

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE SAÚDE E TECNOLOGIA RURAL
UNIDADE ACADÊMICA DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
BACHARELADO EM ODONTOLOGIA**

JETERSON MOURA FERNANDES VIEIRA

**FIOS ORTODÔNTICOS, PROPRIEDADES MICROESTRUTURAIS E
APLICAÇÕES CLÍNICAS: VISÃO GERAL**

**PATOS-PB
2014**

JETERSON MOURA FERNANDES VIEIRA

**FIOS ORTODÔNTICOS, PROPRIEDADES MICROESTRUTURAIS E
APLICAÇÕES CLÍNICAS: VISÃO GERAL**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado a Coordenação de Curso de Odontologia da Universidade Federal de Campina Grande – UFCG como parte dos requisitos para obtenção do título de Bacharel em Odontologia.

Orientadora: Prof^ª. Dra. Maria Carolina Bandeira Macena

Co-orientadora: Prof^ª. Dra. Carmem Dolores de Sá Catão

**PATOS-PB
2014**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA DO CSRT DA UFCG

V657f

Vieira, Jeterson Moura Fernandes

Fios ortodônticos, propriedades microestruturais e aplicações clínicas: visão geral / Jeterson Moura Fernandes Vieira. – Patos, 2014.

60f.

Trabalho de Conclusão de Curso (Odontologia) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Saúde e Tecnologia Rural, 2014.

“Orientação: Profa. Dra. Maria Carolina Bandeira Macena”.

“Coorientação: Profa. Dra. Carmem Dolores de Sá Catão”.

Referências.

1. Ortodontia. 2. Fios metálicos. I. Metais.

CDU 616.314-089.23

JETERSON MOURA FERNANDES VIEIRA

**FIOS ORTODÔNTICOS, PROPRIEDADES MICROESTRUTURAIS E
APLICAÇÕES CLÍNICAS: VISÃO GERAL**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado a Coordenação de Curso de Odontologia da Universidade Federal de Campina Grande – UFCG como parte dos requisitos para obtenção do título de Bacharel em Odontologia.

Orientadora: Prof^ª. Dra. Maria Carolina Bandeira Macena

Co-orientadora: Prof^ª. Dra. Carmem Dolores de Sá Catão

Aprovado em ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof^ª. Dra. Maria Carolina Bandeira Macena – Orientadora
Universidade Federal de Campina Grande

Prof^ª. Dra. Carmem Dolores de Sá Catão – 1º Membro
Universidade Federal de Campina Grande

Prof^ª. Msc. Rachel de Queiróz Ferreira Rodrigues – 2º Membro
Universidade Federal de Campina Grande

Dedico este trabalho aos meus amados pais José Vieira e Rita Moura pela base sólida, que sempre me fez enfrentar a vida de frente, pelo incentivo e apoio incondicional durante toda a minha formação profissional; não medindo esforços para que meus objetivos fossem atingidos.

Muito obrigada pelo amor, carinho e compreensão a mim sempre dedicados ao longo da vida. Obrigado também por aceitarem a privação da minha companhia durante o tempo de meus estudos. Serei eternamente grato e os amarei pelo resto da minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus sempre, toda honra e glória seja dada para Ti!

Aos meus pais José Vieira Filho e Rita Moura Fernandes Vieira, pela educação que me proporcionaram, pelo apoio emocional e principalmente pelo incentivo.

Aos meus avôs José Vieira Gomes, Elídia Gomes e Joaquina Fernandes (*In Memoriam*) pelo grande incentivo e carinho.

A minha segunda mãe Auxiliadora (Dodô) que cuidou de mim desde criança enquanto meus pais trabalhavam e pelo grande carinho.

À Prof^a Dra. Amanda Maria Medeiros de Araújo pela oportunidade de primeira iniciação científica e monitoria, sendo uma das pessoas que mais me incentivou no começo deste curso. Verdadeiramente, um exemplo de disciplina, carinho e dedicação.

À Prof^a Msc. Manuella Santos Carneiro Almeida, uma grande professora e incentivadora profissional. Exemplo de profissionalismo. Obrigado pela confiança e excelente convívio nas monitorias.

Aos professores da disciplina de Clínica Infantil, Dr. Rogério Lacerda dos Santos, Dra. Maria Carolina Bandeira Macena, Msc. Elizandra Silva da Penha, Dra. Fabíola Galbiatti de Carvalho, pela confiança e oportunidade de monitoria. Disciplina na qual me encontrei como graduando e que vocês acompanharam e contribuíram grandemente nesta etapa acadêmica. Muito obrigado pela amizade ao longo deste um ano e meio.

À minha orientadora Prof^a. Dra. Maria Carolina Bandeira Macena por todo o seu apoio e incentivo no amadurecimento das minhas idéias e conhecimentos que me levaram a execução e conclusão deste trabalho. Obrigado pelas excelentes supervisões, dedicação, confiança e amizade ao longo deste curso.

À minha co-orientadora Prof^a. Dra. Carmem Dolores de Sá Catão pelos conhecimentos fornecidos e experiência clínica ao longo dos anos na qual foi minha professora. Obrigado também pelo apoio para realização deste trabalho.

Aos professores que fizeram parte desta jornada em sala de aula e em clínica, em especial Prof^a. Dra. Gymenna Maria Tenório Guenês, Prof. Dr. Rodrigo Araújo Rodrigues, Prof^a. Msc. Rachel de Queiroz Ferreira Rodrigues, Prof. Msc.

Julierme Ferreira Rocha, Prof^a. Msc. Luanna Abílio Diniz Melquíades de Medeiros, Prof^a. Msc. Rosana Araújo Rosendo, Prof. Dr. Marco Antônio Dias da Silva, muito obrigado pela dedicação e conhecimentos transmitidos.

À minha querida colega e amiga Mayara Melo pela a força, carinho e permanentes palavras de incentivo antes e durante a realização deste curso.

A todos os meus colegas e irmãos de turma, Isolda Mirelle, Paulyana Pryscilla, Allana Roberta, Deize Fernandes, Theresa Hortência, Thaissa Amorim, Jamesson Andrade, Anny Mirene, Paula Lorena, Evelinne Freitas, Ana Cecília, Marcella Monnara, José Matheus, que ao longo desses cinco anos vêm contribuindo em muito para o meu enriquecimento profissional, sem falar nos grandes laços de amizade que se estabeleceram. Com vocês vivi tantos momentos que só deixaram saudades. A estrada não seria a mesma sem vocês.

A todos os funcionários da UFCG – Campus Patos-PB, em especial a Damião, Benilda, Neuma, Patrícia, Poliana, Soró, Diana, que sempre mantiveram as clínicas em ordem e que, com disposição e bom humor atendiam as nossas solicitações.

Enfim, agradeço a todos que de alguma forma passaram pela minha vida e contribuíram para a formação de quem hoje sou.

E obrigada a Deus por ter a chance de ter todas estas pessoas ao meu lado.

“Não te mandei eu? Sê forte e corajoso!
Não temas, nem te espantes, porque o
SENHOR, Teu Deus, é contigo por onde
quer que andares”. (Josué 1:9)

RESUMO

A evolução tecnológica dos fios ortodônticos é essencial para um aperfeiçoamento da Ortodontia, recentemente, enormes progressos foram conquistados em relação ao desenvolvimento de novas ligas, ao processo de fabricação e controle de excelência mecânica dos fios. Apesar do grande número de marcas comerciais disponíveis no mercado, os fios ortodônticos mais utilizados se distribuem em quatro grupos básicos de ligas, sendo elas: o aço inoxidável, as ligas de níquel-titânio (Ni-Ti) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre), as ligas de beta-titânio e as estéticas de compósitos. Um conhecimento amplo das características mecânicas dos fios ortodônticos é essencial, e sua seleção deve ser feita de acordo com seu comportamento mecânico. Certas características, tais como: adequada flexibilidade e alta recuperação elástica, são indispensáveis com um propósito de estimular uma resposta tecidual adequada e promover forças leves e contínuas. Portanto, torna-se imprescindível aos ortodontistas conhecer as propriedades mecânicas e a composição dos fios, a fim de que possam fazer a escolha adequada para as aplicações clínicas. Desta forma, o presente trabalho traz uma revisão a respeito das propriedades microestruturais de fios metálicos, enfatizando quanto às indicações e aplicações clínicas na ortodontia. Foram selecionados artigos científicos, livros e monografias, que apresentassem a temática proposta e fossem escritos em português ou em inglês. Conclui-se que nenhum material utilizado na confecção dos fios confere simultaneamente todos os requisitos necessários para qualificar um fio como ideal, mas que os melhores resultados são alcançados utilizando fios específicos para tratar problemas específicos.

Palavras-chave: Fios Ortodônticos; Ortodontia; Metais

ABSTRACT

The technological evolution of orthodontic wires is essential for improvement of Orthodontics and recently, enormous progress has been achieved in relation to the development of new alloys, the manufacturing control and mechanical excellence of process threads. Despite the large number of brands available in the market, the most commonly used orthodontic wires are distributed into four basic groups of alloys, which are: stainless steel, alloys of nickel-titanium (Ni-Ti) and its variations during the manufacturing process (superelastic, thermodynamic and with addition of copper), the beta-titanium alloys and aesthetic composites, launched in the market. A broad knowledge of the mechanical properties of orthodontic wires is essential, and your selection should be made according to their behavior. Some characteristics, such as high flexibility and good elastic recovery, are essential for a purpose of stimulating a suitable tissue response and promote light and continuous forces. So, it is essential to know the mechanical orthodontists and composition of the yarn properties, so they can make the best choice for clinical application. This review brings some concepts about the microstructural properties of metal wires approach, emphasizing regarding indications and clinical applications in orthodontics. Scientific articles, books and monographs, which deal with the proposed theme and were written in Portuguese or in English were selected. It is concluded that no material used in wires composition gives simultaneously all the necessary requirements to qualify as an ideal wire, but the best results are achieved using specific wires to address specific problems.

Keywords: Orthodontic Wires; Orthodontics; Metals

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – PROPRIEDADES, INDICAÇÕES E CONTRAINDICAÇÕES DAS LIGAS METÁLICAS	30
---	-----------

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Co – Cobalto;

Cr – Cromo;

Cu – Cobre;

CuNiTi – Cobre Níquel Titânio;

M-NiTi – Níquel-Titânio Martensítico;

Ni – Níquel;

NoI – Naval Ordnance Laboratory;

NiTi – Níquel-Titânio;

SciELO - Scientific Electronic Library Online;

TMA – liga de beta-titânio (Titanium Molybdenum Alloy);

Ti – Titânio;

UACB – Unidade Acadêmica de Ciências Biológicas

UFCG – Universidade Federal de Campina Grande

LISTA DE SÍMBOLOS

@ Arroba

% Por cento

® Registrada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
2.1 CONFIGURAÇÃO DOS METAIS UTILIZADOS NA ORTODONTIA	16
2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS ORTODÔNTICOS	17
2.2.1 Resiliência ou Energia Acumulada	17
2.2.2 Rigidez ou Módulo de Elasticidade	17
2.2.3 Limite Elástico	18
2.2.4 Recuperação Elástica (“Spring Back”)	18
2.2.5 Formabilidade	18
2.2.6 Soldabilidade	18
2.2.7 Fricção ou Atrito	18
2.2.8 Superelasticidade ou “Pseudoelasticidade”	19
2.2.9 Efeito Memória de Forma	19
2.2.10 Biocompatibilidade	20
2.2.11 Calibre do Fio	20
2.3 LIGAS METÁLICAS E CONFIGURAÇÕES DOS FIOS ORTODÔNTICOS	21
2.3.1 Ligas de Metais Preciosos	21
2.3.2 Ligas de Aço Inoxidável	21
2.3.2.1 Ligas de Aço Inoxidável Multifilamentados	22
2.3.3 Ligas de Cobalto-Cromo-Níquel	22
2.3.4 Ligas de Níquel-Titânio	23
2.3.4.1 Ligas de Níquel-Titânio enriquecidas com Cobre	24
2.3.4.2 Ligas de Níquel-Titânio Estável (Estabilizado ou M-NiTi ou trabalhado a frio)	24
2.3.4.3 Ligas de Níquel-Titânio Ativo (A-NiTi ou NiTi Termoativado, Superelástico ou trabalhado em Altas Temperaturas)	25
2.3.5 Ligas de Beta-Titânio ou Titânio-Molibidênio	25
2.3.6 Ligas de Titânio Nióbio	26
2.3.7 Ligas Estéticas de Compósitos (Fios de Resina e Fibra de Vidro)	26
2.4 APLICABILIDADE CLÍNICA DOS FIOS ORTODÔNTICOS	27
REFERÊNCIAS	32
3 ARTIGO	36
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	57

ANEXO A: Normas de Submissão da Revista	58
--	-----------

1 INTRODUÇÃO

A Ortodontia tem como princípios fundamentais a estética facial, a estabilidade, a eficiência funcional e a saúde dos tecidos periodontais. Na sua clínica diária, o ortodontista faz uso de diversos materiais, e na maioria dos casos, esses materiais incluem metais, ou mais corretamente falando, ligas metálicas. Contudo, somente usar não basta para se praticar uma Ortodontia de excelência, é essencial conhecer as propriedades mecânicas (física) e químicas dos metais, para assim poder otimizar seu uso (JACOB et al., 2010).

