testes Instron Universal, sendo as forças de fricção medidas por uma célula de compressão e determinadas graficamente por um registrador xy. Os valores obtidos indicaram que a fricção do fio no bráquete de cerâmica era maior conforma aumentava o

calibre do fio e, ainda, que os fios retangulares produziam forças de fricção maiores do que as dos fios redondos. Os fios de beta-titânio e níquel-titânio estavam associados à forças de fricção mais altas do que os de aço inoxidável e cromo-cobalto. Finalizaram mencionando que, essas descobertas eram semelhantes àquelas feitas em pesquisas com bráquetes de aço inoxidável. Contudo, os fios nos bráquetes de cerâmica geravam forças de fricção significativamente mais fortes do que ocorria nos bráquetes de aço inoxidável.

RYAN *et al.* (1997) realizaram uma pesquisa *in vitro* com a finalidade de comparar a quantidade de movimento dentário produzido por diferentes composições de fios ortodônticos, sob condições idênticas. Os fios testados foram de aço inoxidável, níquel-titânio (controle e com íons implantados) e beta-titânio (controle e com íons implantados). A quantidade de movimento dentário foi medida e comparada. Os resultados mostraram que o fio de aço inoxidável produzia a menor força de fricção durante o movimento dentário, seguido pelo de níquel-titânio com íons implantados, de beta-titânio com íons implantados, de níquel-titânio sem tratamento de superfície e, finalmente, de beta titânio sem tratamento de superfície. A análise estatística indicou valores estatisticamente significantes na quantidade de movimento observada com os fios que tiveram íons implantados, quando comparados com os que não receberam tratamento. A partir desses dados, concluíram que o processo de implantação de íons na superfície do fio leva à uma diminuição das forças de fricção durante a movimentação dentária.

LOFTUS *et al.* (1999) fizeram um estudo com o objetivo de medir as forças de atrito, durante o movimento simulado de deslizamento entre bráquetes de aço inoxidável, de cerâmica e de cerâmica com slot de aço inoxidável, todos com slots de .022" e fios de .019" x .025" de aço inoxidável, níquel titânio e beta titânio. Os resultados mostraram que o fio de beta titânio produziu forças de atrito mais altas do que o de níquel titânio, mas, não foi observada nenhuma diferença significativa entre cada um desses dois fios e o de aço inoxidável.

CACCIAFESTA *et al.* (2003) realizaram um estudo com a finalidade de medir e comparar os níveis de resistência ao atrito geradas por bráquetes de aço inoxidável autocolantes, de policarbonato autocolantes e convencionais de aço inoxidável e três diferentes ligas de fios: aço inoxidável, níquel titânio (NiTi)

e beta-titânio (TMA), de três diferentes calibres: .016" x .025", .017" x .025" e .019" x .025". Os resultados indicaram que o bráquete de aço inoxidável autocolante gerou significativamente menos forças estática e cinética de atrito do que os outros bráquetes testados. Todos os bráquetes mostraram forças estática e cinética de atrito mais altas conforme aumentava o calibre dos fios. O fio beta-titânio apresentou resistência ao atrito mais alta do que os fios NiTi e TMA, mas não foi detectada diferença significativa entre o de aço e o NiTi.

Com o objetivo de avaliar as forças de fricção envolvidas no deslizamento de fios ortodônticos em bráquetes, NISHIO *et al.* (2004) utilizaram três tipos de bráquetes com encaixe de .022" x .028" (cerâmico, cerâmico com encaixe de aço inoxidável e de aço inoxidável) e três tipos de fios de secção retangular .019" x .025" com 4,0 cm de comprimento (aço inoxidável, níquel-titânio e beta-titânio). Utilizaram uma força de amarração entre o bráquete e o fio de 200 g. Além disso, também foram analisados os bráquetes com angulações de 0° e 10°. Os testes foram feitos em máquina Emic DL 10000, com velocidade de 0,5cm/min por dois minutos. Os dados obtidos indicaram que haviam diferença estatisticamente significantes, ou seja: que o bráquete com maior média de força de fricção era o cerâmico com fio beta-titânio (188,12 gf) e com menor o de aço inoxidável com fio de aço inoxidável (65,72 gf), ambos em angulação de 0°. Quando a angulação era de 10° os resultados mostraram as mesmas tendências. O fio de níquel-titânio apresentou valores intermediários médios de 77,58 gf com o bráquete de aço inoxidável, 83,96 gf com o bráquete cerâmico com encaixe de aço inoxidável e, 85,71 gf com o cerâmico.

MATERIAL E MÉTODO

- **Material**

Foi realizado um estudo experimental, para avaliação das forças de fricção geradas em braquetes com fios de aço inoxidável nacional e superelásticos *longuard* e *Sem longuard*, no Laboratório de Ensaio de Materiais do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic em Campinas-Sp.

Este estudo foi avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic (protocolo nº 05/215 em 06/06/05) de acordo com a resolução 196/1996 do CNS – Ministério da Saúde, em anexo (pág.>>>)

Para a execução desta pesquisa foi empregado os seguintes materiais listados na tabela 1:

Tabela 1 Representação dos materiais utilizados para realização dos ensaios.

MATERIAL	FABRICANTE	CIDADE	PAÍS
Roth – Composite – Caninos 10.17.005 –3,2 mm largura .022" x .030" Torque -2 Ɔ angulação +13°	Morelli®	Sorocaba-SP	Brasil
Edgewise – incisivo central S/DE – slot .022" – 10.30.201	Morelli®	Sorocaba-SP	Brasil
Fio de Aço inoxidável: .019" X .025"	Morelli®	Sorocaba-SP	Brasil
Fio de níquel titânio: <i>Sem longuard</i> .019"X.025"	Bioforce – GAC®	Bonemia	USA

Fio de níquel titânio: Com longuard .019”X.025”	Bioforce – GAC®	Bonemia	USA
Fio de amarrilho metálico .025 “– aço inoxidável	Morelli®	Sorocaba-SP	Brasil
Amarrilho elástico – Bengalinha	Morelli®	Sorocaba-SP	Brasil
Fio de aço inoxidável 1mm	Morelli®	Sorocaba-SP	Brasil
Resina composta 3M Filtek Z100™	Importado 3M/USA	Sumaré-SP	Brasil
Adesivo fotopolimerizável 3M Espe Adper Single Bond 2	Importado 3M/USA	Sumaré-SP	Brasil
Fopolimerizador Light Cure Unit CI-K50	Kondortech®	São Carlos-SP	Brasil
Peça de mão -reta	Kavo®	Joinville - SC	Brasil
Mandril PM p/ disco 10501-003	Microdont®	São Paulo-SP	Brasil
Disco de carborundum	Microdont®	São Paulo-SP	Brasil
Ponta diamantada - cilíndrica topo plano - linha PM - 85G	KG Sorensen®	São Paulo-SP	Brasil
Alicate para corte de fios Uyutools Professional	American Type®	Califórnia	USA
Alicate 139	ICE®	São Paulo-SP	Brasil

Alicarte de corte de amarrilho	Morelli®	Sorocaba-SP	Brasil
Aplicador de amarrilho elástico – dupla ponta (H.Inox)	Morelli®	Sorocaba-SP	Brasil
Placa de acrílico	Tornearia Vista Alegre	Araras-SP	Brasil
Máquina de ensaio Universal Emic – DL2000®	EMIC® Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda	São José dos Pinhais – PR	Brasil
Célula de carga: 50kgf	EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda	São José dos Pinhais – PR	Brasil
Computador e Software = Tesc / VirMaq Comunicação com o microcomputador através de um canal serial padrão RS232	LG®	São Paulo-SP	Brasil

- **Método**

Para a leitura da força de deslizamento e de atrito entre os braquetes e os diferentes tipos de fios: (nacional e importados Com *longuard* e Sem *longuard*) – (Figura 01 a 04), foi utilizada a máquina de ensaio Emic DL2000®. Para a verificação da mecânica de deslizamento de um aparelho ortodôntico fixo, foi construído um simulador para demonstrar o movimento distal de um dente canino em uma área previamente alinhado. Com esses dados foi notado os pontos de atrito causados pelos diferentes tipos de fios utilizados.

Os Grupos experimentais foram compostos como listado na tabela a seguir:

Tabela 2 Descrição dos grupos experimentais para cada marca de material estudado descrevendo os braquetes e as espessuras de fios utilizados.

FABRICANTE	MATERIAL
MORELLI® Brasil	Roth - .022" x .030" Torque - 2° - angulação + 13°

FABRICANTE	ESPESSURA	TIPOS
MORELLI® - Brasil	.019"X.025"	Aço inoxidável
GAC® - Bio force - USA	.019"X.025"	Níquel titânio Com e Sem <i>longuard</i>



Figura 01 – Demonstrativo fios **BIO FORCE SENTALLOY – GAC®** – *Com longuard e Sem longuard* - .019” x. 025”



Figura 02 – Fio Bio Force GAC® - *Com longuard*

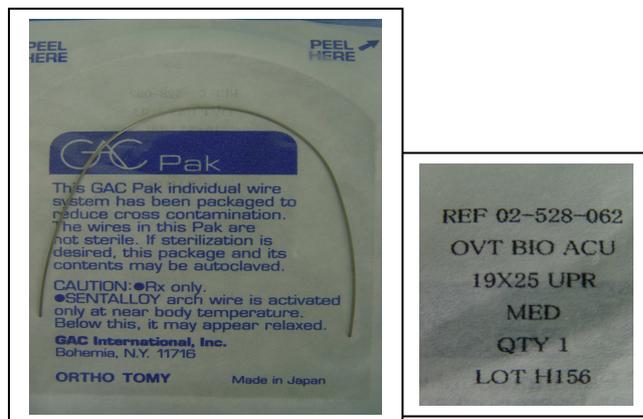


Figura 03 - Fio Bio Force GAC® - *Sem longuard*



Figura 04 – Fio Aço Inoxidável - MORELLI® - Brasil - .019” x .025”

a) Preparo dos corpos de prova

Para a realização dos ensaios, foi confeccionada e recortada uma placa em acrílico (figura 05), com dimensões de 4,0 x 14,0 x 0,5 cm. A seguir foi realizado um entalhe a 2 cm de uma das extremidades com 10mm x 12 mm. Este espaço do entalhe, destinou-se a avaliação de deslizamento do braquete de canino possibilitando a leitura de pontos de atrito durante seu percurso.

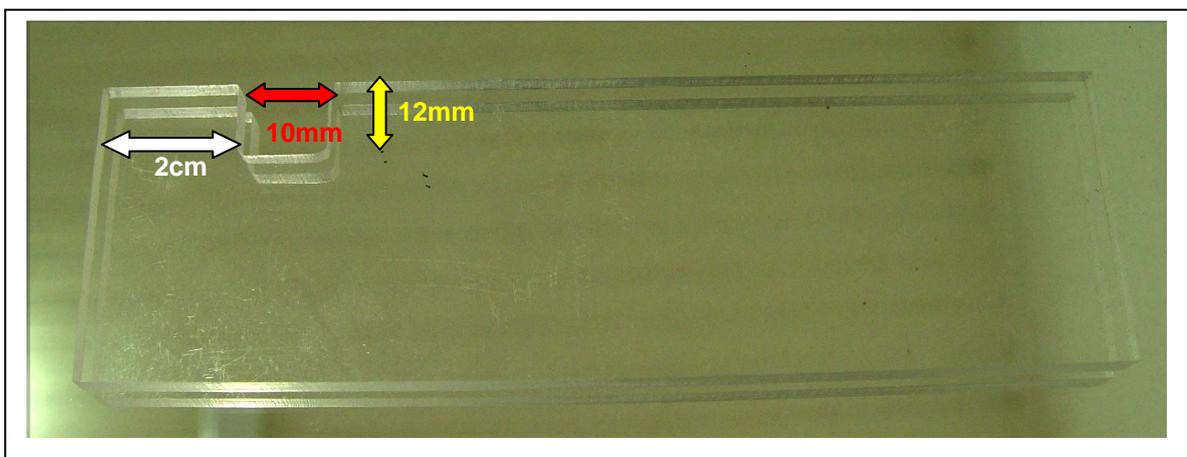


Figura 05 - Placa em acrílico com dimensões de 4,0 x 14,0 x 0,5 cm e entalhe a 2 cm de uma das extremidades com 10mm x 12 mm.

Foi demarcada, na placa de acrílico, a posição da colagem de cada um dos quatro braquetes; a seguir foi abrasionado este local com um pedra diamantada para assegurar a retenção dos braquetes (Figura 06), que foram colados a 2 mm do entalhe, a uma distância de 14 mm entre si, e mais dois braquetes, do lado oposto do entalhe. A distância entre os dois conjuntos de braquetes foi de 14 mm. (Figura 07).



Figura 06 – Materiais utilizados para o preparo do corpo de prova.

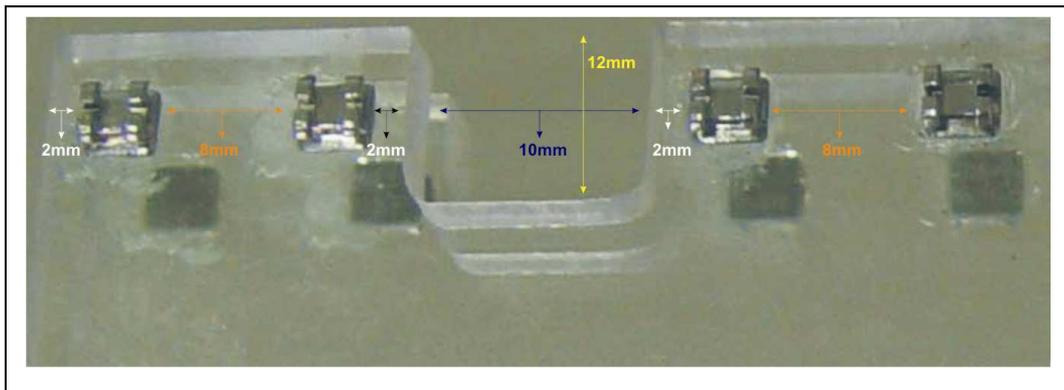


Figura 07 – Colagem dos braquetes de incisivos na placa de acrílico e distâncias preconizadas para posicionamento e alinhamento.

Para a fixação dos braquetes foi utilizado o adesivo fotopolimerizável 3M Espe Adper Single Bond 2 e a resina composta 3M Filtek Z100™. Antes que ocorresse a polimerização, um fio .021" x .025" foi encaixado nas canaletas dos braquetes, garantindo o alinhamento dos mesmos; logo após a polimerização, esse fio foi removido.

Na placa foi posicionado o primeiro fio ortodôntico .019"x.025" retangular, de aço inoxidável , fixado com amarrilho elástico – Bengalinha (Morelli® – Brasil) (Figura 08).

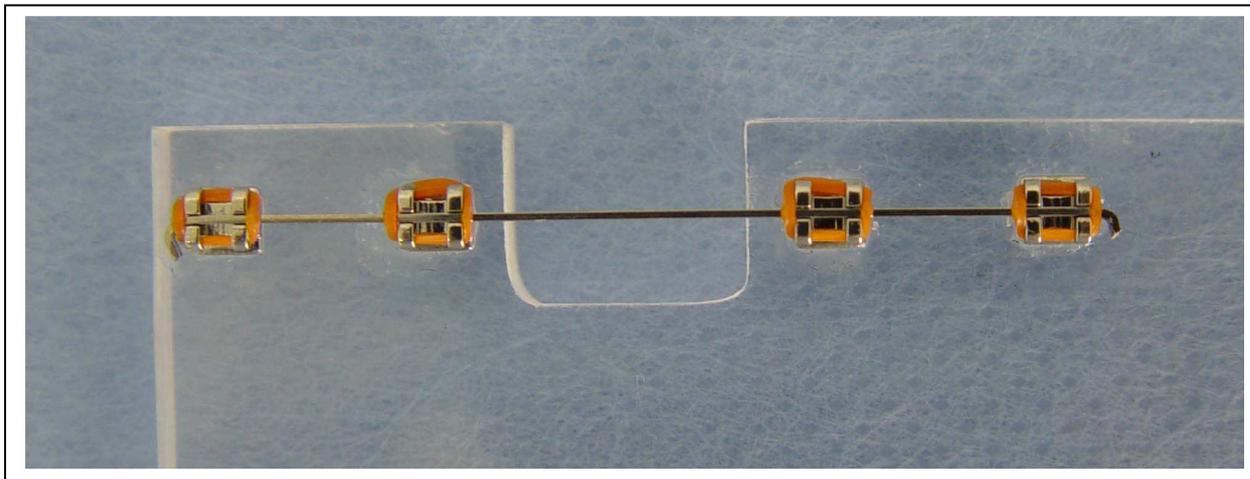


Figura 08- Fio ortodôntico .019"x.025"de aço inoxidável - Morelli® – Brasil com as extremidades dobradas, sendo fixado com amarrilho elástico – Bengalinha

Esse fio foi sequencialmente substituído pelos fios da marca comercial Bioforce (GAC® , USA) Com e Sem *longuard*, após cada ensaio. As extremidades do fio foram dobradas justas aos braquetes para que não deslizassem através das canaletas (Figura 08). Essa montagem foi realizada para todos os conjuntos de braquetes, e todas as marcas de fios.

b) Confeção do bráquete teste

Em oito braquetes da marca comercial Morelli® , foi colado, no centro da base e perpendicular a canaleta do braquete, um fio com 14 mm de comprimento e 1 mm de espessura, que representava a raiz de um dente canino. Nesse fio, a 10 mm do centro da canaleta do braquete, foi confeccionado, com um disco de carborundum, uma pequena ranhura (figura 09), a qual demarcava e representava o centro de resistencia da raiz, onde foi aplicada uma carga de 50 g para criar a força normal entre a canaleta do braquete e o fio ortodôntico,gerando atrito durante os ensaios.



Figura 09 – Braquete teste com fio de 14 mm de comprimento e 1 mm de espessura, colado perpendicularmente a canaleta do braquete e canaleta confeccionada sobre o fio demonstrando o centro de resistência da raiz.

O braquete teste foi posicionado no fio, no espaço de 14 mm entre os dois conjuntos de braquetes com o contrapeso de 50g sobre a canaleta previamente confeccionada. (figura 10).

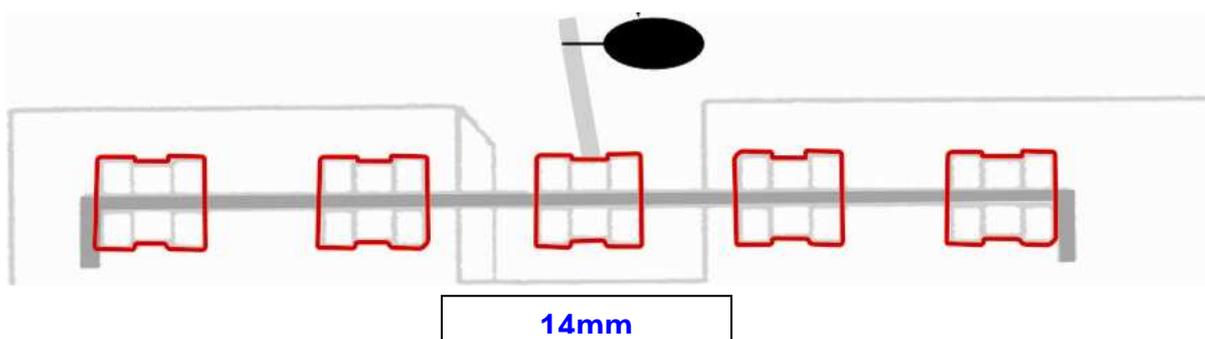


Figura 10 – Desenho esquemático da placa de acrílico com o entalhe, braquetes fixados e posicionamento do braquete teste.

A seguir posicionou-se o fio de amarrilho ajustado firmemente, afrouxado até que o braquete deslizesse no fio (figura 11), sob o seu próprio peso, quando a placa de acrílico era posicionada perpendicularmente ao solo no mordente da máquina de ensaio. (figuras 12 e 13).

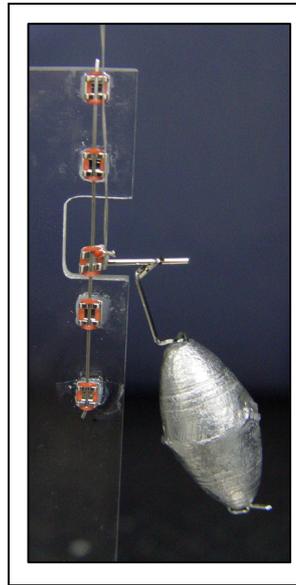


Figura 11- Fio de amarrilho ajustado ao braquete teste.



Figura 12 - Placa com o segmento de fio e o braquete teste que simulou o dente canino na mecânica de deslize, posicionada verticalmente para ajuste do amarrilho do braquete teste, na máquina de Ensaio Universal Emic –DL2000®.

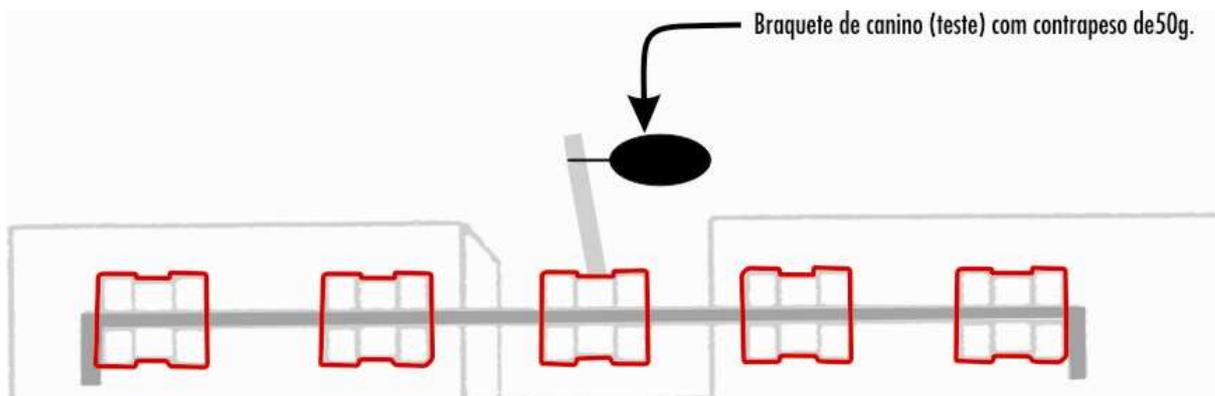


Figura 13- Desenho esquemático do sistema utilizado para demonstrar a força de deslizamento, atrito e o coeficiente de atrito entre o braquete e o fio.

c) Ensaio para determinação da força de deslizamento e de atrito.

Para testar a fricção estática e cinética foi utilizada a amostra, constituída de 24 corpos de prova com oito braquetes da marca comercial Morelli® e oito segmentos de fios de cada um dos três tipos utilizados. Desta forma, cada segmento de fio foi utilizado seguidamente em três corpos de prova, ou seja: os corpos de prova 1, 2 e 3 receberam o mesmo segmento de fio e, assim, sucessivamente com os corpos de prova restantes.

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Ensaios de Materiais do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, em Campinas, SP, utilizando uma máquina de ensaio Emic DL2000® para a leitura da força de deslizamento e de atrito entre os bráquetes e os diferentes tipos de fios.

A placa de acrílico, com o segmento de fio montado, foi fixada verticalmente no mordente da base da máquina Emic DL2000®, de modo que o fio que passava pela canaleta dos bráquetes ficasse alinhado com o centro da célula de carga, na parte superior da máquina. Na ranhura, confeccionada no fio colado na base do bráquete teste, foi colocado um peso de 50 g representando uma força simples atuando no centro de resistência da raiz do dente, gerando o momento que proporcionou forças normais que empurraram

as superfícies da canaleta do bráquete contra a superfície do arco gerando atrito. Um fio de .025", dobrado em forma de "U", com as extremidades medindo 14 cm e a base 0,5 cm, foi posicionado com a base apoiada na superfície mesial do bráquete teste e as duas extremidades fixadas à célula de carga (figura 14).

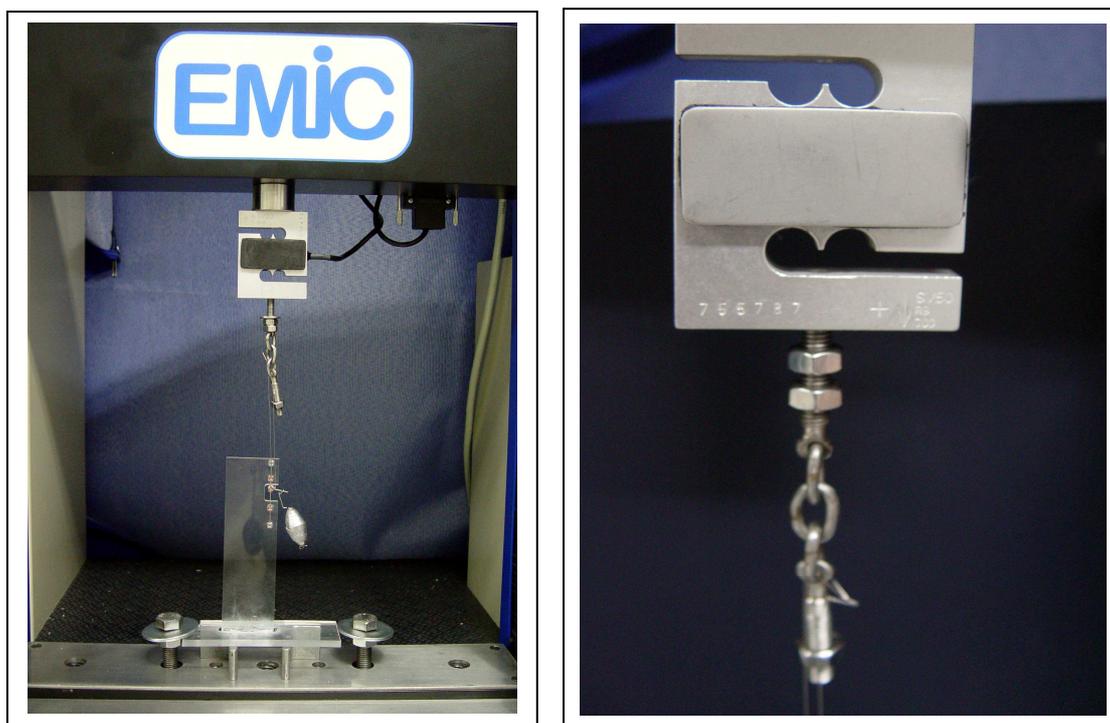


Figura 14- Máquina Emic-DL2000® com a célula de carga de 50kgf e dispositivos de ensaio posicionados perpendicularmente para a realização inicial dos ensaios.