Na ortodontia, é admitido o princípio de que forças leves e contínuas são desejáveis para a obtenção de movimento fisiológico e controlado dos dentes e estruturas adjacentes (GRAVINA, 2007; SCHEMANN-MIGUEL et al., 2012).

A força excessiva, ou seja, que excede a pressão sanguínea capilar reduz a celularidade do ligamento periodontal de modo que o movimento dentário retarda ou para. Em casos extremos, pode haver a reabsorção das raízes dos dentes, com necrose pulpar associada (LEACH; IRELAND; WHAITES, 2001). Portanto, um ótimo controle da movimentação dentária exige a aplicação de um sistema de forças específico, que é devidamente guiado por meio de acessórios utilizados na clínica odontológica, dentre estes, os fios ortodônticos (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Os fios, quando utilizados nos mecanismos de tratamento ortodôntico, são submetidos a esforços mecânicos que podem provocar tensões residuais localizadas e deformações permanentes. Devido a isso, o material necessita apresentar boas propriedades químico-mecânicas, tais como resistência suficiente às tensões envolvidas nos movimentos das articulações, além da biocompatibilidade, pois devem ser inertes sem liberar produtos tóxicos no meio bucal, rigidez, resiliência (HIDALGO, 2007), superelasticidade ou pseudoelasticidade (GEROLDO, 2009), entre outras.

A evolução tecnológica dos fios ortodônticos é essencial para um aperfeiçoamento da Ortodontia e, recentemente, enormes progressos foram conquistados em relação ao desenvolvimento de novas ligas, ao processo de fabricação e controle de excelência mecânica dos fios. As propriedades elásticas dos fios são bastante influenciadas por vários fatores: diâmetro, forma, comprimento do fio, tamanho da canaleta dos braquetes, distância inter-braquetes, desenho das

alças e tipo de liga metálica (MARINS; PROCACI, 2008; SEYYED AGHAMIRI; NILI AHMADABADI; RAYGAN, 2011; LOULY et al., 2013).

Um tipo específico de liga metálica utilizada na confecção dos fios, denominada liga com efeito memória de forma, apresenta um comportamento completamente diferente das demais, com uma propriedade mecânica responsável pela capacidade de "lembrar" as suas formas originais, mesmo depois de deformações graves. Por exemplo, depois que uma amostra de liga com memória de forma tenha sido deformada a partir da sua configuração original, em baixas temperaturas (fase martensítica), ela recupera a sua geometria cristalográfica original, por si só, durante o aquecimento (fase austenita). Essas ligas com memória de forma têm sido muito utilizadas para corrigir problemas dentais na terapia ortodontônica (REN et al., 2008; GEROLDO, 2009; SEYYED AGHAMIRI; NILI AHMADABADI; RAYGAN, 2011).

Apesar do grande número de marcas comerciais disponíveis no mercado, os fios ortodônticos mais utilizados se distribuem em quatro grupos básicos de ligas, sendo elas: o aço inoxidável, as ligas de níquel-titânio (Ni-Ti) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre), as ligas de beta-titânio e as estéticas de compósitos (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Por muito tempo os fios ortodônticos de aço inoxidável eram predominantemente escolhidos para a conduta clínica, mas com o advento de novas ligas metálicas tornou diversificado o universo de fios disponíveis (ACÁCIO, 2010). No final da década de 70, o Nitinol[®] (55% Ni - 45% Ti) e outras ligas de níquel-titânio com melhores propriedades desenvolvidas por pesquisadores chineses e japoneses começaram a se popularizar, especialmente nas áreas médica e odontológica como alternativas viáveis a outros materiais biocompatíveis largamente utilizados, como o aço inoxidável (QUINTÃO, 2000; PARVIZI; ROCK, 2003; SEYYED AGHAMIRI; NILI AHMADABADI; RAYGAN, 2011).

O que torna a liga de Ni-Ti e, mais especificamente, a com efeito de memória de forma, um dos materiais mais importantes e populares na ortodontia são as propriedades de sua biocompatibilidade, resistência à corrosão, adequada trabalhabilidade, superelasticidade e efeito memória de forma (OTSUKA; REN, 2005). As ligas de Ni-Ti com essas propriedades foram experimentadas pela

primeira vez na década de 1960 e introduzidas por ortodontistas em 1971 (PARVIZI; ROCK, 2003; SEYYED AGHAMIRI; NILI AHMADABADI; RAYGAN, 2011).

Um conhecimento amplo das características mecânicas dos fios ortodônticos é essencial, e sua seleção deve ser feita de acordo com seu comportamento (BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007; JACOB et al., 2010). Certas características, tais como: apropriada flexibilidade e alta recuperação elástica, são indispensáveis com um propósito de estimular uma resposta tecidual adequada e promover forças leves e contínuas. Portanto, torna-se imprescindível aos ortodontistas conhecer as propriedades mecânicas e a composição química dos fios, a fim de que possam fazer a melhor escolha para aplicação clínica (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Desta forma, a presente revisão teve como propósito fazer uma abordagem explanativa a respeito das propriedades microestruturais de fios metálicos, buscando enfatizar quanto às indicações e aplicações clínicas na ortodontia.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O trabalho desenvolvido seguiu os preceitos do estudo exploratório, por meio de uma pesquisa bibliográfica, que, segundo Gil (2008) é desenvolvida a partir de material já elaborado constituído de livros e artigos científicos.

Nesta perspectiva foram selecionados artigos científicos, livros e monografias, dos últimos 20 anos, que apresentassem a temática proposta e fossem escritos em português ou em inglês. Foram acessadas as bases de dados *SciELO* (Scientific Electronic Library Online), *PubMed*, Bancos de teses da *Capes* e *Google Scholar*, cruzando as seguintes palavras-chave, nos idiomas português e inglês: fios ortodônticos, ligas metálicas, propriedades microestruturais e aplicações clínicas. Foram utilizados oito artigos nacionais, dezoito artigos internacionais disponíveis online em texto completo, seis livros e onze monografias. O acesso às referidas bases de pesquisas ocorreu entre os meses de fevereiro e julho de 2014.

2.1 CONFIGURAÇÃO DOS METAIS UTILIZADOS NA ORTODONTIA

A história indica que o cobre foi o primeiro metal de que se serviu o homem para fabricar as armas e os instrumentos, isso por volta de 6000 a.C., pois até esse momento estes eram fabricados em pedra. Por volta de 3600 a.C., por acaso, o homem descobriu a primeira liga metálica, quando minérios de cobre e estanho foram aquecidos ao mesmo tempo resultando o bronze, o homem vivia a idade do bronze. Tanto o ferro como o aço foram obtidos em 1000 a.C., através da queima de carvão vegetal com minério de ferro (ROSANI, 2001).

Os homens conheceram, em primeiro lugar, os metais que estavam livres na natureza, desligados de outros corpos, como se pode dizer. Estes são precisamente os mais inalterados e os que melhor resistem à ação dos agentes atmosféricos, como por exemplo, o ouro, a prata e também o cobre; por isso é que mais tarde veio o conhecimento do mercúrio e, logo depois, o de metais que com facilidade se preparam reduzindo seus minerais como o estanho, o chumbo e depois, em grau mais adiantado da indústria nascente, apareceu o ferro (ROSANI, 2001).

Os metais e ligas utilizados em Ortodontia são constituídos de cristais ou grãos interligados. Como grãos adjacentes possuem orientações cristalinas diferentes, existindo entre eles um contorno. Assim, esses metais são policristalinos,

sendo que cada grão pode ter tamanho e forma variados. O tamanho e forma desses grãos influenciam as propriedades mecânicas dos materiais metálicos (ALMEIDA; MARIUZZO; FERREIRA, 1996).

Torna-se importante salientar que as ligas de aço inoxidável são classificadas em função da sua estrutura cristalina. Temos então, nesse caso, as ferríticas (com estrutura cristalina cúbica de corpo centrado, igual dos aços carbono), as austeníticas (com estrutura cristalina cúbica de faces centradas) e as martensíticas (com estrutura tetragonal de corpo centrado, estrutura esta que pode ser considerada como uma distorção da estrutura cúbica de corpo centrado). As ligas martensíticas são obtidas por tratamentos térmicos e são as mais importantes em Ortodontia.

2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS ORTODÔNTICOS

2.2.1 Resiliência ou Energia Acumulada

Representa a capacidade que um metal possui de acumular energia (tensão) quando deformado elasticamente e de liberá-la quando descarregado. Consiste no trabalho armazenado disponível no fio durante a desativação. É uma propriedade mecânica relevante a ser considerada durante o início do tratamento (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

2.2.2 Rigidez ou Módulo de Elasticidade

A rigidez das ligas não é uma propriedade interessante durante as fases iniciais do tratamento ortodôntico. Então, com o intuito de uma movimentação dentária que não cause sérios danos às estruturas de suporte e um desconforto mínimo ao paciente, durante o início do tratamento se requer o uso de fios de baixa rigidez, desejando produzir forças mais leves e constantes no espaço de tempo da desativação do arco. Define-se esta característica como a magnitude da força necessária para se fletir ou dobrar o fio e pode ser influenciada por alguns fatores, tais como: a composição da liga, a dureza, o tratamento térmico, a forma e medição da secção transversal do fio, a largura do braquete, o comprimento do fio e a incorporação de alças (QUINTÃO et al., 2009).

2.2.3 Limite Elástico

Refere-se à carga máxima de trabalho permitida e é a maior tensão que uma liga pode sofrer sem que ocorra uma deformação permanente. É a tensão que caracteriza o final da deformação elástica e o início da plástica, deformação esta onde o material não retorna mais a sua forma original. Um alto limite elástico é exigido para impedir que forças mastigatórias aplicadas ao fio induzam uma deformação plástica ou que os mesmos se fraturem (VAN HUMBEECK; CHANDRASEKARAN; DELAEY, 1991).

2.2.4 Recuperação Elástica (“*Spring-Back*”)

Uma alta recuperação elástica deve ser uma qualidade desejável quando há finalidade de alinhamento e nivelamento dentário. Pode ser determinada pela razão entre o limite elástico e o módulo de elasticidade. Um material com alto “*spring back*” apresenta um alto limite de escoamento e baixo módulo de elasticidade, características estas que podem refletir a capacidade de sofrer grandes tensões elásticas sem deformação permanente e um aumento no tempo de trabalho do fio (EVANS; DURNING, 1996).

2.2.5. Formabilidade

É a capacidade dos fios deformarem-se no regime plástico em configurações desejáveis como “*loops*”, “*coils*” e “*stops*”, sem sofrer fraturas ou deformações permanentes (QUINTÃO et al., 2009; LOULY et al., 2013).

2.2.6 Soldabilidade

Entende-se como a capacidade da liga em receber solda, elétrica ou de prata. Como exemplo, os fios de aço conferem uma boa soldabilidade, enquanto os de Níquel-Titânio não aceitam soldas (GRAVINA, 2007).

2.2.7 Fricção ou Atrito

Na ortodontia, corresponde à resistência de deslize entre o fio ortodôntico e o encaixe (slot) do acessório (braquete ou tubo). Para uma boa ancoragem e consequente movimentação dentária, o nível de atrito ou fricção deve ser o menor possível. A medição do atrito é realizada na fase inicial (atrito estático) e durante a movimentação (atrito cinético) (BURSTONE; FARZIN-NIA, 1995; BUZZONI, 2006).

2.2.8 Superelasticidade ou “Pseudoelasticidade”

É o fenômeno de acúmulo constante de força pelo fio até um determinado ponto da deformação. Do mesmo modo, quando o fio retorna à sua forma original ao ser desativado, as forças permanecem constantes durante longo período de tempo, o que é clinicamente requerido para a obtenção de movimento dentário fisiológico (GRAVINA, 2007).

Quando a liga está no regime elástico, comporta-se de maneira convencional, caracterizada por uma estrutura austenítica. Quando o seu limite "pseudoelástico" é ultrapassado, a liga sofre deformação maior, entretanto com um acúmulo de carga quase constante, formando um platô no gráfico carga/deformação. Nesta fase a estrutura torna-se martensítica, ditando este comportamento atípico. Como toda liga superelástica apresenta memória de forma, na desativação o fio é capaz de retornar tanto à forma como à estrutura cristalina original (HIDALGO, 2007; LOULY et al, 2013).

2.2.9 Efeito Memória de Forma

Nos materiais convencionais, quando se ultrapassa o limite de escoamento, ao se retirar a carga aplicada, o material apresentará uma deformação permanente da rede cristalina, traduzida pela mudança macroestrutural da forma. Porém, nas ligas com “efeito memória de forma”, ocorre reversão das dimensões iniciais após a deformação elástica e reaquecimento. É como se o material “lembrasse” da sua forma original. Tal efeito é chamado efeito memória de forma e a liga que possui essa propriedade é chamada liga com efeito memória de forma (QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

As características e possibilidades do material com memória de forma são em decorrência da sua estrutura em forma de cristal. Estas ligas são constituídas de duas fases cristalográficas distintas: austenítica e martensítica. Austenítica é a fase matriz de alta temperatura, que possui uma estrutura cúbica cristalina homogênea e um módulo de elasticidade relativamente alto. Esfriando a austenítica ela se transforma em martensítica. A martensítica quando submetida a uma carga ou deformada possui uma estrutura monoclinica conjugada e um baixo módulo de elasticidade (LU; WENG, 2000).

Depois que uma amostra de liga com memória de forma ter sido deformada a partir da sua configuração original, em baixas temperaturas (fase martensítica), ela recupera a sua geometria cristalográfica original, por si só, durante o aquecimento (austenita) (REN, 2008).

Gravina (2007) afirmou que o efeito memória de forma é o fenômeno pelo qual uma liga apresenta-se pouco rígida e prontamente capaz de sofrer alteração de forma em temperaturas baixas, ao mesmo tempo em que pode facilmente retornar à sua configuração inicial quando aquecida a uma adequada temperatura de transição.

2.2.10 Biocompatibilidade

A biocompatibilidade ocorre quando os tecidos entram em contato com um determinado material e não manifestam qualquer tipo de experiência tóxica, irritante, inflamatória, alérgica ou de fundo mutagênico ou carcinogênico. (KAO et al., 2007).

Os fios ortodônticos mantem proximidade com a mucosa oral por longos períodos de tempo. Por esta razão, precisam ser resistentes á corrosão e liberação de íons, e nem devem gerar reações alérgicas. O material utilizado deve ser bem tolerado e apresentar biocompatibilidade com os tecidos bucais (MENEZES; QUINTÃO; BOLOGNESE, 2007).

2.2.11 Calibre e Secção do Fio

O calibre do fio é uma questão fundamental no que se refere às fases do tratamento ortodôntico, isto se deve à sua folga na canaleta do braquete. À medida que o calibre do fio aumenta, aumenta também o contato entre este e a canaleta do braquete e conseqüentemente, há um rápido aumento de força pelo atrito gerado, enquanto a elasticidade diminui. Desta forma fios de menor diâmetro (e, portanto, mais elásticos), possuem uma força adequada e são os preferidos para as fases iniciais do tratamento ortodôntico. Quando múltiplos filamentos do fio de mesmo diâmetro são utilizados, adiciona-se força, ao passo que a elasticidade não é relativamente afetada. Este método de combinação de filamentos de aço que individualmente não seriam fortes o suficiente torna os fios de aço sem alças práticos no estágio inicial do tratamento, mas apenas se a irregularidade for suave (PROFFIT; JR FIELDS; SARVER, 2007; QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

Para os estágios intermediários de fechamentos de espaço, correções molares e estágios de finalização, geralmente opta-se por fios de maior calibre, portanto de menor flexibilidade, e com boa capacidade de formabilidade para a realização de alças e torques (PROFFIT; JR FIELDS; SARVER, 2007).

As secções podem ser do tipo redonda, retangular, quadrada. Na maioria das ligas metálicas ortodônticas, a secção redonda se aplica a fase inicial e intermediária. Os fios de secções redondas de liga de aço inoxidável convencional são uma ótima escolha para manter contorno estável do arco dentário, durante a fase intermediária. Já o fio de secção retangular é indicado para finalização e/ ou fechamento de espaço através da utilização da técnica de deslize ou de alças. Os fios de aço trançados de secção redonda são amplamente utilizados nas fases iniciais do tratamento, e os retangulares trançados (*braided*) são comumente utilizados nos estágios onde há necessidade da realização da intercuspidação dentária e finalização do caso (LOULY et al, 2013).

2. 3 LIGAS METÁLICAS E CONFIGURAÇÕES DOS FIOS ORTODÔNTICOS

2. 3. 1 Ligas de Metais Preciosos

Até a década de 30, o uso de metais preciosos nos aparelhos ortodônticos era comum, já que nenhum outro material disponível na época apresentava melhor biocompatibilidade. Ligas de ouro associadas à platina, paládio, cobre e níquel eram bastante utilizadas. Por razão principalmente do alto custo, as ligas de ouro deram lugar a materiais alternativos (FERREIRA, 1999; MARINS; PROCACI, 2008).

2. 3. 2 Ligas de Aço Inoxidável

O aço inoxidável utilizado na ortodontia é uma liga metálica com estrutura cristalina do tipo austenítica. Os fios de aço inoxidável, devido a sua ótima formabilidade, permitem a execução de dobras com facilidade e precisão, e por isso podem ser utilizados em braquetes sem angulação e torque, onde o ortodontista irá introduzir nas dobras do fio, as ativações necessárias. Apresentam ainda ótima soldabilidade e baixo coeficiente de atrito, além do baixo custo (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

A fácil manipulação dessa liga a indica para a aplicação em diferentes fases do tratamento ortodôntico. O aço é utilizado nos estágios de tratamento cujo

contorno dos arcos deve está estável, tendo em vista a manutenção das dimensões transversais dos arcos dentários. Quando comparado às demais ligas, a combinação da alta rigidez com o menor coeficiente de atrito na interface do fio/ranhura do braquete faz do aço o fio de eleição para o fechamento de espaços por deslizamento. Oferece também uma adequada resistência a corrosão (ALMEIDA; MARIUZZO; FERREIRA, 1996; GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

A alta rigidez é uma característica que deve ser controlada pela redução dos calibres dos fios ou confecções de alças quando movimentos dentários individuais são visados. A falta de controle dessa rigidez pode produzir cargas excessivas durante o movimento ortodôntico, além de aumentar o tempo de trabalho (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; MARINS; PROCACI, 2008).

2. 3. 2. 1 Ligas de Aço Inoxidável Multifilamentados

Em geral, o termo “multifilamentado” se refere a fios de aço trançados, torcidos ou coaxiais em torno de um fio do mesmo material. Porém, existe no mercado fios de outras ligas compostos de vários filamentos (WEST, 1992).

Os fios multifilamentados de aço possuem propriedades mecânicas que diferem bastante daquelas do aço convencional, mesmo quando comparados aos diâmetros próximos. Possuem recuperação elástica 25% maior do que a do aço convencional e uma rigidez dos segmentos interbraquetes bem menor. Apresentam também a quinta parte do módulo de elasticidade e uma faixa de ativação de cento e cinquenta a duzentas vezes maior quando comparados aos da liga convencional (QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

Esta liga apresenta algumas propriedades mecânicas semelhantes às de Níquel-Titânio, porém quando submetidos à mesma carga, os primeiros exibem um grau muito mais alto de deformação permanente do que os últimos (QUINTÃO et al., 2009).

2. 3. 3 Ligas de Cobalto-Cromo-Níquel

São constituídas aproximadamente 40% de Cobalto, 20% de Cromo, 15% de Níquel e ainda, Molibdênio, Manganês, Berílio e Carbono em porcentagens menores. Esta liga foi introduzida no mercado com o nome de “Elgiloy” e atualmente, diversas marcas nacionais e importadas fabricam similares. Suas características são muito semelhantes às do aço, porém com maior formabilidade. O fio Elgiloy é

comercializado em quatro diferentes têmperas, que variam na ordem decrescente de formabilidade: azul (macio), amarelo (dúctil), verde (semi-resiliente) e vermelha (resiliente) (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; MARINS; PROCACI, 2008).

Em virtude da formabilidade do Elgiloy ser superior a do aço, há uma maior facilidade na conforma o de dobras e helicóides, principalmente nos fios retangulares. Esta qualidade indica redu o do tempo de trabalho e o fato de utiliz las em fios retangulares proporciona um maior controle da movimentac o dentária. Entretanto, após as dobras confeccionadas a formabilidade se tornava desnecessária e a resiliência tornava-se a fundamental para que ocorresse o movimento dentário. Os fios de Elgiloy apresentam um coeficiente de atrito elevado e uma rigidez muito próxima a do aço, e visando o custo-benefício, após alguns anos, os ortodontistas acabaram optando pelo aço (FERREIRA, 1999; GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; MARINS; PROCACI, 2008).

2. 3. 4 Ligas de Níquel-Titânio

A liga de níquel-titânio (NiTi) foi apresentada, pela primeira vez, por William Beuhle, no início dos anos 60, no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs, Maryland, e foi desenvolvida basicamente na propor o de 55% de níquel e 45% de titânio, como parte de um programa espacial, e passou a ser chamada de Nitinol (derivado dos elementos que a compõem: 'ni' para níquel, 'ti' para titânio e 'nol' para *Naval Ordnance Laboratory*) (BISHARA et al., 1995).

Esta liga apresenta propriedades bastante interessantes, como superelasticidade e memória de forma. Possuem também características únicas e inerentes a essas ligas, tais como: alto limite elástico, baixo módulo de elasticidade (baixa rigidez) e alta resiliência. Os fios desta liga permitem uma conforma o muito ampla e retornam a sua forma original com a produ o de forças moderadas e uniformes. Os fios que necessitam de estímulo térmico para a ativa o são classificados como termoativados e possuem propriedades de memória de forma, qualidade esta que se caracteriza pela recupera o da forma original do fio após deforma o, através de um estímulo térmico (QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

A grande facilidade de deflexão dos fios de Níquel-Titânio   propícia para as etapas iniciais onde o apinhamento dentário é acentuado, porém   desfavorável para as etapas finais do tratamento onde não é desejada deflexão do fio. Durante sua permanência na cavidade oral, os fios podem liberar níquel no meio, porém não

apresentam efeitos biológicos negativos significantes, entretanto é importante que pacientes com sensibilidade ou alergia ao níquel não sejam expostos esse metal (GURSOY; ACAR; SESEN, 2004; HUANG, 2005).

2. 3. 4. 1 Ligas de Níquel-Titânio enriquecidas com Cobre

É uma liga quaternária composta basicamente, por níquel, titânio, cobre e cromo. Devido à incorporação de cobre, apresentam propriedades termoativas mais definidas do que os fios superelásticos de NiTi, e permitem a obtenção de um sistema ótimo de forças, com controle mais acentuado do movimento dentário (QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

2. 3. 4. 2 Ligas de Níquel-Titânio Estável (Estabilizado ou M-Niti ou trabalhado a Frio)

A liga de NiTi do grupo estável, também referida como NiTi trabalhado a frio, não aceita mudança de fase apresentando-se sempre como martensítico, por isso é chamada de “M-NiTi” (MCLAUGHLIN; BENNETT, 1999). A principal característica dos clássicos M-NiTi é a adequada elasticidade, e como apresenta apenas 30% da rigidez do aço inoxidável (comparando-se fios de mesma secção) permite uma favorável adaptação do fio ortodôntico nas etapas iniciais do alinhamento e nivelamento para os casos com apinhamento acentuado ou moderado (KAPILA et al., 1990).

Na comparação entre as ligas metálicas de uso ortodôntico, a M-NiTi possui boa resiliência, oferecendo forças de baixa intensidade, favorável ao movimento dentário. Mesmo exibindo um módulo de elasticidade próximo dos fios trançados de aço inoxidável, a baixa formabilidade dos M-NiTi propiciam melhor adaptação ao apinhamento em razão da liga de aço deformar-se plasticamente, enquanto a liga M-NiTi praticamente não sofre deformação plástica (TOYAMA, 1995).

Este tipo de fio é pobre em formabilidade e não aceita soldagem. É possível apenas realizar dobras discretas e arredondadas. O M-NiTi pode ainda apresentar-se trançado com configuração retangular (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

2. 3. 4. 3 Ligas de Níquel-Titânio Ativo (A-Niti ou Niti Termoativado, Superelástico ou trabalhado em Altas Temperaturas)

Esse tipo de liga pode ser elasticamente deformado na sua fase martensítica. Quando eles são aquecidos para temperaturas acima de sua temperatura de transição, a estrutura do cristal muda para a fase austenítica e o fio retorna para a forma prevista em que foi fabricado. Além da memória de forma, apresentam uma propriedade não usual, a super-elasticidade, sendo capazes de exercer um valor moderadamente constante de estresse/tensão durante a deformação sobre uma ampla extensão (FERREIRA; MUNDSTOCK; MULLER, 1998).

A superelasticidade e o efeito memória de forma das ligas de níquel-titânio têm sido atribuídos à transformação de fase e, conseqüentemente, à alteração na estrutura cristalina (austenítica - martensítica - austenítica) dessas ligas. Em fase austenítica, seus átomos estão rearranjados em estrutura cúbica de face centrada, enquanto que em fase martensítica, organizam-se de forma hexagonal compacta. Essa mudança na estrutura cristalina, essencial para a manifestação da superelasticidade e do efeito memória de forma, denomina-se transformação martensítica e está presente tanto nos fios superelásticos quanto nos fios termoativados (ACÁCIO, 2010).

Se o intervalo de temperatura de transição (martensita-austenita) para fios termoativáveis, for muito próximo à temperatura bucal, a recuperação de forma pode ocorrer, enquanto o clínico está ainda amarrando o arco. Por outro lado, se for muito superior à temperatura bucal, tal recuperação de forma pode ser estimulada através da exposição bucal a temperaturas quentes. Devido à dificuldade na conformação da liga de níquel-titânio, esta é mais utilizada em formatos simples. Estes formatos resultam de procedimentos de deformação industrial em larga escala, tais como: extrusão, laminação e estiramento de fios. O processo de produção desses materiais é simples. Porém, nem sempre são obtidas as propriedades desejadas para o material apresentar "efeito memória de forma". Em conseqüência, o material precisa passar por procedimentos de treinamentos e tratamentos térmicos difíceis de serem executados e que elevam o custo final do produto (GRAVINA, 2007).