A seguir, a máquina foi acionada e o bráquete puxado, deslizando a velocidade de 5 mm/min, através do segmento de fio, por uma distância de 8 mm. O registrador gráfico da máquina de ensaios EMIC foi programado com um fundo de escala limite de 400g, escolhido depois dos testes piloto terem revelado os limites das forças encontradas no experimento (figuras 15 e 16). A força necessária para a condução do bráquete através do fio foi registrada sob a forma de gráfico - força x tempo. Um gráfico foi gerado para cada um dos 24 corpos de prova nas três marcas de fios (nacional - Morelli® - Brasil e Bio force - GAC® - USA Com e Sem *longuard*).



Figura 15- Painel de controle – EMIC Emic –DL2000® .



Figura 16- Máquina de ensaio Emic –DL2000®

Todos os valores obtidos tiveram calculadas as medidas de tendência central (médias aritméticas, médias aritméticas gerais e medianas) e para determinar o comportamento dos valores em termos de variabilidade, foram calculadas médias de dispersão (desvio padrão e coeficiente de variação) para cada unidade de Força Máxima das medidas obtidas. Para verificar o grau de significância de cada proporção obtida foi aplicado o teste “t” de Student a nível de (95% sendo $p < 0,05$ com probabilidade de erro em 5%).

RESULTADOS

Utilizando a amostra de 24 corpos de prova (CP) foram feitas as mensurações de Força Máxima (N), Força Máxima (gf) e Força Máxima (kgf), geradas pelos segmentos de fios ortodônticos com longuard, sem longuard e de aço inoxidável, como mostram as Tabelas 3 a 11 em anexo e os Gráficos 1 a 9.

Gráfico 1 Medidas do fio com longuard: Força Máxima (N)

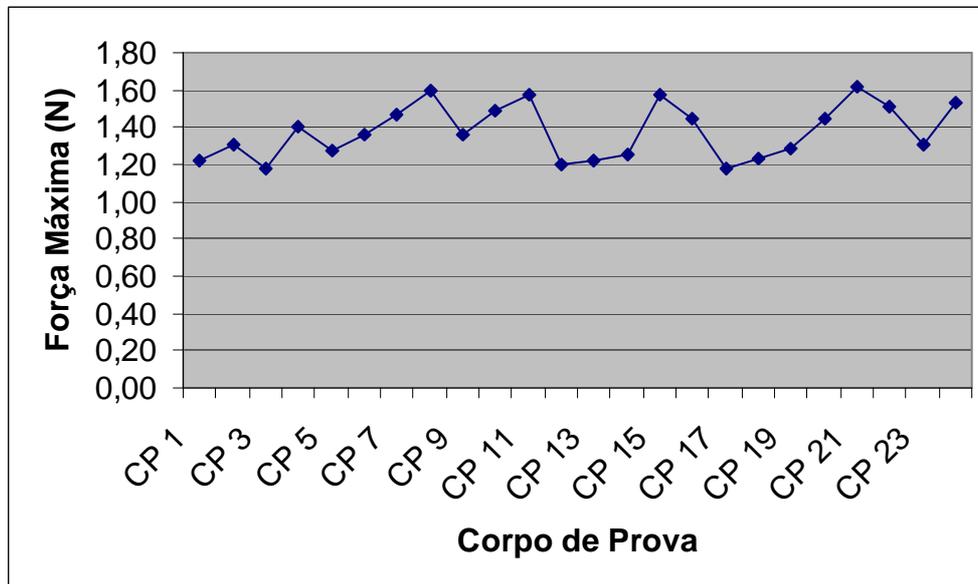


Gráfico 2 Medidas do fio com longuard: Força Máxima (gf)

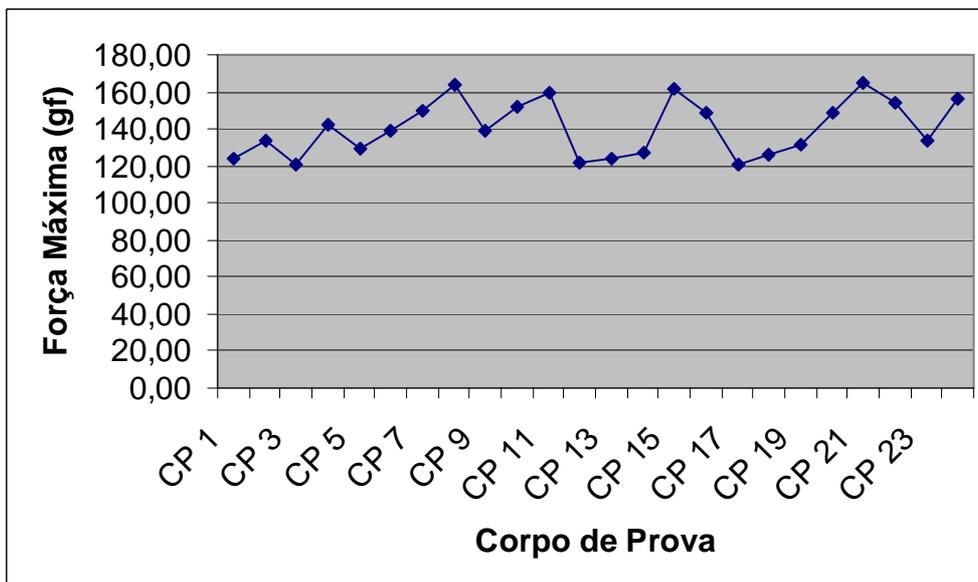


Gráfico 3 Medidas do fio com longuard: Força Máxima (kgf)

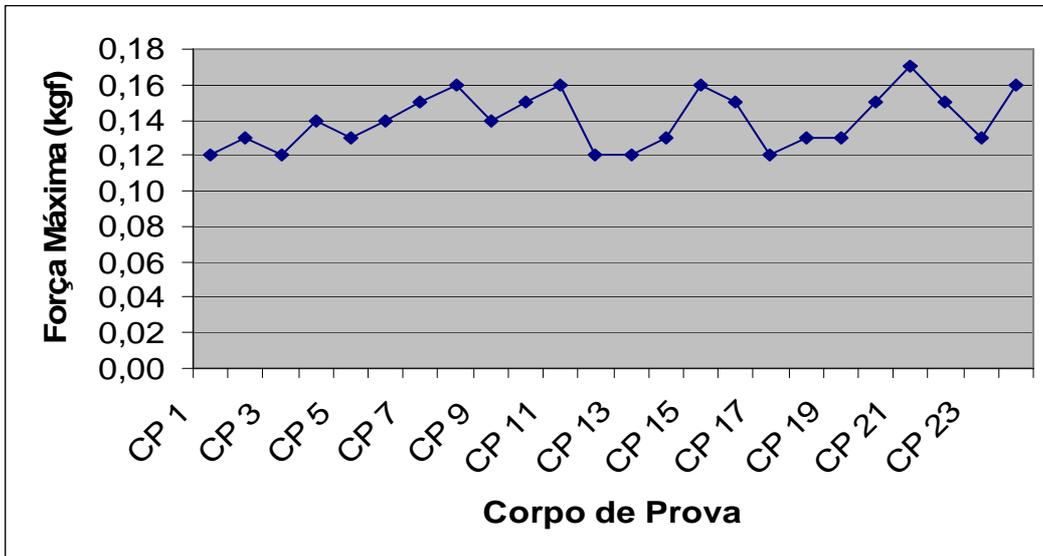


Gráfico 4 Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (N)

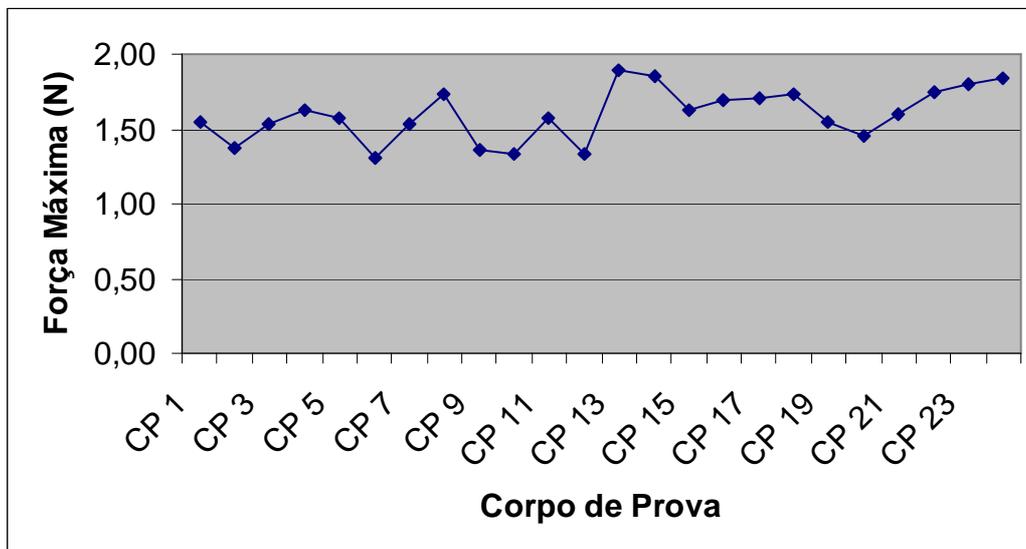


Gráfico 5 Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (gf)

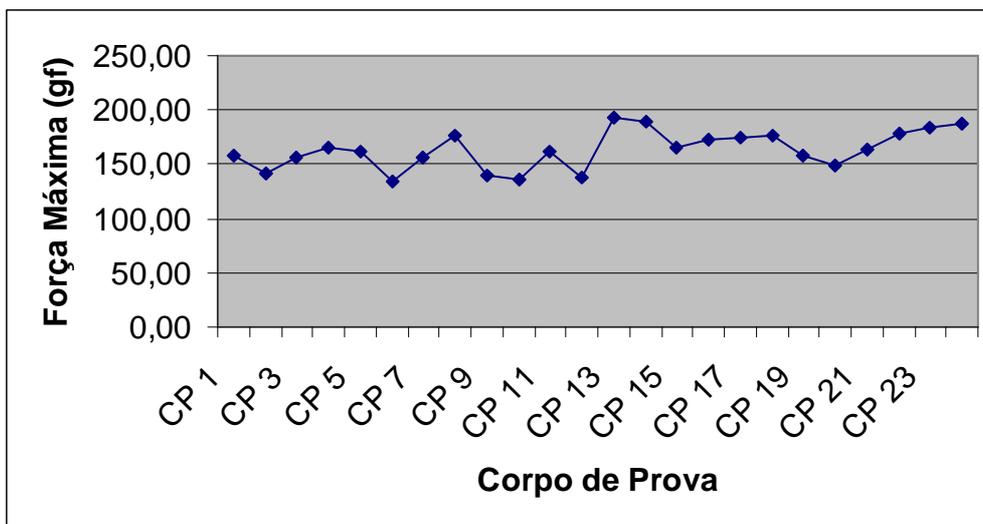


Gráfico 6 Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (kgf)

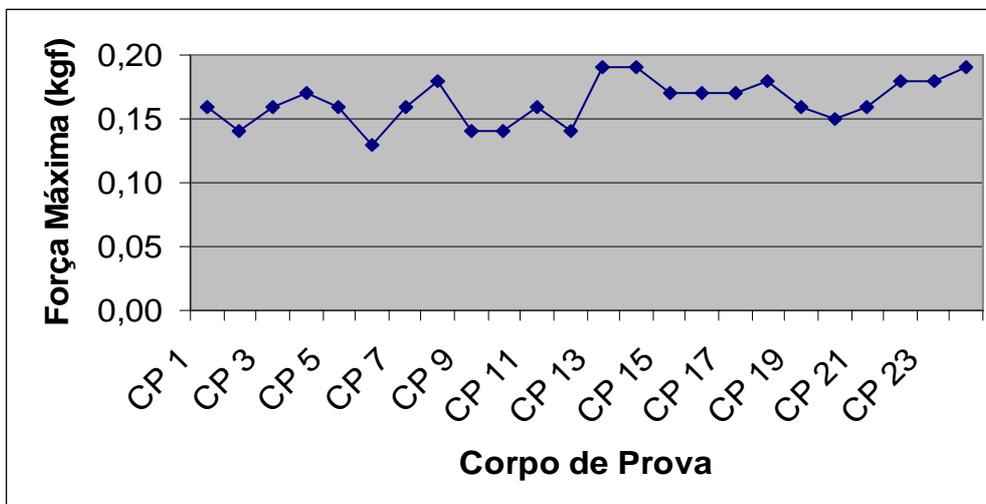


Gráfico 7 Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (N)

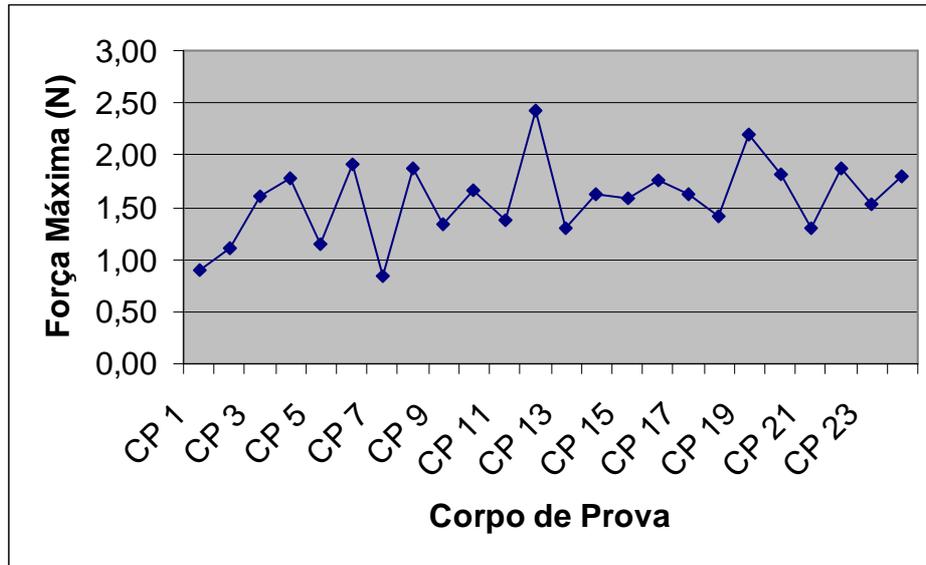


Gráfico 8 Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (gf)

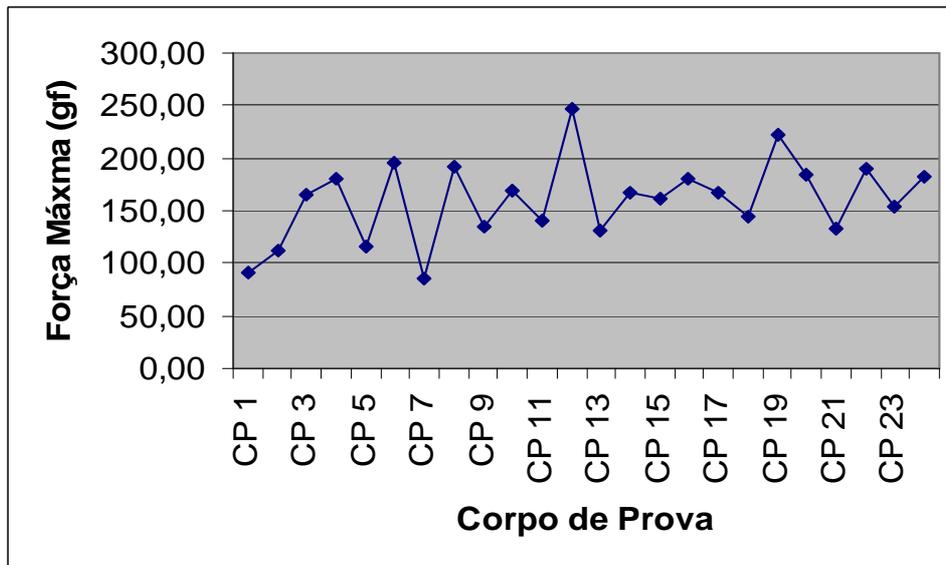
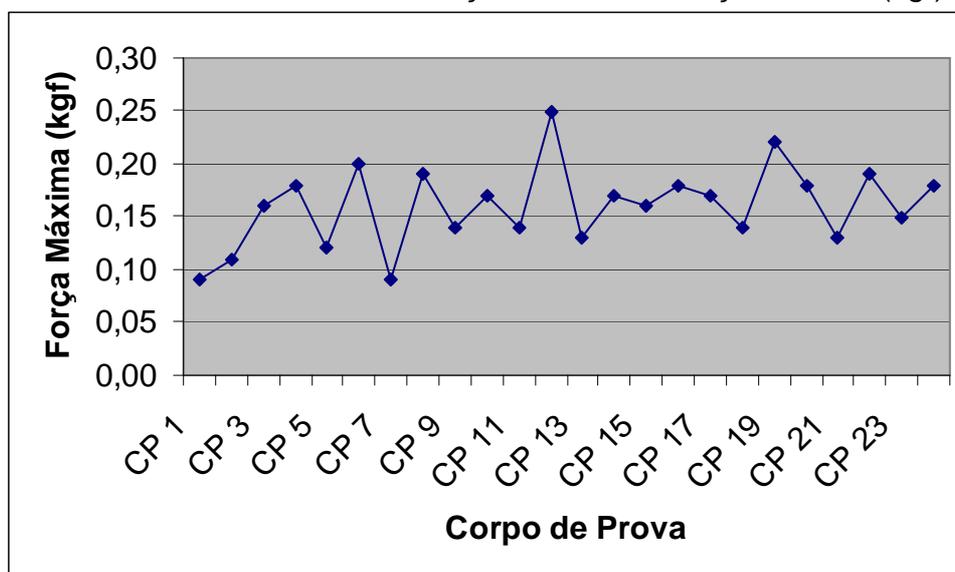


Gráfico 9 Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (kgf)



Após a obtenção destas medidas, visando auxiliar a análise dos valores obtidos, calculou-se as medidas de tendência central, como pode ser visto nas Tabelas 12, 13, 14.

Tabela 12 Medidas do fio com longuard

Grupo de Prova	Força Máxima (N)	Força Máxima (gf)	Força Máxima (kgf)
CP 1	1,22	123,94	0,12
CP 2	1,31	133,33	0,13
CP 3	1,18	120,18	0,12
CP 4	1,40	142,72	0,14
CP 5	1,27	129,57	0,13
CP 6	1,36	138,96	0,14
CP 7	1,47	150,23	0,15
CP 8	1,60	163,37	0,16
CP 9	1,36	138,96	0,14
CP 10	1,49	152,11	0,15
CP 11	1,57	159,62	0,16
CP 12	1,20	122,06	0,12
CP 13	1,22	123,94	0,12
CP 14	1,25	127,69	0,13
CP 15	1,58	161,50	0,16
CP 16	1,45	148,35	0,15
CP 17	1,18	120,18	0,12
CP 18	1,23	125,82	0,13
CP 19	1,29	131,45	0,13
CP 20	1,45	148,35	0,15
CP 21	1,62	165,25	0,17
CP 22	1,51	153,98	0,15
CP 23	1,31	133,33	0,13
CP 24	1,53	155,86	0,16
Média	1,37	140,44	0,17
Mediana	1,36	139,00	0,13
Desvio Padrão	0,14	14,92	0,01
Coef. Variação (%)	10,62	10,62	10,62

Tabela 13 Medidas do fio sem longuard

Grupo de Prova	Força Máxima (N)	Força Máxima (gf)	Força Máxima (kgf)
CP 1	1,55	157,74	0,16
CP 2	1,38	140,84	0,14
CP 3	1,53	155,85	0,16
CP 4	1,62	165,25	0,17
CP 5	1,58	161,50	0,16
CP 6	1,31	133,33	0,13
CP 7	1,53	155,86	0,16
CP 8	1,73	176,52	0,18
CP 9	1,36	138,96	0,14
CP 10	1,33	135,21	0,14
CP 11	1,58	161,50	0,16
CP 12	1,34	137,08	0,14
CP 13	1,90	193,42	0,19
CP 14	1,86	189,66	0,19
CP 15	1,62	165,25	0,17
CP 16	1,69	172,76	0,17
CP 17	1,71	174,64	0,17
CP 18	1,73	176,52	0,18
CP 19	1,55	157,74	0,16
CP 20	1,45	148,35	0,15
CP 21	1,60	163,37	0,16
CP 22	1,75	178,40	0,18
CP 23	1,80	184,03	0,18
CP 24	1,84	187,79	0,19
Média	1,59	162,98	0,16
Mediana	1,59	162,40	0,16
Desvio Padrão	0,17	17,82	0,01
Coef. Variação (%)	10,94	10,94	10,94

Tabela 14 Medidas do fio de aço inoxidável

Grupo de prova	Força Máxima (N)	Força Máxima (gf)	Força Máxima (kgf)
CP 1	0,89	90,48	0,09
CP 2	1,10	112,11	0,11
CP 3	1,61	164,57	0,16
CP 4	1,77	180,96	0,18
CP 5	1,14	116,05	0,12
CP 6	1,92	195,38	0,20
CP 7	0,84	85,89	0,09
CP 8	1,88	192,10	0,19
CP 9	1,33	135,72	0,14
CP 10	1,66	169,16	0,17
CP 11	1,38	140,96	0,14
CP 12	2,42	246,52	0,25
CP 13	1,29	131,78	0,13
CP 14	1,63	166,53	0,17
CP 15	1,58	160,63	0,16
CP 16	1,76	179,65	0,18
CP 17	1,63	166,53	0,17
CP 18	1,42	144,90	0,14
CP 19	2,19	222,92	0,22
CP 20	1,81	184,24	0,18
CP 21	1,30	132,44	0,13
CP 22	1,87	190,79	0,19
CP 23	1,52	154,73	0,15
CP 24	1,79	182,27	0,18
Média	1,57	163,30	0,16
Mediana	1,63	166,50	0,16
Desvio Padrão	0,35	36,51	0,03
Coef. Variação (%)	22,41	22,41	22,41

Os valores obtidos indicaram valores médios das Forças Máximas medidas em N, gf e, kgf menores para o fio Bioforce com *longuard* (1,37; 140,44; 0,17), seguido pelo fio de aço inoxidável (1,57; 160,30; 0,16) e pelo fio Bioforce sem *longuard* (1,59; 162,98; 0,16). Entretanto, ao ser analisado o coeficiente de variação das medidas, o valor foi menor para o fio Bioforce com *longuard* (10,62%), seguido pelo fio Bioforce sem *longuard* (10,94%) e fio de

aço inoxidável (22,41%). Esses dados indicaram que não houve uma diferença muito grande nos coeficientes de variação dos fios Bioforce com e sem *longuard*. Contudo, embora o fio de aço inoxidável tenha apresentado médias gerais menores, em relação ao fio Bioforce sem *longuard*, cada segmento de fio testado, em cada uma das medidas tomadas, mostrou um coeficiente de variação considerado bastante alto (22,41%), desde que foi duas vezes maior que o do fio Bioforce sem *longuard* (10,94%), mantendo também esse valor em relação ao fio Bioforce com *longuard* (10,62%).

Lembrando que cada segmento de fio foi usado em três corpos de prova, para um melhor entendimento, as medidas e respectivas médias foram agrupadas nas Tabelas 15, 16 e 17.

Tabela 15 Fio com longuard: Média Geral de cada segmento de fio

Grupo de Prova	Força Máxima (N)	Média	Força Máxima (gf)	Média	Força Máxima (kgf)	Média
CP 1	1,22	1,24	123,94	125,82	0,12	0,12
CP 2	1,31		133,33		0,13	
CP 3	1,18		120,18		0,12	
CP 4	1,40	1,34	142,72	137,08	0,14	0,14
CP 5	1,27		129,57		0,13	
CP 6	1,36		138,96		0,14	
CP 7	1,47	1,48	150,23	150,85	0,15	0,15
CP 8	1,60		163,37		0,16	
CP 9	1,36		138,96		0,14	
CP 10	1,49	1,42	152,11	144,60	0,15	0,14
CP 11	1,57		159,62		0,16	
CP 12	1,20		122,06		0,12	
CP 13	1,22	1,35	123,94	137,71	0,12	0,14
CP 14	1,25		127,69		0,13	
CP 15	1,58		161,50		0,16	
CP 16	1,45	1,29	148,35	131,45	0,15	0,13
CP 17	1,18		120,18		0,12	
CP 18	1,23		125,82		0,13	
CP 19	1,29	1,45	131,45	148,35	0,13	0,15
CP 20	1,45		148,35		0,15	
CP 21	1,62		165,25		0,17	
CP 22	1,51	1,45	153,98	147,72	0,15	0,15
CP 23	1,31		133,33		0,13	
CP 24	1,53		155,86		0,16	
	Média Geral	1,37	Média Geral	140,44	Média Geral	0,17

Tabela 16 Fio sem longuard: Média Geral de cada segmento de fio

Grupo de Prova	Força Máxima (N)	Média	Força Máxima (gf)	Média	Força Máxima (kgf)	Média
CP 1	1,55	1,49	157,74	151,48	0,16	0,15
CP 2	1,38		140,84		0,14	
CP 3	1,53		155,85		0,16	
CP 4	1,62	1,50	165,25	153,36	0,17	0,15
CP 5	1,58		161,50		0,16	
CP 6	1,31		133,33		0,13	
CP 7	1,53		155,86		0,16	
CP 8	1,73	1,54	176,52	157,11	0,18	0,16
CP 9	1,36		138,96		0,14	
CP 10	1,33		135,21		0,14	
CP 11	1,58	1,42	161,50	144,60	0,16	0,15
CP 12	1,34		137,08		0,14	
CP 13	1,90		193,42		0,19	
CP 14	1,86	1,79	189,66	182,78	0,19	0,18
CP 15	1,62		165,25		0,17	
CP 16	1,69		172,76		0,17	
CP 17	1,71	1,71	174,64	174,64	0,17	0,17
CP 18	1,73		176,52		0,18	
CP 19	1,55		157,74		0,16	
CP 20	1,45	1,53	148,35	156,49	0,15	0,16
CP 21	1,60		163,37		0,16	
CP 22	1,75		178,40		0,18	
CP 23	1,80	1,80	184,03	183,41	0,18	0,18
CP 24	1,84		187,79		0,19	
	Média Geral	1,59	Média Geral	162,98	Média Geral	0,16