2. 3. 5 Ligas de Beta-Titânio ou Titânio-Molibidênio

As primeiras aplicações ortodônticas das ligas beta-titânio se deram na década de 80, quando uma forma diferente de titânio, chamado "de alta

temperatura”, foi sugerida. A partir de então, ganharam vasta aceitação clínica e popularidade, sendo comercialmente disponibilizados como “TMA” (*titanium molybdenum alloy*) (QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

As ligas de beta-titânio utilizadas em ortodontia são ligas puras de titânio e possuem uma grande vantagem de resiliência, associada a uma moderada formabilidade. Em comparação ao aço inoxidável, o TMA apresenta uma alta fricção com a canaleta do braquete e metade da rigidez, configurando o dobro de resiliência (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

2. 3. 6 Ligas de Titânio Nióbio

Introduzidas no mercado como fio Titanium-Niobium, apresentam propriedades semelhantes ao fio de TMA, porém com menor rigidez. Sua rigidez é 20% menor que a exibida pelo TMA e 70% menor que a oferecida pelo aço inoxidável. Permitem soldagem elétrica e por não possuir Níquel em sua composição, o fio deste material tornou-se junto aos braquetes cerâmicos a opção mais viável para pacientes alérgicos a esse elemento (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Representam uma opção para os fios de aço inoxidável em razão da baixa rigidez e uma alternativa para o Níquel-Titânio por permitir dobras (MARINS; PROCACI, 2008). Porém em consequência da baixa rigidez e atrito desconhecido, não é recomendado para mecânicas de retração ou fechamento de espaço por deslizamento (BRUM, 2010).

2. 3. 7 Ligas Estéticas de Compósitos (Fios de Resina e Fibra de Vidro)

Fabricadas a partir de fibras cerâmicas embebidas em uma matriz polimérica, os fios destas ligas ainda encontram-se como protótipo. Apresentam uma ótima qualidade estética, por razão da compatibilidade com a colocação dos dentes, uma elasticidade próxima a dos fios M-NiTi e um baixo coeficiente de atrito (IMAI et al, 1999; GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Configuram um baixo coeficiente de atrito e, formabilidade e soldabilidade desconhecidos. Sua aplicação se dá pela disponibilidade em seções redonda e retangular, que possibilitam o uso em diferentes estágios do tratamento. Devido à fragilidade e problemas em relação à hidratação da matriz polimérica, ainda é restrito

o uso destes fios, apesar de recentes melhorias na composição da matriz polimérica (BRUM, 2010).

2.4 APLICABILIDADE CLÍNICA DOS FIOS ORTODÔNTICOS

Os fios ortodônticos devem ser utilizados de acordo com as fases do tratamento. Segundo Cotrim-Ferreira e Sakai (2008), os arcos de Ni-Ti termoativados são os eleitos na maioria das técnicas ortodônticas corretivas, para iniciar a fase de alinhamento e nivelamento por apresentarem alta flexibilidade e fornecerem forças leves e constantes. Em seguida, arcos de rigidez crescente poderão ser empregados para a normalização da posição dos dentes. Os parâmetros que ditarão a velocidade na qual o profissional deverá evoluir de um fio para o outro são o conforto do paciente e o acompanhamento radiográfico semestral, para verificar eventuais danos aos tecidos de suporte.

Existem três fases no tratamento ortodôntico: 1. alinhamento e nivelamento; 2. fechamento de espaços e correção da relação molar; 3. finalização. No mercado, existem ligas metálicas características para cada um desses estágios (GURGEL; PINZAN-VERCELINO, 2008).

A fase do alinhamento e nivelamento exige muita flexibilidade ou elasticidade, portanto a maioria das técnicas ortodônticas tem como protocolo os fios de Ni-Ti e os fios de Ni-Ti termoativado devido às características de alto limite elástico, baixo módulo de elasticidade (baixa rigidez) e alta resiliência. Para esta fase, mesmo fios de aço de menor secção transversal resultam em altas cargas, o que não é condizente com níveis fisiológicos de forças. Nessa etapa do tratamento ortodôntico, o uso de fios de aço é possível com a incorporação de alças, para aumentar a faixa de ativação do fio e “camuflar” a baixa resiliência e a alta rigidez do material. A desvantagem do uso de alças é que essas estão sujeitas à perda da forma original, alterando a direção dos vetores de força. Podem, ainda, dificultar a higienização, por reterem alimentos. Se não forem bem posicionadas, podem provocar lesões nos tecidos moles adjacentes. A vantagem de se utilizar o aço ao início do tratamento, embora com alças, reside no fato dele permitir maior controle da forma do arco, evitando expansões e projeções dentárias indesejáveis, além do custo financeiro incomparavelmente mais baixo. Esta opção é mais aplicada na técnica de Edgewise. (QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

Na fase intermediária do tratamento, de fechamentos de espaços e correções molares, tem sido relatado o uso de liga de betatitânio, mais conhecido por TMA ou de aço inoxidável. A liga de TMA oferece formabilidade relativa, ou seja, permitem dobras para casos que requerem movimentação de coroa e raiz ou ajustes de posicionamento de dentes possuindo ancoragem em um grupo de dentes, eles são capazes de modificar e corrigir o posicionamento do longo eixo do elemento dentário. Geram maior fricção do que os fios de aço, porém menor atrito do que os fios de NiTi. Sua aplicação clínica ideal se daria em situações onde a devolução de carga fosse mais suave do que as produzidas pelas ligas de aço inoxidável, nas quais rigidez e conformabilidade sejam necessárias. Além disso, se apresentam como a solução ideal para pacientes que possuem hipersensibilidade ao cromo e ao níquel, presentes na composição das demais ligas metálicas ortodônticas (GURGEL, PINZAN-VERCELINO, 2008; QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

Por fim, para a finalização do tratamento, pode-se empregar ligas metálicas que apresentem bastante formabilidade. Desta maneira, o aço inoxidável tolera a confecção de alças e dobras em graus variados, assim como a coordenação de arcos inerentes a esta fase. Os fios multifilamentados de aço promovem a intercuspidação final desta fase, inclusive aceitando pequenas dobras quando necessárias (LOULY et al., 2013).

De todas as propriedades mecânicas dos fios, a mais apreciada certamente é a de superelasticidade, pois favorece a promoção de força contínua durante o movimento dentário, sendo assim permite a geração de força em baixa intensidade e de longa duração. Esta modalidade de força é a considerada ideal para o movimento dentário por promover uma movimentação com baixa intensidade dolorosa e deslocamento constante. Com os fios superelásticos, o alinhamento e o nivelamento se realizam durante todo o período entre as ativações, permitindo assim uma movimentação dentária de forma mais eficiente. Este fato é muito vantajoso quando comparado com a movimentação realizada com fios de aço inoxidável que, devido a sua maior rigidez, tem dissipação de força rápida, não permitindo a duração do estímulo de movimento dentário durante todo intervalo entre as consultas (GURGEL; PINZAN-VERCELINO, 2008).

Os fios NiTi permitem ganho de tempo no atendimento ao paciente, por evitar a confecção de alças ou dobras auxiliares de nivelamento e alinhamento, e podem permanecer ativos na cavidade bucal por um longo período de tempo. Apresentam

baixa conformabilidade e não aceitam dobras, sob pena de fratura. Dessa forma, recursos adicionais devem ser utilizados para que *stops* possam ser adquiridos na região posterior, evitando-se a projeção dentária. Por não aceitarem reconformação, tais fios são vendidos em formato pré-contornado. Por isso, o ortodontista deve estar atento à largura original dos arcos dentários do paciente, procurando adquirir diferentes formas de arcos, utilizando a que mais se adapte ao caso (QUINTÃO; BUNHARO, 2009).

Macedo (2010) relatou que, embora os fios de NiTi apresentem boa flexibilidade, sendo os mais indicados para a correção de apinhamento, apenas esta característica não representa a exclusividade de uso em somente um diâmetro. Os casos de apinhamento severo exigem a redução do diâmetro do fio até que o mesmo consiga ser encaixado no maior número de ranhura, tornando assim o alinhamento mais eficiente porque permite a movimentação de um maior número de dentes.

O uso de elevadas cargas mecânicas induz à formação de áreas de hialinização no ligamento periodontal. Estas podem ser definidas como zonas do periodonto de inserção que, em virtude da elevada carga exercida pelo aparelho ortodôntico sobre a raiz do dente, sofrem uma redução do fluxo sanguíneo. A menor irrigação diminui o número de células de reparação, que são as responsáveis pela reabsorção da parede cortical alveolar e, em última instância, pela movimentação dental. Assim, uma pressão exagerada exercida pelos dispositivos ortodônticos sobre os dentes induzirá a uma movimentação mais lenta, com maior dano tecidual e, além do mais, dolorosa para o paciente. Sabe-se que para uma movimentação ortodôntica mais fisiológica, isto é, uma terapia com um mínimo dano tecidual e menor desconforto possível para o paciente, deve-se aplicar forças de baixa intensidade por longos períodos (MACEDO, 2010; LOULY et al., 2013).

TABELA 1 – PROPRIEDADES, INDICAÇÕES E CONTRAINDICAÇÕES DAS LIGAS METÁLICAS

Ligas Metálicas	Propriedades	Indicações	Contraindicações
Aço Inoxidável	Excelente formabilidade; baixos valores de resiliência e atrito; altos valores de rigidez e módulo de elasticidade; adequada resistência à corrosão	Fase intermediária (secção redonda); fase de finalização (secção retangular)	Fases iniciais de alinhamento e nivelamento, devido à alta rigidez
Aço Inoxidável Multifilamentado (Traçado)	Bastante elásticos e altamente resilientes, comparados com o aço inoxidável convencional	Fases iniciais de alinhamento, nivelamento e com pequenos apinhamentos; Intercuspidação dentária e finalização (secção retangular)	-
Cobalto-Cromo-Níquel	Semelhantes às do aço convencional, porém com alta formabilidade; coeficiente de atrito elevado; rigidez próxima a do aço	Permite realizar dobras e helicoides, facilitando e reduzindo o tempo clínico, além de proporcionar melhor eficácia e controle do movimento dentário	Avaliando o custo-benefício, o aço sobressai
Níquel-Titânio enriquecidos com cobre	Propriedades termoativas mais definidas, comparando com os fios superelásticos de Niti	Obtenção de um sistema ótimo de forças, com controle mais acentuado do movimento dentário	-
Níquel-Titânio Estável (Estabilizado, M-NiTi ou trabalhado a Frio)	Extremamente resiliente; alto efeito de memória; baixo valores de rigidez; pouca ou nenhuma formabilidade; não permite soldagem; baixo índice de corrosão	Fases iniciais de alinhamento e nivelamento; correção de apinhamentos dentários moderados a acentuados	Em casos que tenha necessidade de alta rigidez; realização de retração de dentes anteriores ou fechamento de espaços

<p>Níquel-Titânio Ativo (A-NiTi ou NiTi Termoativado, Superelástico ou trabalhado em Altas Temperaturas)</p>	<p>Supereslasticidade; efeito memória de forma; extremamente mais resiliente; menor formabilidade; não permite soldagem</p>	<p>Fases iniciais de alinhamento e nivelamento com maior rapidez e facilidade</p>	<p>Retração de dentes anteriores e fechamento de espaços, devido a pouca formabilidade; alto custo</p>
<p>Beta-Titânio ou Titânio-Molibidênio</p>	<p>Alta recuperação elástica; metade da rigidez do fio de aço e dobro da sua resiliência; alta formabilidade; alto coeficiente de fricção</p>	<p>Confecção de molas para verticalização de molares; correção radicular (secção retangular); intrusão dentária; fechamento de espaços</p>	<p>Em casos que exigem deslizamento entre o fio e braquete, retardando ou até impossibilitando a execução da mecânica</p>
<p>Titânio Nióbio</p>	<p>Adequada formabilidade; permite soldagem sem alterar suas propriedades; resistente a corrosão; menor rigidez que o fio TMA</p>	<p>Pacientes sensíveis ao níquel; fases de finalização do tratamento ortodôntico</p>	<p>Mecânica de retração por deslize ou fechamento de espaços, devido à baixa rigidez e atrito ainda não comprovado</p>
<p>Estéticas de Compósitos (Fios de Resina e Fibra de Vidro)</p>	<p>Boa elasticidade; superfície com pouco atrito; soldabilidade e formabilidade ainda em fase de estudos</p>	<p>Estética</p>	<p>Em casos de durabilidade e resistência</p>

REFERÊNCIAS

- ACÁCIO, G. F. **Fios Ortodônticos**. Núcleo Belém, Pará. Monografia (Especialização em Ortodontia) – Instituto de Ciências da Saúde – FUNORTE/SOEBRAS, 2010, p.52.
- ALMEIDA, F. C.; MARIUZZO, O. J.; FERREIRA, I. Conceitos da área de engenharia e ciências de materiais em ortodontia. **Jornal Brasileiro de Ortodontia e Ortopedia Maxilar**. Curitiba, v.1, n.1, p. 29-41, May, 1996.
- BARRAS, C. D.; MYERS, K. A. Nitinol - its use in vascular surgery and other applications. **European Journal of Vascular and Endovascular Surgery**. London, v. 19, n. 6, p. 564 -569, Jun, 2000.
- BARTZELA, T. N; SENN, C.; WICHELHAUS, A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. **Angle Orthodontist**. Chicago, v. 77, n. 6, p. 991-998, Nov, 2007.
- BISHARA, S. E.; WINTERBOTTOM, J. M.; SULLEMAN, A. H.; RIM, K.; JAKOBSEN, J. R. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. **Angle Orthodontist**. Appleton, v. 65, no. 2, p. 117-122, Apr, 1995.
- BURSTONE, C. J; FARZIN-NIA, F. Production of low-Ffriction and colored TMA by ion implatation. **Journal Clinical Orthod**. Bolder, v.29, n.7, p. 453-461, 1995.
- BUZZONI, R. **Fricção superficial dos bráquetes self-ligated**. Rio de Janeiro. Dissertação (Especialização em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2006, p.59-66.
- BRUM, J. Z. **Fios ortodônticos**. Núcleo Belém, Pará. Monografia (Especialização em Ortodontia no Curso de Pós-graduação do ICS) – Instituto de Ciências da Saúde – FUNORTE/SOEBRAS, 2010, p.72.
- COTRIM-FERREIRA, F.A.; SAKAI, E. Nova Visão em Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares. 2ª Edição. São Paulo: Santos, 2008. 45-56p.
- EVANS, T. J. W.; DURNING, P. Orthodontic products update. Aligning archwires, The shape of things to come? A fourth and fifth phase of force delivery. **British Journal Orthod**. London, v.82, n.3, p.206-210, Set, 1996.
- FERREIRA, E. S.; MUNDSTOCK, C. A.; MULLER, C.M. A utilização de fios metálicos em ortodontia. **Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre**. Porto Alegre, v. 39, n. 1, p. 23-30, Jul, 1998.
- FERREIRA, F. V. Ortodontia: Diagnóstico e planejamento clínico. 2ª Edição, São Paulo: Artes Médicas, 1999. 386-396p.