Tabela 17 Fio de Aço Inoxidável: Média Geral de cada segmento de fio

Grupo de Prova	Força Máxima (N)	Média	Força Máxima (gf)	Média	Força Máxima (kgf)	Média
CP 1	0,89	1,20	90,48	122,39	0,09	0,12
CP 2	1,10		112,11		0,11	
CP 3	1,61		164,57		0,16	
CP 4	1,77	1,61	180,96	164,13	0,18	0,17
CP 5	1,14		116,05		0,12	
CP 6	1,92		195,38		0,20	
CP 7	0,84	1,35	85,89	137,90	0,09	0,14
CP 8	1,88		192,10		0,19	
CP 9	1,33		135,72		0,14	
CP 10	1,66	1,82	169,16	185,55	0,17	0,19
CP 11	1,38		140,96		0,14	
CP 12	2,42		246,52		0,25	
CP 13	1,29	1,50	131,78	152,98	0,13	0,15
CP 14	1,63		166,53		0,17	
CP 15	1,58		160,63		0,16	
CP 16	1,76	1,60	179,65	163,69	0,18	0,16
CP 17	1,63		166,53		0,17	
CP 18	1,42		144,90		0,14	
CP 19	2,19	1,77	222,92	179,87	0,22	0,18
CP 20	1,81		184,24		0,18	
CP 21	1,30		132,44		0,13	
CP 22	1,87	1,73	190,79	175,93	0,19	0,17
CP 23	1,52		154,73		0,15	
CP 24	1,79		182,27		0,18	
	Média Geral	1,57	Média Geral	160,30	Média Geral	0,16

Para verificar se os valores obtidos, assim como suas variações eram estatisticamente significantes, foram calculadas as proporções “p” de cada corpo de prova, em cada unidade de Força Máxima, para cada tipo de Ensaio, obtendo desta forma a representatividade de cada corpo de prova no conjunto dos testes. Tendo em vista que o número da amostra é maior que dez e, obtidos os respectivos valores das medidas, através do teste “t” de Student, pôde-se verificar o grau de significância de cada proporção obtida. Todas as proporções foram analisadas, utilizando um nível de significância de 95% ($p = 0,05$), ou seja:

$p < 0,05$ (5,00%) = estatisticamente significantes

$p > 0,05$ (5,00%) = estatisticamente não significantes

Assim, para os valores “p” ($p < 0,05$) incluindo valores aproximados, verificou-se que dentro do quadro a que se referiam, apresentavam maior peso para obtenção do resultado, ou seja, eram estatisticamente significantes para o presente estudo. Já as que mostraram valores “p” ($p > 0,05$), embora tenham sido parte do estudo e o seu valor foi considerado em todos os demais cálculos já citados, não tiveram peso tão grande perto dos demais.

De posse destes dados e do teste “t” de Student, foram então comparadas as variações ocorridas de um Ensaio para o outro, bem como no valor global, como mostram as Tabelas 18, 19 e 20.

Tabela 18 Medidas do fio com longuard: valores “p”

Grupo de Prova	Força Máxima (N)	Força Máxima (gf)	Força Máxima (kgf)
CP 1	0,04	0,04	0,04
CP 2	0,04	0,04	0,04
CP 3	0,04	0,04	0,04
CP 4	0,04	0,04	0,04
CP 5	0,04	0,04	0,04
CP 6	0,04	0,04	0,04
CP 7	0,04	0,04	0,04
CP 8	0,05	0,05	0,05
CP 9	0,04	0,04	0,04
CP 10	0,05	0,05	0,04
CP 11	0,05	0,05	0,05
CP 12	0,04	0,04	0,04
CP 13	0,04	0,04	0,04
CP 14	0,04	0,04	0,04
CP 15	0,05	0,05	0,05
CP 16	0,04	0,04	0,04
CP 17	0,04	0,04	0,04
CP 18	0,04	0,04	0,04
CP 19	0,04	0,04	0,04
CP 20	0,04	0,04	0,04
CP 21	0,05	0,05	0,05
CP 22	0,05	0,05	0,04
CP 23	0,04	0,04	0,04
CP 24	0,05	0,05	0,05

*Estatisticamente significantes: valores em negrito

Tabela 19 Medidas do fio sem longuard: valores “p”

Grupo de Prova	Força Máxima (N)	Força Máxima (gf)	Força Máxima (kgf)
CP 1	0,04	0,04	0,04
CP 2	0,04	0,04	0,04
CP 3	0,04	0,04	0,04
CP 4	0,04	0,04	0,04
CP 5	0,04	0,04	0,04
CP 6	0,03	0,03	0,03
CP 7	0,04	0,04	0,04
CP 8	0,05	0,05	0,05
CP 9	0,04	0,04	0,04
CP 10	0,03	0,03	0,04
CP 11	0,04	0,04	0,04
CP 12	0,03	0,04	0,04
CP 13	0,05	0,05	0,05
CP 14	0,05	0,05	0,05
CP 15	0,04	0,04	0,04
CP 16	0,04	0,04	0,04
CP 17	0,04	0,04	0,04
CP 18	0,05	0,05	0,05
CP 19	0,04	0,04	0,04
CP 20	0,04	0,04	0,04
CP 21	0,04	0,04	0,04
CP 22	0,05	0,05	0,05
CP 23	0,05	0,05	0,05
CP 24	0,05	0,05	0,05

*Estatisticamente significantes: valores em negrito

Tabela 20 Medidas do fio de aço inoxidável: valores “p”

Grupo de Prova	Força Máxima (N)	Força Máxima (gf)	Força Máxima (kgf)
CP 1	0,02	0,02	0,02
CP 2	0,03	0,03	0,03
CP 3	0,04	0,04	0,04
CP 4	0,05	0,05	0,05
CP 5	0,03	0,03	0,03
CP 6	0,05	0,05	0,05
CP 7	0,02	0,02	0,02
CP 8	0,05	0,05	0,05
CP 9	0,04	0,04	0,04
CP 10	0,04	0,04	0,04
CP 11	0,04	0,04	0,04
CP 12	0,06	0,06	0,07
CP 13	0,03	0,03	0,03
CP 14	0,04	0,04	0,04
CP 15	0,04	0,04	0,04
CP 16	0,05	0,05	0,05
CP 17	0,04	0,04	0,04
CP 18	0,04	0,04	0,04
CP 19	0,06	0,06	0,06
CP 20	0,05	0,05	0,05
CP 21	0,03	0,03	0,03
CP 22	0,05	0,05	0,05
CP 23	0,04	0,04	0,04
CP 24	0,05	0,05	0,05

*Estatisticamente significantes: valores em negrito

Verificou-se, a partir do teste “t” de Student, que os valores considerados como estatisticamente significantes ($p < 0,05$) nas medidas tomadas nos fios com longuard, sem longuard, e de aço inoxidável confirmaram os dados encontrados anteriormente, ou seja, os fios Bioforce com e sem longuard mostraram uma variação menor nas medidas que o fio de aço inoxidável.

Tabela 21 Medias de Força Máxima(N) e coeficiente de variação para os grupos de prova.

	GRUPOS DE PROVA	FORÇA MÁXIMA (N) MÉDIA	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO
A	Aço inoxidavel (grupo controle) .019”X.025”	1,57	22,41
B	Niquel titanio Com <i>longuard</i> .019”X.025”	1,37	10,62
C	Niquel titanio Sem <i>longuard</i> .019”X.025”	1,59	10,94

Através do teste estatístico “t” – Student, fica esclarecido que em 95% dos casos houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo do Aço Inoxidável (grupo controle), comparado ao grupo do Niquel titanio Com *longuard* e ao grupo Niquel titanio Sem *longuard* ($p < 0,05$), ou seja, há mais fricção quando se usa os fios de aço inoxidável que quando se usa os superelásticos estes por sua vez produzem a mesma quantidade de fricção, não diferenciando entre si, para esta amostra (tabela 21).

DISCUSSÃO

Quando um corpo desliza ou tem tendência a deslizar sobre outro corpo, a força que atua para se opor à tendência ao movimento é chamada de “força de fricção” (DRESCHER *et al.*, 1989). Embora os experimentos mais antigos sobre fricção registrados tenham sido feitos por Leonardo da Vinci, há aproximadamente 450 anos (PALMER, 1951), ela só foi mencionada na literatura ortodôntica no início da década de 60 (STONER, 1960). A fricção é definida como uma força tangencial ao limite comum de dois corpos em contato, que resiste ao movimento, ou tendência ao movimento, de um em relação ao outro (DRESCHER *et al.*, 1989; CACCIAFESTA *et al.*, 2003b; BRAGA *et al.*, 2004), podendo ser: estática e, cinética (DRESCHER *et al.*, 1989). Os coeficientes estático e cinético da fricção estão sujeitos à “rugosidade relativa” das superfícies que estão em contato e podem variar grandemente, dependendo das condições da superfície, tais como: umidade, lubrificação e duração do contato, levando em consideração que a introdução de um lubrificante resulta em valor reduzidos de ambos os coeficientes de fricção cinético e estático (BAKER *et al.*, 1987).

No início da década de 60 foi introduzida no mercado uma nova liga chamada de “nitinol”, nome derivado dos elementos que compunham a liga, ou seja: “ni” do níquel, “ti” do titânio e, “nol” do “Naval Ordinance Laboratory”, local da pesquisa (BUEHLER, 1963). Por apresentar melhores propriedades elásticas e de resistência à corrosão, o fio Nitinol passou a ser utilizado na terapia ortodôntica no final da década de 60 (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971). Recentemente, o processo de implantação de íons, freqüentemente usado no campo da engenharia mecânica, passou a ser aplicado nos fios ortodônticos, sendo cogitado que esse processo, que altera a composição da superfície do fio, podia diminuir as forças de fricção produzidas durante a movimentação dentária (RYAN *et al.*, (1997). Entre eles estão os novos fios de níquel-titânio Bioforce *longuard*, com uma camada de 3 micra de nitrogênio, conseguida com o bombardeamento de íons na superfície do fio, que parecem reduzir a fricção, fratura e liberação de níquel na boca (VIAZIS, 1995). Mas, como não foram

encontrados na literatura pertinentes testes voltados para esse novo material, este estudo comparou o nível de atrito no bráquete de um fio de aço inoxidável e dos fios de níquel titânio superelásticos Bioforce com *longuard* e sem *longuard*, todos retangulares de .019" X .025" e, determinar a possibilidade de seu uso durante a fase de alinhamento e nivelamento.

Os resultados obtidos nos testes feitos neste estudo indicaram valores médios das Forças Máximas medidas em N, gf e, kgf para o fio Bioforce com *longuard* (1,37; 140,44; 0,17), de aço inoxidável (1,57; 163,30; 0,16) e Bioforce sem *longuard* (1,59; 162,98; 0,16). Levando em consideração que cada segmento de fio foi utilizado em três corpos de prova, os resultados mostraram que ocorreu uma variação significativa no nível de força com todos os segmentos do mesmo fio. Tomando-se como exemplo, no fio com *longuard* a média geral da Força Máxima em N foi de 1,37, mas, uma análise detalhada indica que um mesmo segmento de fio apresentou medições de 1,47 no CP 7, 1,60 no CP 8 e 1,36 no CP 9. Por outro lado, a medida foi de 1,22 no CP 1, de 1,31 no CP 2, de 1,18 no CP 3 e de 1,29 no CP 19, 1,45 no CP 20 e de 1,62 no CP 21. Esse mesmo fato também foi observado nos segmentos de fio sem *longuard*, ou seja: média de 1,55 no CP 1; de 1,38 no CP 2 e, 1,53 no CP 3, bem como de 1,53 no CP 7, 1,73 no CP 8 e, 1,36 no CP 9 e, de 1,55 no CP 19, de 1,45 no CP 20 e, de 1,60 no CP 21. O mesmo também ocorreu no fio de aço inoxidável, ou seja: 0,89 no CP 1, de 1,10 no CP 2 e de 1,61 no CP 3, bem como de 0,84 no CP 7, de 1,88 no CP 8 e de 1,33 no CP 9. Igualmente foi detectada a medida de 1,87 no CP 22, de 1,52 no CP 23 e de 1,79 no CP 24. A partir destes dados, observou-se que os valores médios das Forças Máximas medidas em N, gf e, kgf foram menores para o fio Bioforce com *longuard* (1,37; 140,44; 0,17), seguido pelo fio de aço inoxidável (1,57; 163,30; 0,16) e pelo fio Bioforce sem *longuard* (1,59; 162,98; 0,16). Por outro lado, após ser calculado o coeficiente de variação das medidas, o valor continuou menor para o fio Bioforce com *longuard* (10,62%), mas seguido pelo fio Bioforce sem *longuard* (10,94%) e pelo de aço inoxidável (22,41%). Esses dados indicam que não houve uma diferença muito grande nos coeficientes de variação dos fios Bioforce com e sem *longuard*. Contudo, embora o fio de aço inoxidável tenha apresentado médias gerais menores, em relação ao fio Bioforce sem *longuard*, cada segmento de fio testado, em cada uma das medidas tomadas, mostrou

um coeficiente de variação considerado bastante alto (22,41%), desde que foi duas vezes maior que o do fio Bioforce sem *longuard* (10,94%), mantendo também esse valor em relação ao fio Bioforce com *longuard* (10,62%). Esses resultados estão de acordo com o relato feito por VIAZIS, em 1995, ou seja, a segunda geração dos fios Bioforce, quadrados ou retangulares, são versáteis como arcos iniciais porque permite o alinhamento, nivelamento e fechamento de espaços simultaneamente. Entretanto, em alguns estudos que compararam os fios de aço inoxidável, NiTi e beta titânio, os resultados mostraram que o fio de beta titânio produziu forças de atrito mais altas do que o NiTi (ANGOLKAR *et al.*, 1990; LOFTUS *et al.*, 1999; CACCIAFESTA *et al.*, 2003a), mas, não foi observada nenhuma diferença significativa entre o fio NiTi e o de aço inoxidável (LOFTUS *et al.*, 1999; CACCIAFESTA *et al.*, 2003a).