GEROLDO, A. C. B. **Estudo do efeito de memória de forma de fios ortodônticos da liga Ni-Ti nas condições comercial e após tratamentos térmicos**. Porto Alegre. Dissertação (Mestrado em Engenharia e Tecnologia de Materiais) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2009, p.90.

GIL, AC. Métodos e técnicas de pesquisa social. 6^o Edição, São Paulo: Atlas, 2008. 154p.

GRAVINA, M.A. **Propriedades mecânicas de fios de NiTi e CuNiTi com efeito memória de forma utilizados em tratamentos ortodônticos**. Rio de Janeiro. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2007, p.121.

GURGEL, J. A.; RAMOS, A. L.; KERR, S. D. Fios ortodônticos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**. Maringá, v. 6, n. 4, p. 103-104, Jul- Ago, 2001.

GURGEL, J.A. PINZAN-VERCELINO, C.R.M. Nova Visão em Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares. 2^a Edição. São Paulo: Santos, 2008. 203-208p.

GURSOY, S.; ACAR, A.G.; SESEN, C. Comparison of metal release from new and recycles bracket_archwire Combinations. **The Angle Orthodontist**. Dallas, v.75, n.4, p. 92-94, May, 2004.

HIDALGO, A. R. H. **Fios Ortodônticos**. São José do Rio Preto. Monografia (Especialização) – Centro Universitário do Norte Paulista – UNORP/UNIPÓS, 2007, p.40.

HUANG, H. H. Variation in corrosion resistance of nickel-titanium wires from different manufactures. **The Angle Orthodontist**. Dallas, v.75, n.4, p.92-94, May, 2005.

IMAI, T. et al. Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, Saint Louis, v.116, n.5, p.533-538. May, 1999.

JACOB, E.; LEE, R. S.; BIGLAZZI, R; BERTOZ, A. P. M. Fios ortodônticos superelásticos e sua aplicabilidade na clínica ortodôntica - revisão da literatura. **Ortho Science: Orthodontics science and practice**. Curitiba, v. 3, n. 11, p. 257-262, Dec, 2010.

KAO, C. T. et al. The cytotoxicity of orthodontic metal bracket immersion media. **Eur J Orthod**. Oxford, v. 29, no. 2, p.198-203, Jun, 2007.

KAPILA, S.; SAKIMA, T.; MIYAZAKI, S.; SACHDEVA, R. Ligas ortodônticas correntemente em uso. Revisão (Parte II). **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**. São Paulo, v. 4, n. 4, p. 334-342, Out- Dez. 1990.

LEACH, H. A.; IRELAND, A. J.; WHAITES, E. J. Radiographic diagnosis of root resorption in relation to orthodontics. **British Dental Journal**. London, v. 190, n. 1, p. 16–22, Jan, 2001.

LOULY, F.; ARAKI, J. D. V.; FREITAS, K. M. S.; GUIMARÃES JUNIOR, C. H.; CARMO, J. Z. B. Fios ortodônticos: propriedades, classificações e aplicações. **Revista UNINGÁ**. Maringá, v.1, n. 36, p.149-165, Abr-Jun, 2013.

LU, Z. K; WENG, G. J. A micromechanical theory for the thermally induced phase transformation in shape memory alloys. **Smart Materials and Structures**. [S l], v.9, n.5, p. 582-591, 2000.

MACEDO, Alexander. Fios ortodônticos. **OrtodontiaSPO**. São Paulo, v.43, n.1, p. 90-7, Apr, 2010.

MARINS, E. C.; PROCACI, M. I. M. A. Fios ortodônticos metálicos: visão geral. **Cadernos UniFOA**. Volta Redonda, v.2, n.2, p.12-18, May, 2008.

MCLAUGHLIN, R.; BENNETT, J. C. Arch form considerations for stability and esthetics. **Revista Espanhola de Ortodontica**. Valencia, v. 29, n.2, p. 46-63, Abr-Jun, 1999.

MENEZES, L. M.; QUINTÃO, C. A. BOLOGNESE, A. M. Urinary excretion levels of nickel in orthodontic patients. **Am J Orthodontic Dentofacial Orthop**. Oxford, v.13, n.5, p. 635-638, Sep, 2007.

OTSUKA, K.; REN, X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. **Progress in Materials Science**. Colorado, v. 50, n. 5, p. 511–678, July, 2005.

PARVIZI, F.; ROCK, W.P. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. **European Journal of Orthodontics**. Helsinki, v. 25, n. 4, p. 417–421, Aug, 2003.

PROFFIT, W. R.; JR. FIELDS, H. W.; SARVER, D. M. Ortodontia contemporânea. 4ª Edição, Rio de Janeiro: Elsevier, 2007. 515-516p.

QUINTÃO, C.C. **Fios ortodônticos utilizados em fase inicial de tratamento: propriedades mecânicas e desempenho clínico**. Rio de Janeiro. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2000, p.175.

QUINTÃO, C. C. A.; BRUNHARO, I. H. V. P. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v. 14, n. 6, p. 144-157, Nov- Dez. 2009.

QUINTÃO, C. et. al. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. **World Journal Orthodontic**. Carol Stream, v.10, n.1, p.29-31, May, 2009.

REN, C.; BAI, Y.; WANG, H.; ZHENG, Y.; LI, S. Phase transformation analysis of varied nickel-titanium orthodontic wires. **Chinese Medical Journal**. Dongsu Xidajie, v. 121, n. 20, p. 2060-2064, May, 2008.

REIS, W. P. **Caracterização de Ligas de Ni-Ti para Ortodontia**. Rio de Janeiro. Dissertação (Mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, 2001, p.146.

ROSANI, G. A. **Fios ortodônticos, propriedades mecânicas e suas aplicações clínicas**. Bragança Paulista. Monografia (Especialização) – Faculdade de Odontologia da Universidade São Francisco, 2001, p. 87.

SCHEMANN-MIGUEL, F.; COTRIM-FERREIRA, F.; STREVA, A. M.; CHAVES, A. V. O. A.; COTRIM-FERREIRA, A. Análise comparativa da relação carga/deflexão de fios retangulares de NiTi convencionais e termoativados. **Dental Press Journal of Orthodontics**. Atlanta, v. 17, n. 3, p. 35.e1-35.e6, May-Jun, 2012.

SEYYED AGHAMIRI, S.M.; NILI AHMADABADI, M.; RAYGAN, S. Combined effects of different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. Irland, v. 4, n. 3, p. 298–302, Nov, 2011.

SOUZA, M. M. **Caracterização de uma liga com efeito de memória de forma**. Rio de Janeiro. Dissertação (Mestrado) – Universidade do Rio de Janeiro, 2005, p.113.

TOYAMA, C. **Estudo comparativo das características força x deflexão, entre fios ortodônticos da liga níquel-titânio e fios trançados e torcidos de aço inoxidável: análise da superfície dos fios e avaliação da ocorrência de corrosão em fios da liga níquel-titânio, através do microscópio eletrônico de varredura**. São Bernardo do Campo. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciências Biológicas e da Saúde do Instituto Metodista de Ensino Superior, da Federação das Escolas Superiores do ABC, 1995, p. 183.

VAN HUMBEECK, J.; CHANDRASEKARAN, M.; DELAEY, L. Shape memory alloys: materials in action. **Endeavour**. London, v.15, n.4, p.148-154, Sept, 1991.

WEST, A. E. **A clinical comparison of two initial aligning archwires**. Wales. Tese (Master) – University of Wales, Departament of Child Dental Health, 1992, p. 132.

3 ARTIGO

(A formatação deste artigo foi organizada conforme as normas de submissão da revista científica – *Revista Saúde & Ciência Online* – ANEXO A)

FIOS ORTODÔNTICOS, PROPRIEDADES MICROESTRUTURAIS E SUAS APLICAÇÕES CLÍNICAS: VISÃO GERAL

Maria Carolina Bandeira Macena¹

Carmem Dolores de Sá Catão²

Rachel de Queiróz Ferreira Rodrigues³

Jeterson Moura Fernandes Vieira⁴

¹Docente do curso de Odontologia da Universidade Federal de Campina Grande (Doutora em Odontologia)

²Docente do curso de Medicina da Universidade Federal de Campina Grande (Doutora em Ciência e Engenharia de Materiais)

³Docente do curso de Odontologia da Universidade Federal de Campina Grande (Mestre em Odontologia)

⁴Graduando do Curso de Odontologia da Universidade Federal de Campina Grande

Autor Responsável / Correspondência:

Maria Carolina Bandeira Macena

Universidade Federal de Campina Grande – UFCG

Unidade Acadêmica de Ciências Biológicas – UACB

Av. Universitária S/N, Bairro Santa Cecília – Patos-Pb

Caixa Postal 61, CEP: 58708-110

Telefone: (83) 8838-2000

Email: lcbandeira79@hotmail.com

RESUMO

A evolução tecnológica dos fios ortodônticos é essencial para um aperfeiçoamento da Ortodontia, recentemente, enormes progressos foram conquistados em relação ao desenvolvimento de novas ligas, ao processo de fabricação e controle de excelência mecânica dos fios. Apesar do grande número de marcas comerciais disponíveis no mercado, os fios ortodônticos mais utilizados se distribuem em quatro grupos básicos de

ligas, sendo elas: o aço inoxidável, as ligas de níquel-titânio (Ni-Ti) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre), as ligas de beta-titânio e as estéticas de compósitos. Um conhecimento amplo das características mecânicas dos fios ortodônticos é essencial, e sua seleção deve ser feita de acordo com seu comportamento mecânico. Certas características, tais como: adequada flexibilidade e alta recuperação elástica, são indispensáveis com um propósito de estimular uma resposta tecidual adequada e promover forças leves e contínuas. Portanto, torna-se imprescindível aos ortodontistas conhecer as propriedades mecânicas e a composição dos fios, a fim de que possam fazer a escolha adequada para as aplicações clínicas. Desta forma, o presente trabalho traz uma revisão a respeito das propriedades microestruturais de fios metálicos, enfatizando quanto às indicações e aplicações clínicas na ortodontia. Foram selecionados artigos científicos, livros e monografias, que apresentassem a temática proposta e fossem escritos em português ou em inglês. Conclui-se que nenhum material utilizado na confecção dos fios confere simultaneamente todos os requisitos necessários para qualificar um fio como ideal, mas que os melhores resultados são alcançados utilizando fios específicos para tratar problemas específicos.

Palavras-chave: Fios Ortodônticos; Ortodontia; Metais

ORTHODONTIC WIRES, MICROSTRUCTURAL PROPERTIES AND CLINICAL APPLICABILITIES: A GENERAL VISION

ABSTRACT

The technological evolution of orthodontic wires is essential for improvement of Orthodontics and recently, enormous progress has been achieved in relation to the development of new alloys, the manufacturing control and mechanical excellence of process threads. Despite the large number of brands available in the market, the most commonly used orthodontic wires are distributed into four basic groups of alloys, which are: stainless steel, alloys of nickel-titanium (Ni-Ti) and its variations during the manufacturing process (superelastic, thermodynamic and with addition of copper), the beta-titanium alloys and aesthetic composites, launched in the market. A broad knowledge of the mechanical properties of orthodontic wires is essential, and your selection should be made according to their behavior. Some characteristics, such as high flexibility and good elastic recovery, are essential for a purpose of stimulating a suitable tissue response and promote light and continuous forces. So, it is essential to know the mechanical orthodontists and composition of the yarn properties, so they can make the best choice for clinical application. This review brings some

concepts about the microstructural properties of metal wires approach, emphasizing regarding indications and clinical applications in orthodontics. Scientific articles, books and monographs, that deal with the proposed theme and were written in Portuguese or in English were selected. It is concluded that no material used in wires composition gives simultaneously all the necessary requirements to qualify as an ideal wire, but the best results are achieved using specific wires to address specific problems.