O uso de fios confeccionados com a liga de níquel titânio (NiTi) proporciona vantagens, como: 1) tempo reduzido de cadeira; 2) aplicação de uma força leve e contínua; 3) diminuição do tempo necessário para o alinhamento e nivelamento dentário, o que pode ser realizado, freqüentemente, com um único arco e; 4) trabalho dentro de limites biológicos aceitáveis (MARTINS; SELAIMEN, 1998). Entretanto, na terapia ortodôntica, diversas variáveis podem afetar a magnitude da fricção entre o bráquete e o fio, entre elas: o material do fio; a forma e o calibre do fio; o material da ligadura; o tamanho do encaixe do bráquete; a largura do bráquete; a angulação entre o encaixe do bráquete/fio; o material do bráquete e, a lubrificação pela saliva (ANGOLKAR *et al.*, 1990; BRAGA *et al.*, 2004). A principal vantagem das mecânicas com fricção é o fato de geralmente não serem necessárias configurações complicadas no fio, consumindo menor tempo para a colocação do fio inicial, mas, não pode ser ignorada a sua menor eficiência, quando comparada às mecânicas sem fricção, desde que a presença de fricção diminui o movimento do dente ao longo do fio (STAGGERS; GERMANE, 1991). Embora tenha sido relatado que o aumento na largura do bráquete requeria mais força para mover o dente (KAMIYAMA; SASAKI, 1973), um estudo que comparou a resistência à fricção de diferentes tamanhos e larguras de encaixes de bráquetes, em relação a vários calibres de fios de arco, mostrou que a magnitude da força não dependia da largura dos bráquetes (ANDREASEN; QUEVEDO, 1970). Os fios nos bráquetes de cerâmica geram forças de fricção significativamente mais fortes do que as

observadas nos bráquetes de aço inoxidável (ANGOLKAR *et al.*, 1990; PRATTEN *et al.*, 1990; NISHIO *et al.*, 2004). Além disso, os bráquetes de metal que apresentam as superfícies do encaixe mais lisas parecem ter resistência mais baixa ao deslizamento, do que os bráquetes edgewise convencionais (ROSE; ZERNIK, 1996). Foi relatado que, sob condições experimentais, os bráquetes de cerâmica, os fios de nitinol e a presença de saliva aumentam a resistência funcional estática (PRATTEN *et al.*, 1990). Entretanto, em um estudo feito para verificar as alterações nas propriedades mecânicas da liga ortodôntica nitinol de .016 de polegada, em uma simulação do meio bucal, com vários níveis de acidez e com diferentes quantidades de deflexão estática (0, 1, 2 ou 4 mm), os resultados indicaram que a acidez (pH de 3 a 7) e a quantidade de deflexão (0 a 4 mm em um vão de 10 mm) não afetaram o fio, mas houve uma diminuição monotônica significativa na resistência ao cisalhamento com o passar do tempo no meio bucal simulado (HARRIS *et al.*, 1988).

Um aparelho ortodôntico bem planejado deve apresentar três características: 1) produzir um momento de força com taxa constante durante um período extenso de ativação; 2) o movimento resultante da unidade ativa (dentes sendo movidos) ocorre próximo de um centro de rotação previsível e, 3) o sistema de força na unidade reativa (dentes de ancoragem) deve ser conhecido e controlado (BRAUN; MARCOTTE, 1995). Mas, tudo isso deve levar em consideração que a filosofia de tratamento atual está voltada para o emprego de forças extremamente leves para facilitar a estimulação ótima (WILCOCK, 1988). A característica mais importante do comportamento do níquel titânio superelástico na clínica ortodôntica é a liberação de forças mais constantes para grandes deflexões (SACHDEVA, 1997). Como é imprudente tentar deslizar dentes ao longo de fios com superfícies sem polimento ou com irregularidades, convém lembrar que os fios de níquel titânio apresentam uma superfície brilhante, mostrando menos resistência à fricção para deslizar um dente, quando comparado aos de aço inoxidável (PROFFIT, 1995). Esse fato está de acordo com os resultados do presente trabalho, nos quais os fios retangulares de .019" x .025" Bioforce com e sem *longuard* apresentaram variação significativamente menor no nível de atrito que o fio de aço inoxidável. Com isso, pode ser sugerido que os fios retangulares de níquel titânio lançados no mercado mais recentemente têm excelente aplicação clínica, especialmente

nas fases iniciais do tratamento ortodôntico, isto é, de alinhamento e nivelamento, podendo substituir todos os fios redondos bem como alguns dos retangulares de aço inoxidável (ANDREASEN; AMBORN, 1989; VIAZIS, 1993; MIURA *et al.*, 1986; MIURA *et al.*, 1990). Essas novas ligas usadas nos fios ortodônticos apresentam características capazes de preencher as lacunas deixadas por uma ortodontia realizada com fios seqüenciais de aço inoxidável, que variavam a força pela mudança crescente do calibre da secção transversal dos fios (MARTINS; SELAIMEN, 1998).

As grandes novidades das novas ligas metálicas são a “memória de forma” e a “superelasticidade”, permitindo que os fios confeccionados com essas ligas gerem forças quase constantes por longo tempo e, esse fato vem de encontro ao que é preconizado, ou seja, a aplicação de forças leves, mas contínuas (MUENCH, 1994; MINERVINO *et al.*, 2000). A memória da forma é o fenômeno pelo qual a liga macia e de fácil formabilidade em baixa temperatura pode facilmente retornar à sua configuração original, quando aquecida a uma temperatura de transição adequada (VIAZIS, 1991). Contudo, a propriedade de memória dos fios termodinâmicos ainda é só parcialmente entendida, acreditando-se que resulte da capacidade inerente do fio de alterar acentuadamente suas forças de união em função da temperatura e, esse fenômeno de recuperação da forma pode ser o resultado de uma transição na estrutura de cristal, devida a deformação e ao resfriamento (BISHARA *et al.*, 1995). Por outro lado, quanto maior for o limite de elasticidade maior é a eficiência do fio, pois é a maior tensão que um material pode ser submetido, retornando às suas dimensões originais quando a força externa é removida (ALMEIDA *et al.*, 1996). Testes feitos com as ligas de níquel/titânio (Nitinol [Unitek]; NiTi [Ormco]; Orthonol [Rocky Mountain], Titanal [Lancer Pacific] e Sentinol [GAC International]) disponíveis no mercado a recuperação percentual média estendia-se de 89% a 94% para as ligas Ni-Ti, Orthonol, Titanol, Sentinol leve e Sentinol média. A liga Sentinol pesada mostrou uma recuperação média de 41,3%, o que foi significativamente menos do que o das outras ligas (HURST *et al.*, 1990). Quanto mais resiliente é uma liga metálica, mais lentamente ela libera a carga armazenada após a ativação no caso de uma mola, ou a carga armazenada após a inserção no encaixe dos bráquetes no caso de um fio ortodôntico (FERREIRA, 1998). Um estudo constatou que os

fios nitinol e de beta titânio eram mais resistentes ao movimento dos dentes na técnica de deslizamento (GARNER *et al.*, 1986). Quando comparado ao fio de aço inoxidável, o nitinol apresenta maior resistência na deformação permanente, ou seja, tem um alto limite elástico e baixa força por unidade de desativação (ARRUDA *et al.*, 2003). As ligas de aço inoxidável e as de cromo-cobalto foram observadas como sendo menos resilientes, quando comparadas às de níquel-titânio e de titânio-molibdênio (FERREIRA, 1998, CECILIO *et al.*, 2005). Contudo, os fios de cromo-cobalto podem ter a formabilidade e força modificadas pelo tratamento térmico, aumentando seu limite de elasticidade e resiliência (CECILIO *et al.*, 2005). Da mesma forma, mudanças mínimas na temperatura podem ocasionar alterações significantes na distribuição de forças quando são utilizadas molas superelásticas de níquel-titânio (BARWART, 1996). Por outro lado, é importante levar em consideração que esse fio possui propriedades superelásticas, por meio das quais a carga torna-se quase uniforme quando a deflexão diminui no teste de cisalhamento e, essa característica leva a produção de uma força leve e contínua, permitindo conseguir uma movimentação dentária fisiológica efetiva (MIURA *et al.*, 1986).

No presente trabalho, ao ser aplicado o teste “t” de Student, os valores considerados como estatisticamente significantes ($p > 0,05$) nas medidas tomadas nos fios com *longuard*, sem *longuard*, e de aço inoxidável confirmaram os dados encontrados anteriormente, ou seja, que os fios Bioforce com e sem *longuard* mostraram uma variação menos significativa do que o fio de aço inoxidável. Com base nesses dados, as propriedades particulares desses fios permitem a aplicação nas várias fases do tratamento, substituindo, em grande parte, o uso dos fios clássicos de aço inoxidável (GURGEL *et al.*, 2001). Mas, como nas mecânicas de deslizamento o fio de níquel titânio gera menos resistência por atrito do que o de aço inoxidável, permitindo a movimentação de dentes com forças menores, foi sugerido que o detalhamento e a finalização sejam feitos com fios de aço inoxidável de forma e tamanho apropriados (ANDREASEN; AMBORN, 1989).

CONCLUSÕES

Com base na metodologia utilizada, nas condições testadas e, de acordo com os resultados obtidos neste estudo, concluiu-se que:

- Os fios retangulares de .019" X .025" Bioforce com e sem *longuard* apresentam menor nível de atrito que o fio de aço inoxidável;
- Pelo fato de gerarem um nível de atrito menor que o fio de aço inoxidável (grupo controle), os fios Bioforce com e sem *longuard* podem ser utilizados nas fases de alinhamento e nivelamento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

1- ALMEIDA, F.C.; MARIUZZO JÚNIOR, O.; FERREIRA, I. Conceitos na área de engenharia e ciência dos materiais em ortodontia. **J Bras Ortod Ortop Maxilar**, Curitiba, vol.1, n.3, 29-41, maio/jun. 1996.

2- ANDREASEN, G.F.; AMBORN, R.M. Aligning, leveling and torque control: a pilot study. **Angle Orthod**, Appleton, vol. 59, n. 1, 51-60, Feb. 1989.

3- ANDREASEN, GF; HILLEMANN, TB An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontic. **Am J Orthod**, St. Louis, vol. 82, 137-75, 1971.

4- ANDREASEN, GF; QUEVEDO, FR Evaluation of frictional forces in the .022"X .28"edgewise bracket in vitro. **J Biomech** 1970; 3:151-60. Apud: GARNER, L.D.; ALLAI, W.W.; MOORE, B.K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, vol. 90, n. 3, 199-203, Sep.1986.

5- ANGOLKAR, P.V.; KAPILA, S.; DUNCANSON Jr., M.G.; NANDA, R.S. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, vol. 98, n. 6, 499-506, Dec. 1990.

6- ARRUDA, C.C.; PAIVA, J.B.; LIMA, L.F.C.P.; ROSSI, J.L. Análise mecanodinâmica de ligas de níquel-titânio em ortodontia. **Ortodontia**, São Paulo, vol. 36,n. 2, 57-69, mai./jun./jul./ago. 2003.

7- BAKER, K.L.; NIEBERG, L.G.; WELMER, A.D.; HANNA, M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, vol. 91, n. 4, 316-20, Apr. 1987.

8- BARWART, O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, vol. 110, n. 5, 553-8, Nov. 1996.

9- BISHARA, S.E. *et al.* Comparisons of thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. **Angle Orthod**, Appleton, vol. 65, n. 2, 117-22, Mar. 1995.

10- BRAGA, C.P.; VANZIN, G.D.; MARCHIORO, E.M.; BECK, J.C.P. Avaliação do coeficiente de atrito de braquetes metálicos e estéticos com fios de aço

¹ De acordo Manual de Normatização para Elaboração de Projetos -Dissertações e Teses do Centro Universitário Hermínio Ometto e Centro de Pós-Graduação da Uniararas, com base na ABNT NBR 6023/2002.

inoxidável e beta-titânio. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial**, Maringá, vol. 9, n. 6, 70-83, nov./dez. 2004.

11- BRAUN, S.; MARCOTTE, M.R. Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, vol. 108, n. 1, 1-8, July 1995.

12- BUEHLER, W.J. Proceedings of the seventh Navy Symposium ONR – 16 Office of Technical Service. US Dept. of Commerce, Washington 1963; vol. 1, unclassified. pp. 1-30. Apud: HURST, C.L.; DUNCANSON Jr., M.G.; NANDA, R.S.; ANGOLKAR, P.V. An evaluation of the shape memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, vol. 98, n. 1, 72-6, July 1990.

13- CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M.F.; RICCIARDI, A. *et al.* Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, vol. 124, n. 4, 395-402, Oct. 2003a.

14- CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M.F.; SCRIBANTE, A.; KLERSY, C.; AURICCHIO, F. Evaluation of friction of conventional and metal insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, vol. 124, n. 4, 403-9, Oct. 2003b.

15- CECILIO, E.; ABRÃO, J.; LIMA, L.F.C.P.; ROSSI, J.L. Avaliação mecanodinâmica de ligas utilizadas em arcos ortodônticos de retração. **Ortodontia**, São Paulo, vol. 38, n. 1, 25-33, jan./mar. 2005.

16- DRESCHER, D.; BOURAUUEL, C.; SCHUMACHER, H.A. Frictional forces between bracket and arch wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, vol. 96, n. 5, 397-404, Nov. 1989.

17- FERREIRA, M.A. Propriedades elásticas básicas das ligas usadas em fios ortodônticos. **J Bras Ortod Ortop Facial**, Curitiba, vol. 3, n. 15. 81-7, maio/jun. 1998.

18- GARNER, L.D.; ALLAI, W.W.; MOORE, B.K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, vol. 90, n. 3, 199-203, Sep. 1986.

19- GURGEL, J.A.; RAMOS, A.L.; KERR, S.D. Fios ortodônticos. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial**, Maringá, vol. 6, n. 4, 103-14, jul./ago. 2001.

20- HARRIS, E.F.; NEWMAN, S.M.; NICHOLSON, J.A. Nitinol arch wire in a simulated oral environment: changes in mechanical properties. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, vol. 93, n. 6, 508-13, Jun. 1988.

21- HURST, C.L.; DUNCANSON Jr., M.G.; NANDA, R.S.; ANGOLKAR, P.V. An evaluation of the shape memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic

wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, vol. 98, n.1, 72-6, July 1990.

22- KAMIYAMA, T.; SASAKI, T. Friction and width of brackets. *J Japanese Orthod Soc* 1973; 32:286-89. Apud: GARNER, L.D.; ALLAI, W.W.; MOORE, B.K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, vol. 90, n. 3, 199-203, Sep. 1986.

23- LOFTUS, B.P.; ÅRTUN, J.; NICHOLLS, J.I. *et al.* Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, vol. 116, n. 3, 336-45, Sep. 1999.

24- MARTINS, J.C.R.; SELAIMEN, C.R.P. As novas ligas metálicas e o tratamento ortodôntico contemporâneo. **Clinical Impressions**, vol. 1, n. 3, 1-4, 1998.

25- MINERVINO, B.L.; SANTOS PINTO, A.; SAKIMA, M.T.; *et al.* Características dos fios de "Memória de Forma" e aplicação clínica. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial**, Maringá, vol. 5, n. 4, 72-6, jul./ago. 2000.

26- MIURA, F. *et al.* The super-elastic propriety of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, vol. 90, n. 1, 1-10, July 1986.

27- MIURA, F.; MOGI, M.; OKAMOTO, Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. **J Clin Orthod**, Boulder, vol. 24, n. 9, 544-8, Sep. 1990.

28- MUENCH, A. Metais em ortodontia. In: INTERLANDI, S **Ortodontia: bases para a iniciação**. 3. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1994. p. 95-102.

29- NISHIO, C.; MOTTA, A.F.J.; ELIAS, C.N.; MUCHA, J.N. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, vol. 125, n. 1, 56-64, Jan. 2004.

30- PALMER, F. Friction. *Sci Am* 1951; 184:54-60. Apud: Garner, L.D.; Allai, W.W.; Moore, B.K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, vol. 90, n. 2, 199-203, Sep. 1986.

31- PRATTEN, D.H. *et al.* Frictional resistance of ceramic stainless steel orthodontic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, vol. 98, n. 5, 398-403, Nov. 1990.

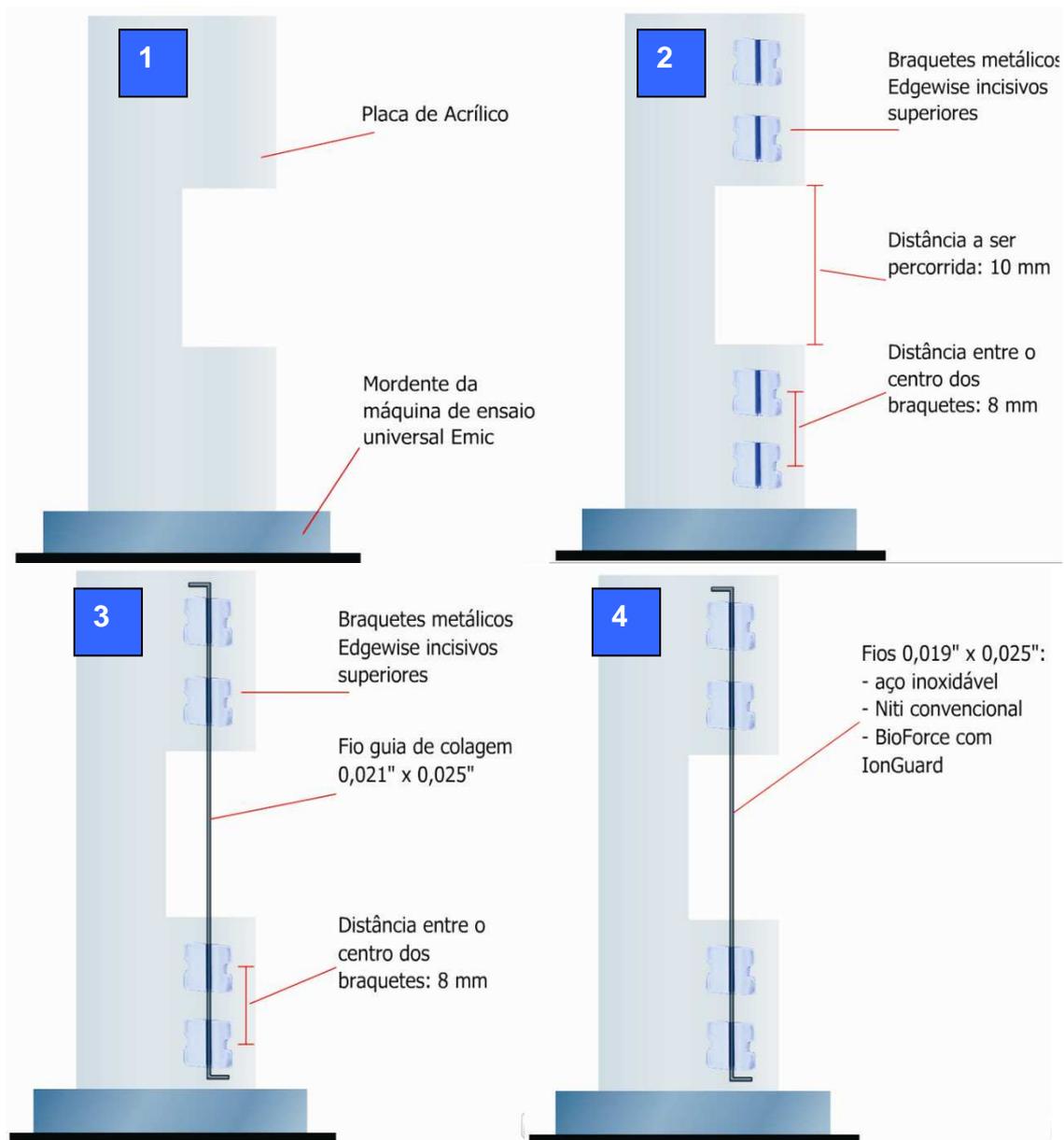
32- PROFFIT, W.R. **Ortodontia contemporânea**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. p. 275-88.

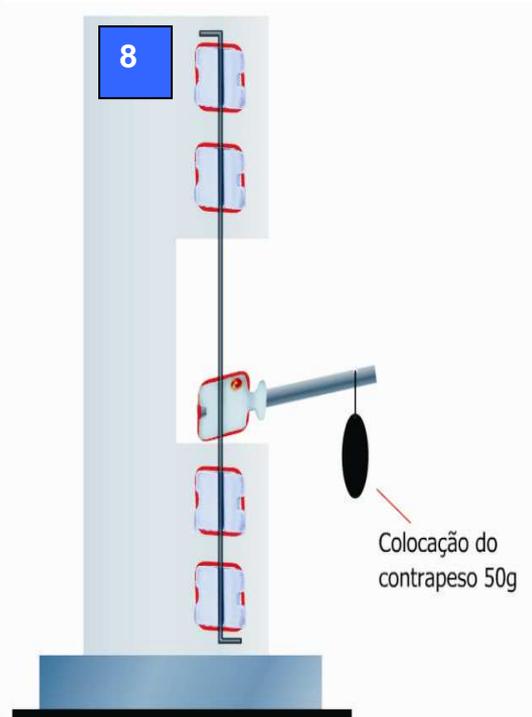
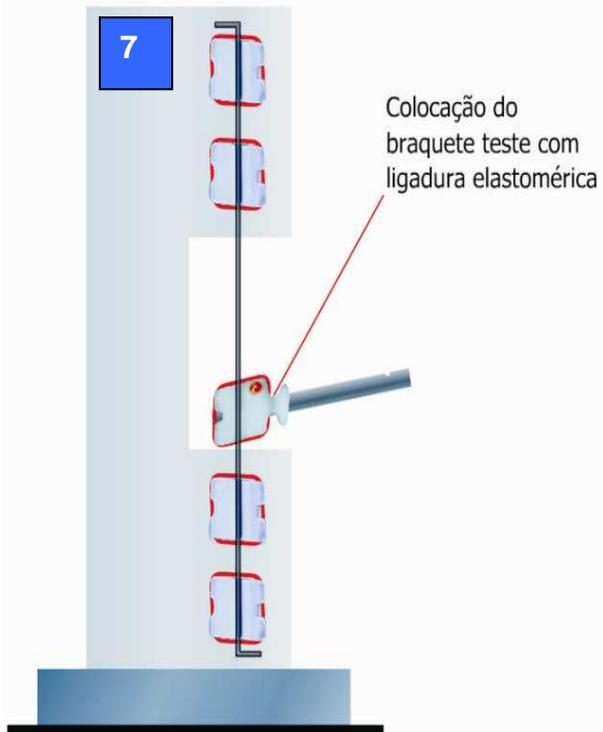
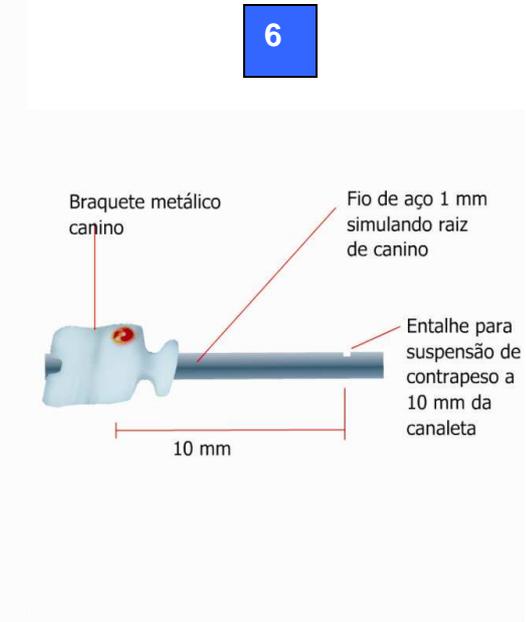
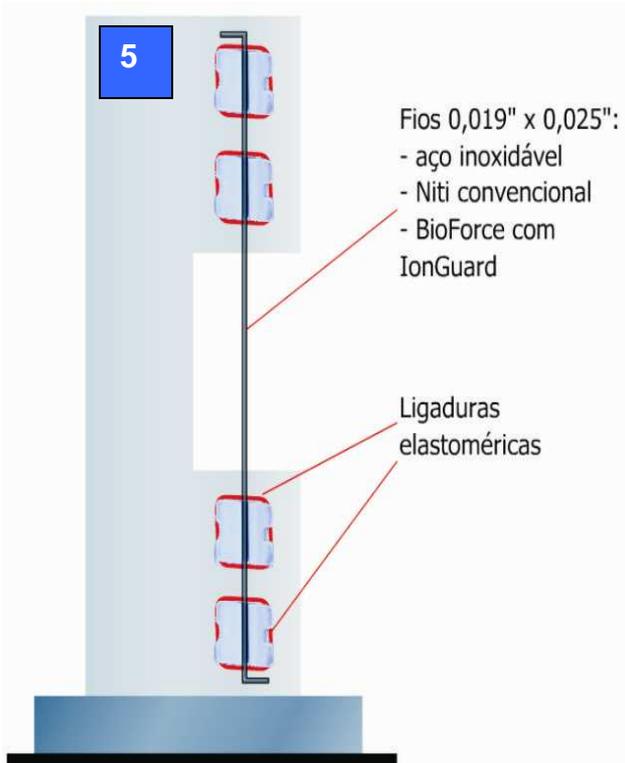
33- ROSE, C.M.; ZERNIK, J.H. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. **J Clin Orthod**, Boulder, vol. 29, n. 2, 78-84, Feb. 1996.