Keywords: Orthodontic Wires; Orthodontics; Metals

INTRODUÇÃO

A Ortodontia tem como princípios fundamentais a estética facial, a estabilidade, a eficiência funcional e a saúde dos tecidos periodontais. Na sua clínica diária, o ortodontista faz uso de diversos materiais, e na maioria dos casos, esses materiais incluem metais, ou mais corretamente falando, ligas metálicas. Contudo, somente usar não basta para se praticar uma Ortodontia de excelência, é essencial conhecer as propriedades mecânicas (física) e químicas dos metais, para assim poder otimizar seu uso¹.

Na ortodontia, é admitido o princípio de que forças leves e contínuas são desejáveis para a obtenção de movimento fisiológico e controlado dos dentes e estruturas adjacentes^{2,3}.

A força excessiva, ou seja, que excede a pressão sanguínea capilar reduz a celularidade do ligamento periodontal de modo que o movimento dentário retarda ou para. Em casos extremos, pode haver a reabsorção das raízes dos dentes, com necrose pulpar associada. Portanto, um ótimo controle da movimentação dentária exige a aplicação de um sistema de forças específico, que é devidamente guiado por meio de acessórios utilizados na clínica odontológica, dentre estes, os fios ortodônticos⁴.

A evolução tecnológica dos fios ortodônticos é essencial para um aperfeiçoamento da Ortodontia e, recentemente, enormes progressos foram conquistados em relação ao desenvolvimento de novas ligas, ao processo de fabricação e controle de excelência mecânica dos fios. As propriedades elásticas dos fios são bastante influenciadas por vários fatores: diâmetro, forma, comprimento do fio, tamanho da canaleta dos braquetes, distância inter-braquetes, desenho das alças e tipo de liga metálica^{5,6,7}.

Um tipo específico de liga metálica utilizada na confecção dos fios, denominada liga com efeito memória de forma, apresenta um comportamento completamente diferente das demais, com uma propriedade mecânica responsável pela capacidade de "lembrar" as suas formas originais, mesmo depois de deformações graves. Por exemplo, depois que uma amostra de liga com memória de forma tenha sido deformada a partir da sua configuração

original, em baixas temperaturas (fase martensítica), ela recupera a sua geometria cristalográfica original, por si só, durante o aquecimento (fase austenita). Essas ligas com memória de forma têm sido muito utilizadas para corrigir problemas dentais na terapia ortodontônica⁶.

Apesar do grande número de marcas comerciais disponíveis no mercado, os fios ortodônticos mais utilizados se distribuem em quatro grupos básicos de ligas, sendo elas: o aço inoxidável, as ligas de níquel-titânio (Ni-Ti) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre), as ligas de beta-titânio e as estéticas de compósitos⁴.

Por muito tempo os fios ortodônticos de aço inoxidável eram predominantemente escolhidos para a conduta clínica, mas com o advento de novas ligas metálicas tornou diversificado o universo de fios disponíveis. No final da década de 70, o Nitinol[®] (55% Ni - 45% Ti) e outras ligas de níquel-titânio com melhores propriedades desenvolvidas por pesquisadores chineses e japoneses começaram a se popularizar, especialmente nas áreas médica e odontológica como alternativas viáveis a outros materiais biocompatíveis largamente utilizados, como o aço inoxidável^{6,8,9}.

O que torna a liga de Ni-Ti e, mais especificamente, a com efeito de memória de forma, um dos materiais mais importantes e populares na ortodontia são as propriedades de sua biocompatibilidade, resistência à corrosão, adequada trabalhabilidade, superelasticidade e efeito memória de forma. As ligas de Ni-Ti com essas propriedades foram experimentadas pela primeira vez na década de 1960 e introduzidas por ortodontistas em 1971^{6,10}.

Um conhecimento amplo das características mecânicas dos fios ortodônticos é essencial, e sua seleção deve ser feita de acordo com seu comportamento¹. Certas características, tais como: apropriada flexibilidade e alta recuperação elástica, são indispensáveis com um propósito de estimular uma resposta tecidual adequada e promover forças leves e contínuas. Portanto, torna-se imprescindível aos ortodontistas conhecer as propriedades mecânicas e a composição química dos fios, a fim de que possam fazer a melhor escolha para aplicação clínica⁴.

Desta forma, a presente revisão teve como propósito fazer uma abordagem explanativa a respeito das propriedades microestruturais de fios metálicos, buscando enfatizar quanto às indicações e aplicações clínicas na ortodontia.

MATERIAL E MÉTODOS

O trabalho desenvolvido seguiu os preceitos do estudo exploratório, por meio de uma pesquisa bibliográfica, que é desenvolvida a partir de material já elaborado constituído de livros e artigos científicos¹¹.

Nesta perspectiva foram selecionados artigos científicos, livros e monografias, dos últimos 20 anos, que apresentassem a temática proposta e fossem escritos em português ou em inglês. Foram acessadas as bases de dados *SciELO* (Scientific Electronic Library Online), *PubMed*, Bancos de teses da *Capes* e *Google Scholar*, cruzando as seguintes palavras-chave, nos idiomas português e inglês: fios ortodônticos, ligas metálicas, propriedades microestruturais e aplicações clínicas. O acesso às referidas bases de pesquisas ocorreu entre os meses de fevereiro e julho de 2014.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dentre os artigos selecionados, constatou-se que a trinta e seis tinha como temática central a abordagem das propriedades microestruturais mais relevantes e a associação delas com as caracterizações das ligas metálicas que constituíam os diversos tipos de fios aplicados na ortodontia.

Desta forma, para um melhor entendimento e construção de raciocínio, as temáticas que compõem essa revisão foram agrupadas e discutidas em quatro categorias que sintetizam os temas abordados, quais foram: “configuração dos metais utilizados na ortodontia”, “propriedades mecânicas dos fios ortodônticos”, “ligas metálicas e configurações dos fios ortodônticos” e “aplicabilidade clínica dos fios ortodônticos”.

- **CONFIGURAÇÃO DOS METAIS UTILIZADOS NA ORTODONTIA**

A história indica que o cobre foi o primeiro metal de que se serviu o homem para fabricar as armas e os instrumentos, isso por volta de 6000 a.C., pois até esse momento estes eram fabricados em pedra. Por volta de 3600 a.C., por acaso, o homem descobriu a primeira liga metálica, quando minérios de cobre e estanho foram aquecidos ao mesmo tempo resultando o bronze, o homem vivia a idade do bronze. Tanto o ferro como o aço foram obtidos em 1000 a.C., através da queima de carvão vegetal com minério de ferro¹².

Os homens conheceram, em primeiro lugar, os metais que estavam livres na natureza, desligados de outros corpos, como se pode dizer. Estes são precisamente os mais inalterados e os que melhor resistem à ação dos agentes atmosféricos, como por exemplo, o ouro, a prata e também o cobre; por isso é que mais tarde veio o conhecimento do mercúrio e, logo depois, o de metais que com facilidade se preparam reduzindo seus minerais como o estanho, o chumbo e depois, em grau mais adiantado da indústria nascente, apareceu o ferro⁸.

Os metais e ligas utilizados em Ortodontia são constituídos de cristais ou grãos interligados. Como grãos adjacentes possuem orientações cristalinas diferentes, existindo

entre eles um contorno. Assim, esses metais são policristalinos, sendo que cada grão pode ter tamanho e forma variados. O tamanho e forma desses grãos influenciam as propriedades mecânicas dos materiais metálicos¹³.

Torna-se importante salientar que as ligas de aço inoxidável são classificadas em função da sua estrutura cristalina. Temos então, nesse caso, as ferríticas (com estrutura cristalina cúbica de corpo centrado, igual dos aços carbono), as austeníticas (com estrutura cristalina cúbica de faces centradas) e as martensíticas (com estrutura tetragonal de corpo centrado, estrutura esta que pode ser considerada como uma distorção da estrutura cúbica de corpo centrado). As ligas martensíticas são obtidas por tratamentos térmicos e são as mais importantes em Ortodontia.

- **PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS ORTODÔNTICOS**

Resiliência ou Energia Acumulada

Representa a capacidade que um metal possui de acumular energia (tensão) quando deformado elasticamente e de liberá-la quando descarregado. Consiste no trabalho armazenado disponível no fio durante a desativação. É uma propriedade mecânica relevante a ser considerada durante o início do tratamento^{4,14}.

Rigidez ou Módulo de Elasticidade

A rigidez das ligas não é uma propriedade interessante durante as fases iniciais do tratamento ortodôntico. Então, com o intuito de uma movimentação dentária que não cause sérios danos às estruturas de suporte e um desconforto mínimo ao paciente, durante o início do tratamento se requer o uso de fios de baixa rigidez, desejando produzir forças mais leves e constantes no espaço de tempo da desativação do arco. Define-se esta característica como a magnitude da força necessária para se fletir ou dobrar o fio e pode ser influenciada por alguns fatores, tais como: a composição da liga, a dureza, o tratamento térmico, a forma e medição da secção transversal do fio, a largura do braquete, o comprimento do fio e a incorporação de alças¹⁵.

Limite Elástico

Refere-se à carga máxima de trabalho permitida e é a maior tensão que uma liga pode sofrer sem que ocorra uma deformação permanente. É a tensão que caracteriza o final da deformação elástica e o início da plástica, deformação esta onde o material não retorna mais a sua forma original. Um alto limite elástico é exigido para impedir que forças mastigatórias aplicadas ao fio induzam uma deformação plástica ou que os mesmos se fraturem¹⁶.

Recuperação Elástica (“Spring-Back”)

Uma alta recuperação elástica deve ser uma qualidade desejável quando há finalidade de alinhamento e nivelamento dentário. Pode ser determinada pela razão entre o limite elástico e o módulo de elasticidade. Um material com alto “spring back” apresenta um alto limite de escoamento e baixo módulo de elasticidade, características estas que podem refletir a capacidade de sofrer grandes tensões elásticas sem deformação permanente e um aumento no tempo de trabalho do fio¹⁷.

Formabilidade

É a capacidade dos fios deformarem-se no regime plástico em configurações desejáveis como “loops”, “coils” e “stops”, sem sofrer fraturas ou deformações permanentes^{7,15}.

Soldabilidade

Entende-se como a capacidade da liga em receber solda, elétrica ou de prata. Como exemplo, os fios de aço conferem uma boa soldabilidade, enquanto os de Níquel-Titânio não aceitam soldas².

Fricção ou Atrito

Na ortodontia, corresponde à resistência de deslize entre o fio ortodôntico e o encaixe (slot) do acessório (braquete ou tubo). Para uma boa ancoragem e conseqüente movimentação dentária, o nível de atrito ou fricção deve ser o menor possível. A medição do atrito é realizada na fase inicial (atrito estático) e durante a movimentação (atrito cinético)^{18,19}.

Superelasticidade ou “Pseudoelasticidade”

É o fenômeno de acúmulo constante de força pelo fio até um determinado ponto da deformação. Do mesmo modo, quando o fio retorna à sua forma original ao ser desativado, as forças permanecem constantes durante longo período de tempo, o que é clinicamente requerido para a obtenção de movimento dentário fisiológico².

Quando a liga está no regime elástico, comporta-se de maneira convencional, caracterizada por uma estrutura austenítica. Quando o seu limite “pseudoelástico” é ultrapassado, a liga sofre deformação maior, entretanto com um acúmulo de carga quase constante, formando um platô no gráfico carga/deformação. Nesta fase a estrutura torna-se martensítica, ditando este comportamento atípico. Como toda liga superelástica apresenta memória de forma, na desativação o fio é capaz de retornar tanto à forma como à estrutura cristalina original^{7,20}.

Efeito Memória de Forma

Nos materiais convencionais, quando se ultrapassa o limite de escoamento, ao se retirar a carga aplicada, o material apresentará uma deformação permanente da rede cristalina, traduzida pela mudança macroestrutural da forma. Porém, nas ligas com “efeito memória de forma”, ocorre reversão das dimensões iniciais após a deformação elástica e reaquecimento. É como se o material “lembrasse” da sua forma original. Tal efeito é chamado efeito memória de forma e a liga que possui essa propriedade é chamada liga com efeito memória de forma⁴.

As características e possibilidades do material com memória de forma são em decorrência da sua estrutura em forma de cristal. Estas ligas são constituídas de duas fases cristalográficas distintas: austenítica e martensítica. Austenítica é a fase matriz de alta temperatura, que possui uma estrutura cúbica cristalina homogênea e um módulo de elasticidade relativamente alto. Esfriando a austenítica ela se transforma em martensítica. A martensítica quando submetida a uma carga ou deformada possui uma estrutura monoclinica conjugada e um baixo módulo de elasticidade²¹.

Depois que uma amostra de liga com memória de forma ter sido deformada a partir da sua configuração original, em baixas temperaturas (fase martensítica), ela recupera a sua geometria cristalográfica original, por si só, durante o aquecimento (austenita)²².

Segundo estudo², o efeito memória de forma é o fenômeno pelo qual uma liga apresenta-se pouco rígida e prontamente capaz de sofrer alteração de forma em temperaturas baixas, ao mesmo tempo em que pode facilmente retornar à sua configuração inicial quando aquecida a uma adequada temperatura de transição.

Biocompatibilidade

A biocompatibilidade ocorre quando os tecidos entram em contato com um determinado material e não manifestam qualquer tipo de experiência tóxica, irritante, inflamatória, alérgica ou de fundo mutagênico ou carcinogênico²³.

Os fios ortodônticos mantem proximidade com a mucosa oral por longos períodos de tempo. Por esta razão, precisam ser resistentes á corrosão e liberação de íons, e nem devem gerar reações alérgicas. O material utilizado deve ser bem tolerado e apresentar biocompatibilidade com os tecidos bucais.

Calibre e Secção do Fio

O calibre do fio é uma questão fundamental no que se refere às fases do tratamento ortodôntico, isto se deve à sua folga na canaleta do braquete. À medida que o calibre do fio aumenta, aumenta também o contato entre este e a canaleta do braquete e

consequentemente, há um rápido aumento de força pelo atrito gerado, enquanto a elasticidade diminui. Desta forma fios de menor diâmetro (e, portanto, mais elásticos), possuem uma força adequada e são os preferidos para as fases iniciais do tratamento ortodôntico. Quando múltiplos filamentos do fio de mesmo diâmetro são utilizados, adiciona-se força, ao passo que a elasticidade não é relativamente afetada. Este método de combinação de filamentos de aço que individualmente não seriam fortes o suficiente torna os fios de aço sem alças práticos no estágio inicial do tratamento, mas apenas se a irregularidade for suave^{4,25}.

Para os estágios intermediários de fechamentos de espaço, correções molares e estágios de finalização, geralmente opta-se por fios de maior calibre, portanto de menor flexibilidade, e com boa capacidade de formabilidade para a realização de alças e torques⁵.

As secções podem ser do tipo redonda, retangular, quadrada. Na maioria das ligas metálicas ortodônticas, a secção redonda se aplica a fase inicial e intermediária. Os fios de secções redondas de liga de aço inoxidável convencional são uma ótima escolha para manter contorno estável do arco dentário, durante a fase intermediária. Já o fio de secção retangular é indicado para finalização e/ ou fechamento de espaço através da utilização da técnica de deslize ou de alças. Os fios de aço trançados de secção redonda são amplamente utilizados nas fases iniciais do tratamento, e os retangulares trançados (*braided*) são comumente utilizados nos estágios onde há necessidade da realização da intercuspidação dentária e finalização do caso⁷.

• **LIGAS METÁLICAS E CONFIGURAÇÕES DOS FIOS ORTODÔNTICOS**

Ligas de Metais Preciosos

Até a década de 30, o uso de metais preciosos nos aparelhos ortodônticos era comum, já que nenhum outro material disponível na época apresentava melhor biocompatibilidade. Ligas de ouro associadas à platina, paládio, cobre e níquel eram bastante utilizadas. Por razão principalmente do alto custo, as ligas de ouro deram lugar a materiais alternativos^{5,26}.

Ligas de Aço Inoxidável

O aço inoxidável utilizado na ortodontia é uma liga metálica com estrutura cristalina do tipo austenítica. Os fios de aço inoxidável, devido a sua ótima formabilidade, permitem a execução de dobras com facilidade e precisão, e por isso podem ser utilizados em braquetes sem angulação e torque, onde o ortodontista irá introduzir nas dobras do fio, as ativações necessárias. Apresentam ainda ótima soldabilidade e baixo coeficiente de atrito, além do baixo custo^{4,14}.

A fácil manipulação dessa liga a indica para a aplicação em diferentes fases do tratamento ortodôntico. O aço é utilizado nos estágios de tratamento cujo contorno dos arcos deve está estável, tendo em vista a manutenção das dimensões transversais dos arcos dentários. Quando comparado às demais ligas, a combinação da alta rigidez com o menor coeficiente de atrito na interface do fio/ranhura do braquete faz do aço o fio de eleição para o fechamento de espaços por deslizamento. Oferece também uma adequada resistência a corrosão¹⁴.

A alta rigidez é uma característica que deve ser controlada pela redução dos calibres dos fios ou confecções de alças quando movimentos dentários individuais são visados. A falta de controle dessa rigidez pode produzir cargas excessivas durante o movimento ortodôntico, além de aumentar o tempo de trabalho^{5,14}.

Ligas de Aço Inoxidável Multifilamentados

Em geral, o termo “multifilamentado” se refere a fios de aço trançados, torcidos ou coaxiais em torno de um fio do mesmo material. Porém, existe no mercado fios de outras ligas compostos de vários filamentos.

Os fios multifilamentados de aço possuem propriedades mecânicas que diferem bastante daquelas do aço convencional, mesmo quando comparados aos diâmetros próximos. Possuem recuperação elástica 25% maior do que a do aço convencional e uma rigidez dos segmentos interbraquetes bem menor. Apresentam também a quinta parte do módulo de elasticidade e uma faixa de ativação de cento e cinquenta a duzentas vezes maior quando comparados aos da liga convencional⁴.

Esta liga apresenta algumas propriedades mecânicas semelhantes às de Níquel-Titânio, porém quando submetidos à mesma carga, os primeiros exibem um grau muito mais alto de deformação permanente do que os últimos¹⁵.

Ligas de Cobalto-Cromo-Níquel

São constituídas aproximadamente 40% de Cobalto, 20% de Cromo, 15% de Níquel e ainda, Molibdênio, Manganês, Berílio e Carbono em porcentagens menores. Esta liga foi introduzida no mercado com o nome de “Elgiloy” e atualmente, diversas marcas nacionais e importadas fabricam similares. Suas características são muito semelhantes às do aço, porém com maior formabilidade. O fio Elgiloy é comercializado em quatro diferentes têmperas, que variam na ordem decrescente de formabilidade: azul (macio), amarelo (dúctil), verde (semi-resiliente) e vermelha (resiliente)^{5,14}.

Em virtude da formabilidade do Elgiloy ser superior a do aço, há uma maior facilidade na conformação de dobras e helicóides, principalmente nos fios retangulares. Esta qualidade indica redução do tempo de trabalho e o fato de utilizá-las em fios retangulares

proporciona um maior controle da movimentação dentária. Entretanto, após as dobras confeccionadas a formabilidade se tornava desnecessária e a resiliência tornava-se a fundamental para que ocorresse o movimento dentário. Os fios de Elgiloy apresentam um coeficiente de atrito elevado e uma rigidez muito próxima a do aço, e visando o custo-benefício, após alguns anos, os ortodontistas acabaram optando pelo aço^{5,14,26}.

Ligas de Níquel-Titânio

A liga de níquel-titânio (NiTi) foi apresentada, pela primeira vez, por William Beuhle, no início dos anos 60, no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs, Maryland, e foi desenvolvida basicamente na proporção de 55% de níquel e 45% de titânio, como parte de um programa espacial, e passou a ser chamada de Nitinol (derivado dos elementos que a compõem: 'ni' para níquel, 'ti' para titânio e 'nol' para *Naval Ordnance Laboratory*)²⁷.

Esta liga apresenta propriedades bastante interessantes, como superelasticidade e memória de forma. Possuem também características únicas e inerentes a essas ligas, tais como: alto limite elástico, baixo módulo de elasticidade (baixa rigidez) e alta resiliência. Os fios desta liga permitem uma conformação muito ampla e retornam a sua forma original com a produção de forças moderadas e uniformes. Os fios que necessitam de estímulo térmico para a ativação são classificados como termoativados e possuem propriedades de memória de forma, qualidade esta que se caracteriza pela recuperação da forma original do fio após deformação, através de um estímulo térmico⁴.

A grande facilidade de deflexão dos fios de Níquel-Titânio é propícia para as etapas iniciais onde o apinhamento dentário é acentuado, porém é desfavorável para as etapas finais do tratamento onde não é desejada deflexão do fio. Durante sua permanência na cavidade oral, os fios podem liberar níquel no meio, porém não apresentam efeitos biológicos negativos significantes, entretanto é importante que pacientes com sensibilidade ou alergia ao níquel não sejam expostos esse metal^{28,29}.

Ligas de Níquel-Titânio enriquecidas com Cobre

É uma liga quaternária composta basicamente, por níquel, titânio, cobre e cromo. Devido à incorporação de cobre, apresentam propriedades termoativas mais definidas do que os fios superelásticos de NiTi, e permitem a obtenção de um sistema ótimo de forças, com controle mais acentuado do movimento dentário⁴.

Ligas de Níquel-Titânio Estável (Estabilizado ou M-Niti ou trabalhado a Frio)

A liga de NiTi do grupo estável, também referida como NiTi trabalhado a frio, não aceita mudança de fase apresentando-se sempre como martensítico, por isso é chamada de "M-NiTi". A principal característica dos clássicos M-NiTi é a adequada elasticidade, e como

apresenta apenas 30% da rigidez do aço inoxidável (comparando-se fios de mesma secção) permite uma favorável adaptação do fio ortodôntico nas etapas iniciais do alinhamento e nivelamento para os casos com apinhamento acentuado ou moderado¹⁴.

Na comparação entre as ligas metálicas de uso ortodôntico, a M-NiTi possui boa resiliência, oferecendo forças de baixa intensidade, favorável ao movimento dentário. Mesmo exibindo um módulo de elasticidade próximo dos fios trançados de aço inoxidável, a baixa formabilidade dos M-NiTi propiciam melhor adaptação ao apinhamento em razão da liga de aço deformar-se plasticamente, enquanto a liga M-NiTi praticamente não sofre deformação plástica³⁰.

Este tipo de fio é pobre em formabilidade e não aceita soldagem. É possível apenas realizar dobras discretas e arredondadas. O M-NiTi pode ainda apresentar-se trançado com configuração retangular¹⁴.

Ligas de Níquel-Titânio Ativo (A-Niti ou Niti Termoativado, Superelástico ou trabalhado em Altas Temperaturas)

Esse tipo de liga pode ser elasticamente deformado na sua fase martensítica. Quando eles são aquecidos para temperaturas acima de sua temperatura de transição, a estrutura do cristal muda para a fase austenítica e o fio retorna para a forma prevista em que foi fabricado. Além da memória de forma, apresentam uma propriedade não usual, a super-elasticidade, sendo capazes de exercer um valor moderadamente constante de estresse/tensão durante a deformação sobre uma ampla extensão³¹.

A superelasticidade e o efeito memória de forma das ligas de níquel-titânio têm sido atribuídos à transformação de fase e, conseqüentemente, à alteração na estrutura cristalina (austenítica - martensítica - austenítica) dessas ligas. Em fase austenítica, seus átomos estão rearranjados em estrutura cúbica de face centrada, enquanto que em fase martensítica, organizam-se de forma hexagonal compacta. Essa mudança na estrutura cristalina, essencial para a manifestação da superelasticidade e do efeito memória de forma, denomina-se transformação martensítica e está presente tanto nos fios superelásticos quanto nos fios termoativados³².

Se o intervalo de temperatura de transição (martensita-austenita) para fios termoativáveis, for muito próximo à temperatura bucal, a recuperação de forma pode ocorrer, enquanto o clínico está ainda amarrando o arco. Por outro lado, se for muito superior à temperatura bucal, tal recuperação de forma pode ser estimulada através da exposição bucal a temperaturas quentes. Devido à dificuldade na conformação da liga de níquel-titânio, esta é mais utilizada em formatos simples. Estes formatos resultam de procedimentos de deformação industrial em larga escala, tais como: extrusão, laminação e estiramento de fios. O processo de produção desses materiais é simples. Porém, nem

sempre são obtidas as propriedades desejadas para o material apresentar "efeito memória de forma". Em consequência, o material precisa passar por procedimentos de treinamentos e tratamentos térmicos difíceis de serem executados e que elevam o custo final do produto².

Ligas de Beta-Titânio ou Titânio-Molibidênio

As primeiras aplicações ortodônticas das ligas beta-titânio se deram na década de 80, quando uma forma diferente de titânio, chamado "de alta temperatura", foi sugerida. A partir de então, ganharam vasta aceitação clínica e popularidade, sendo comercialmente disponibilizados como "TMA" (*titanium molybdenum alloy*)⁴.

As ligas de beta-titânio utilizadas em ortodontia são ligas puras de titânio e possuem uma grande vantagem de resiliência, associada a uma moderada formabilidade. Em comparação ao aço inoxidável, o TMA apresenta uma alta fricção com a canaleta do braquete e metade da rigidez, configurando o dobro de resiliência¹⁴.

Ligas de Titânio Nióbio

Introduzidas no mercado como fio Titanium-Niobium, apresentam propriedades semelhantes ao fio de TMA, porém com menor rigidez. Sua rigidez é 20% menor que a exibida pelo TMA e 70% menor que a oferecida pelo aço inoxidável. Permitem soldagem elétrica e por não possuir Níquel em sua composição, o fio deste material tornou-se junto aos braquetes cerâmicos a opção mais viável para pacientes alérgicos a esse elemento¹⁴.

Representam uma opção para os fios de aço inoxidável em razão da baixa rigidez e uma alternativa para o Níquel-Titânio por permitir dobras⁵. Porém em consequência da baixa rigidez e atrito desconhecido, não é recomendado para mecânicas de retração ou fechamento de espaço por deslizamento³³.