- 34- RYAN, R.; WALKER, G.; FREEMAN, K.; CISNEROS, G.J. The effects of ion implantation on rate of tooth movement: an in vitro model. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, vol. 112, n. 1, 64-8, July 1997.
- 35- SACHDEVA, R.C.I. Ortodontia com temperatura de transformação variável: Cooper NiTi torna isto uma realidade. **Clinical Impressions**, vol. 1, n. 1, 2-5, 1997.
- 36- STONER, M.M. Force control in clinical practice. **Am J Orthod**, St Louis, vol. 46, 163-8, 1960.
- 37- STAGGERS, J.A.; GERMANE, N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. **J Clin Orthod**, Boulder, vol. 32, n. 6, 364-9, Jun. 1991.
- 38- VIAZIS, A.D. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. **J Clin Orthod**, Boulder, vol. 24, n. 6, 370-4, Jun.1991.
- 39- VIAZIS, A.D. **Atlas of orthodontics**. Philadelphia: Saunders, 1993. p. 153-62.
- 40- VIAZIS, A.D. Bioefficient therapy. **J Clin Orthod**, Boulder, vol. 29, n.9, 552-68, Sept. 1995.
- 41- WILCOCK -, Jr., A.J. JCO/interviews on orthodontic wires. **J Clin Orthod**, Boulder, vol. 22, n. 8, 484-9, Aug. 1988.

ANEXOS

Desenhos esquemáticos de 1 a 12, ilustrando a placa de acrílico com o segmento de fio e o braquete teste que simulou o dente canino na mecânica de deslize, posicionada verticalmente para ajuste do amarrilho do braquete teste.





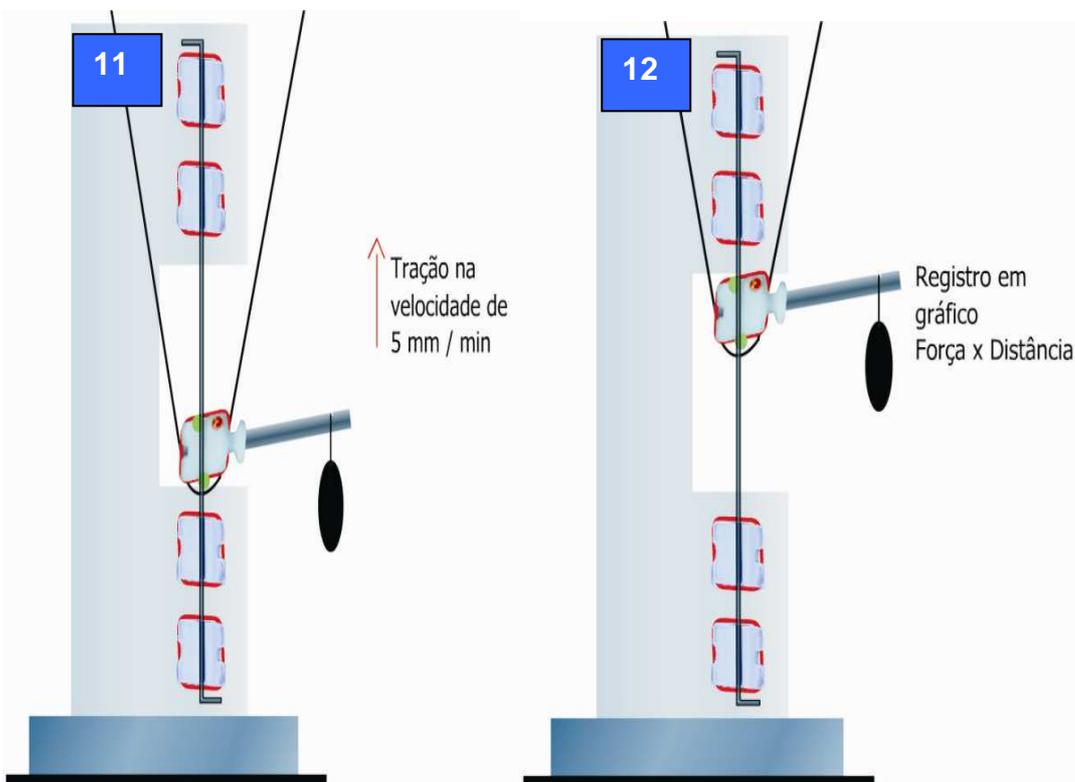
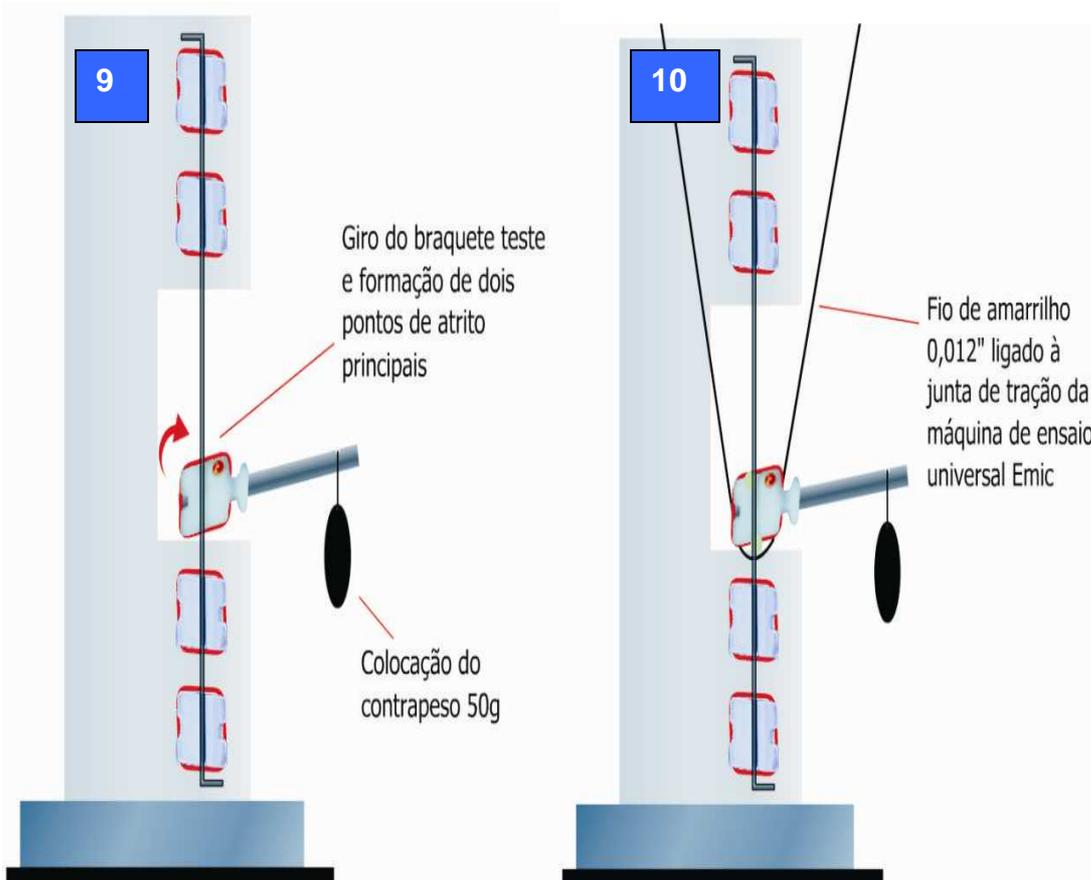


Tabela 3 Medidas do fio com *longuard*: Força Máxima (N)

Grupo de Prova	Força Máxima (N)
CP 1	1,22
CP 2	1,31
CP 3	1,18
CP 4	1,40
CP 5	1,27
CP 6	1,36
CP 7	1,47
CP 8	1,60
CP 9	1,36
CP 10	1,49
CP 11	1,57
CP 12	1,20
CP 13	1,22
CP 14	1,25
CP 15	1,58
CP 16	1,45
CP 17	1,18
CP 18	1,23
CP 19	1,29
CP 20	1,45
CP 21	1,62
CP 22	1,51
CP 23	1,31
CP 24	1,53

Tabela 4 Medidas do fio com longuard: Força Máxima (gf)

Grupo de prova	Força Máxima (gf)
CP 1	123,94
CP 2	133,33
CP 3	120,18
CP 4	142,72
CP 5	129,57
CP 6	138,96
CP 7	150,23
CP 8	163,37
CP 9	138,96
CP 10	152,11
CP 11	159,62
CP 12	122,06
CP 13	123,94
CP 14	127,69
CP 15	161,50
CP 16	148,35
CP 17	120,18
CP 18	125,82
CP 19	131,45
CP 20	148,35
CP 21	165,25
CP 22	153,98
CP 23	133,33
CP 24	155,86

Tabela 5 Medidas do fio com longuard: Força Máxima (kgf)

Grupo de Prova	Força Máxima (kgf)
CP 1	0,12
CP 2	0,13
CP 3	0,12
CP 4	0,14
CP 5	0,13
CP 6	0,14
CP 7	0,15
CP 8	0,16
CP 9	0,14
CP 10	0,15
CP 11	0,16
CP 12	0,12
CP 13	0,12
CP 14	0,13
CP 15	0,16
CP 16	0,15
CP 17	0,12
CP 18	0,13
CP 19	0,13
CP 20	0,15
CP 21	0,17
CP 22	0,15
CP 23	0,13
CP 24	0,16

Tabela 6 Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (N)

Grupo de Prova	Força Máxima (N)
CP 1	1,55
CP 2	1,38
CP 3	1,53
CP 4	1,62
CP 5	1,58
CP 6	1,31
CP 7	1,53
CP 8	1,73
CP 9	1,36
CP 10	1,33
CP 11	1,58
CP 12	1,34
CP 13	1,90
CP 14	1,86
CP 15	1,62
CP 16	1,69
CP 17	1,71
CP 18	1,73
CP 19	1,55
CP 20	1,45
CP 21	1,60
CP 22	1,75
CP 23	1,80
CP 24	1,84

Tabela 7 Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (gf)

Grupo de Prova	Força Máxima (gf)
CP 1	157,74
CP 2	140,84
CP 3	155,85
CP 4	165,25
CP 5	161,50
CP 6	133,33
CP 7	155,86
CP 8	176,52
CP 9	138,96
CP 10	135,21
CP 11	161,50
CP 12	137,08
CP 13	193,42
CP 14	189,66
CP 15	165,25
CP 16	172,76
CP 17	174,64
CP 18	176,52
CP 19	157,74
CP 20	148,35
CP 21	163,37
CP 22	178,40
CP 23	184,03
CP 24	187,79

Tabela 8 Medidas do fio sem longuard: Força Máxima (kgf)

Grupo de Prova	Força Máxima (kgf)
CP 1	0,16
CP 2	0,14
CP 3	0,16
CP 4	0,17
CP 5	0,16
CP 6	0,13
CP 7	0,16
CP 8	0,18
CP 9	0,14
CP 10	0,14
CP 11	0,16
CP 12	0,14
CP 13	0,19
CP 14	0,19
CP 15	0,17
CP 16	0,17
CP 17	0,17
CP 18	0,18
CP 19	0,16
CP 20	0,15
CP 21	0,16
CP 22	0,18
CP 23	0,18
CP 24	0,19

Tabela 9 Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (N)

Grupo de Prova	Força Máxima (N)
CP 1	0,89
CP 2	1,10
CP 3	1,61
CP 4	1,77
CP 5	1,14
CP 6	1,92
CP 7	0,84
CP 8	1,88
CP 9	1,33
CP 10	1,66
CP 11	1,38
CP 12	2,42
CP 13	1,29
CP 14	1,63
CP 15	1,58
CP 16	1,76
CP 17	1,63
CP 18	1,42
CP 19	2,19
CP 20	1,81
CP 21	1,30
CP 22	1,87
CP 23	1,52
CP 24	1,79

Tabela 10 Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (gf)

Grupo de Prova	Força Máxima (gf)
CP 1	90,48
CP 2	112,11
CP 3	164,57
CP 4	180,96
CP 5	116,05
CP 6	195,38
CP 7	85,89
CP 8	192,10
CP 9	135,72
CP 10	169,16
CP 11	140,96
CP 12	246,52
CP 13	131,78
CP 14	166,53
CP 15	160,63
CP 16	179,65
CP 17	166,53
CP 18	144,90
CP 19	222,92
CP 20	184,24
CP 21	132,44
CP 22	190,79
CP 23	154,73
CP 24	182,27

Tabela 11 Medidas do fio de aço inoxidável: Força Máxima (kgf)

Grupo de Prova	Força Máxima (kgf)
CP 1	0,09
CP 2	0,11
CP 3	0,16
CP 4	0,18
CP 5	0,12
CP 6	0,20
CP 7	0,09
CP 8	0,19
CP 9	0,14
CP 10	0,17
CP 11	0,14
CP 12	0,25
CP 13	0,13
CP 14	0,17
CP 15	0,16
CP 16	0,18
CP 17	0,17
CP 18	0,14
CP 19	0,22
CP 20	0,18
CP 21	0,13
CP 22	0,19
CP 23	0,15
CP 24	0,18

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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