Ligas Estéticas de Compósitos (Fios de Resina e Fibra de Vidro)

Fabricadas a partir de fibras cerâmicas embebidas em uma matriz polimérica, os fios destas ligas ainda encontram-se como protótipo. Apresentam uma ótima qualidade estética, por razão da compatibilidade com a colocação dos dentes, uma elasticidade próxima a dos fios M-NiTi e um baixo coeficiente de atrito¹⁴.

Configuram um baixo coeficiente de atrito e, formabilidade e soldabilidade desconhecidos. Sua aplicação se dá pela disponibilidade em secções redonda e retangular, que possibilitam o uso em diferentes estágios do tratamento. Devido à fragilidade e problemas em relação à hidratação da matriz polimérica, ainda é restrito o uso destes fios, apesar de recentes melhorias na composição da matriz polimérica³³.

- **APLICABILIDADE CLÍNICA DOS FIOS ORTODÔNTICOS**

Os fios ortodônticos devem ser utilizados de acordo com as fases do tratamento. Segundo estudo³⁴, os arcos de Ni-Ti termoativados são os eleitos na maioria das técnicas ortodônticas corretivas, para iniciar a fase de alinhamento e nivelamento por apresentarem alta flexibilidade e fornecerem forças leves e constantes. Em seguida, arcos de rigidez crescente poderão ser empregados para a normalização da posição dos dentes. Os parâmetros que ditarão a velocidade na qual o profissional deverá evoluir de um fio para o outro são o conforto do paciente e o acompanhamento radiográfico semestral, para verificar eventuais danos aos tecidos de suporte.

Existem três fases no tratamento ortodôntico: 1. alinhamento e nivelamento; 2. fechamento de espaços e correção da relação molar; 3. finalização. No mercado, existem ligas metálicas características para cada um desses estágios³⁵.

A fase do alinhamento e nivelamento exige muita flexibilidade ou elasticidade, portanto a maioria das técnicas ortodônticas tem como protocolo os fios de Ni-Ti e os fios de Ni-Ti termoativado devido às características de alto limite elástico, baixo módulo de elasticidade (baixa rigidez) e alta resiliência. Para esta fase, mesmo fios de aço de menor seção transversal resultam em altas cargas, o que não é condizente com níveis fisiológicos de forças. Nessa etapa do tratamento ortodôntico, o uso de fios de aço é possível com a incorporação de alças, para aumentar a faixa de ativação do fio e “camuflar” a baixa resiliência e a alta rigidez do material. A desvantagem do uso de alças é que essas estão sujeitas à perda da forma original, alterando a direção dos vetores de força. Podem, ainda, dificultar a higienização, por reterem alimentos. Se não forem bem posicionadas, podem provocar lesões nos tecidos moles adjacentes. A vantagem de se utilizar o aço ao início do tratamento, embora com alças, reside no fato dele permitir maior controle da forma do arco, evitando expansões e projeções dentárias indesejáveis, além do custo financeiro incomparavelmente mais baixo⁴. Esta opção é mais aplicada na técnica de Edgewise.

Na fase intermediária do tratamento, de fechamentos de espaços e correções molares, tem sido relatado o uso de liga de betatitânio, mais conhecido por TMA ou de aço inoxidável. A liga de TMA oferece formabilidade relativa, ou seja, permitem dobras para casos que requerem movimentação de coroa e raiz ou ajustes de posicionamento de dentes possuindo ancoragem em um grupo de dentes, eles são capazes de modificar e corrigir o posicionamento do longo eixo do elemento dentário. Geram maior fricção do que os fios de aço, porém menor atrito do que os fios de NiTi. Sua aplicação clínica ideal se daria em situações onde a devolução de carga fosse mais suave do que as produzidas pelas ligas de aço inoxidável, nas quais rigidez e conformabilidade sejam necessárias^{4,35}. Além disso, se

apresentam como a solução ideal para pacientes que possuem hipersensibilidade ao cromo e ao níquel, presentes na composição das demais ligas metálicas ortodônticas.

Por fim, para a finalização do tratamento, pode-se empregar ligas metálicas que apresentem bastante formabilidade. Desta maneira, o aço inoxidável tolera a confecção de alças e dobras em graus variados, assim como a coordenação de arcos inerentes a esta fase. Os fios multifilamentados de aço promovem a intercuspidação final desta fase, inclusive aceitando pequenas dobras quando necessárias⁷.

De todas as propriedades mecânicas dos fios, a mais apreciada certamente é a de superelasticidade, pois favorece a promoção de força contínua durante o movimento dentário, sendo assim permite a geração de força em baixa intensidade e de longa duração. Esta modalidade de força é a considerada ideal para o movimento dentário por promover uma movimentação com baixa intensidade dolorosa e deslocamento constante. Com os fios superelásticos, o alinhamento e o nivelamento se realizam durante todo o período entre as ativações, permitindo assim uma movimentação dentária de forma mais eficiente³⁵. Este fato é muito vantajoso quando comparado com a movimentação realizada com fios de aço inoxidável que, devido a sua maior rigidez, tem dissipação de força rápida, não permitindo a duração do estímulo de movimento dentário durante todo intervalo entre as consultas.

Os fios NiTi permitem ganho de tempo no atendimento ao paciente, por evitar a confecção de alças ou dobras auxiliares de nivelamento e alinhamento, e podem permanecer ativos na cavidade bucal por um longo período de tempo. Apresentam baixa conformabilidade e não aceitam dobras, sob pena de fratura. Dessa forma, recursos adicionais devem ser utilizados para que *stops* possam ser adquiridos na região posterior, evitando-se a projeção dentária. Por não aceitarem reconformação, tais fios são vendidos em formato pré-contornado. Por isso, o ortodontista deve estar atento à largura original dos arcos dentários do paciente, procurando adquirir diferentes formas de arcos, utilizando a que mais se adapte ao caso⁴.

De acordo com estudos encontrados na literatura^{7,36}, embora os fios de NiTi apresentem boa flexibilidade, sendo os mais indicados para a correção de apinhamento, apenas esta característica não representa a exclusividade de uso em somente um diâmetro. Os casos de apinhamento severo exigem a redução do diâmetro do fio até que o mesmo consiga ser encaixado no maior número de ranhura, tornando assim o alinhamento mais eficiente porque permite a movimentação de um maior número de dentes.

O uso de elevadas cargas mecânicas induz à formação de áreas de hialinização no ligamento periodontal. Estas podem ser definidas como zonas do periodonto de inserção que, em virtude da elevada carga exercida pelo aparelho ortodôntico sobre a raiz do dente, sofrem uma redução do fluxo sanguíneo. A menor irrigação diminui o número de células de reparação, que são as responsáveis pela reabsorção da parede cortical alveolar e, em

última instância, pela movimentação dental. Assim, uma pressão exagerada exercida pelos dispositivos ortodônticos sobre os dentes induzirá a uma movimentação mais lenta, com maior dano tecidual e, além do mais, dolorosa para o paciente⁷. Sabe-se que para uma movimentação ortodôntica mais fisiológica, isto é, uma terapia com um mínimo dano tecidual e menor desconforto possível para o paciente, deve-se aplicar forças de baixa intensidade por longos períodos.

TABELA 1 – PROPRIEDADES, INDICAÇÕES E CONTRAINDICAÇÕES DAS LIGAS METÁLICAS

Ligas Metálicas	Propriedades	Indicações	Contraindicações
Aço Inoxidável	Excelente formabilidade; baixos valores de resiliência e atrito; altos valores de rigidez e módulo de elasticidade; adequada resistência à corrosão	Fase intermediária (secção redonda); fase de finalização (secção retangular)	Fases iniciais de alinhamento e nivelamento, devido à alta rigidez
Aço Inoxidável Multifilamentado (Trançado)	Bastante elásticos e altamente resilientes, comparados com o aço inoxidável convencional	Fases iniciais de alinhamento, nivelamento e com pequenos apinhamentos; Intercuspidação dentária e finalização (secção retangular)	-
Cobalto-Cromo-Níquel	Semelhantes às do aço convencional, porém com alta formabilidade; coeficiente de atrito elevado; rigidez próxima a do aço	Permite realizar dobras e helicoides, facilitando e reduzindo o tempo clínico, além de proporcionar melhor eficácia e controle do movimento dentário	Avaliando o custo-benefício, o aço sobressai
Níquel-Titânio enriquecidos com cobre	Propriedades termoativas mais definidas, comparando com os fios superelásticos de Niti	Obtenção de um sistema ótimo de forças, com controle mais acentuado do movimento dentário	-
Níquel-Titânio Estável (Estabilizado, M-NiTi ou trabalhado a Frio)	Extremamente resiliente; alto efeito de memória; baixos valores de rigidez; pouca ou nenhuma formabilidade; não permite soldagem; baixo índice de corrosão	Fases iniciais de alinhamento e nivelamento; correção de apinhamentos dentários moderados a acentuados	Em casos que tenha necessidade de alta rigidez; realização de retração de dentes anteriores ou fechamento de espaços

Níquel-Titânio Ativo (A-NiTi ou NiTi Termoativado, Superelástico ou trabalhado em Altas Temperaturas)	Superelasticidade; efeito memória de forma; extremamente mais resiliente; menor formabilidade; não permite soldagem	Fases iniciais de alinhamento e nivelamento com maior rapidez e facilidade	Retração de dentes anteriores e fechamento de espaços, devido a pouca formabilidade; alto custo
Beta-Titânio ou Titânio-Molibidênio	Alta recuperação elástica; metade da rigidez do fio de aço e dobro da sua resiliência; alta formabilidade; alto coeficiente de fricção	Confecção de molas para verticalização de molares; correção radicular (secção retangular); intrusão dentária; fechamento de espaços	Em casos que exigem deslizamento entre o fio e braquete, retardando ou até impossibilitando a execução da mecânica
Titânio Nióbio	Adequada formabilidade; permite soldagem sem alterar suas propriedades; resistente a corrosão; menor rigidez que o fio TMA	Pacientes sensíveis ao níquel; fases de finalização do tratamento ortodôntico	Mecânica de retração por deslize ou fechamento de espaços, devido à baixa rigidez e atrito ainda não comprovado
Estéticas de Compósitos (Fios de Resina e Fibra de Vidro)	Boa elasticidade; superfície com pouco atrito; soldabilidade e formabilidade ainda em fase de estudos	Estética	Em casos de durabilidade e resistência

CONCLUSÕES

Diante do diversificado universo de fios ortodônticos disponíveis no mercado, pode-se observar grandes diferenças de composições químicas e propriedades mecânicas, que tornam variadas as suas indicações para o tratamento ortodôntico. É certo que nenhum material utilizado na confecção dos fios confere simultaneamente todos os requisitos necessários para qualificar um fio como ideal, mas que os melhores resultados são alcançados utilizando fios específicos para tratar problemas específicos. Portanto, recomenda-se o conhecimento científico das propriedades e características sobre os diferentes tipos de fios, acompanhado de um ótimo diagnóstico e planejamento, por parte do ortodontista, para que o resultado seja uma correção ortodôntica mais eficiente e realizada em menor tempo, preservando a histofisiologia do periodonto do paciente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Jacob E, Lee RS, Biglazzi R, Bertoz APM. Fios ortodônticos superelásticos e sua aplicabilidade na clínica ortodôntica - revisão da literatura. Ortho Sci Orthod Sci Pract. 2010 Set; 3(11):257-62.

2. Gravina MA. Propriedades mecânicas de fios de NiTi e CuNiTi com efeito memória de forma utilizados em tratamentos ortodônticos [tese]. Rio de Janeiro (RJ): Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro; 2007.
3. Schemann-Miguel F, Cotrim-Ferreira F, Streva AM, Chaves AVOA, Cotrim-Ferreira A. Análise comparativa da relação carga/deflexão de fios retangulares de NiTi convencionais e termoativados. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2012 May-Jun; 17(3):35.e1-35.e6.
4. Quintão CCA, Brunharo IHV. P. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *Dental Press*. 2009 Nov/Dez;14(6):144-57.
5. Marins EC, Procaci MIMA. Fios ortodônticos metálicos: visão geral. *Cadernos UniFOA*. 2008, May; 2(2):12-18.
6. Seyyed Aghamiri SM, Nili Ahmadabadi M, Raygan S. Combined effects of different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2011, Nov, 4(3):298–302.
7. Louly F, Araki JDV, Freitas KMS, Guimarães Junior CH, Carmo JZB. Fios ortodônticos: propriedades, classificações e aplicações. *Revista UNINGÁ*. 2013, Abr-Jun, 1(36):149-165.
8. Quintão CC. Fios ortodônticos utilizados em fase inicial de tratamento: propriedades mecânicas e desempenho clínico [tese]. Rio de Janeiro (RJ): Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2000.
9. Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *European Journal of Orthodontics*. 2003, Aug; 25(4):417–421.
10. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*. 2005, July; 50(5):511–678.
11. Gil AC. Métodos e técnicas de pesquisa social. 6^o ed., São Paulo: Atlas, 2008.
12. Rosani GA. Fios ortodônticos, propriedades mecânicas e suas aplicações clínicas [tese]. Bragança Paulista (SP): Faculdade de Odontologia da Universidade São Francisco, 2001.
13. Almeida FC, Mariuzzo OJ, Ferreira I. Conceitos da área de engenharia e ciências de materiais em ortodontia. *Jornal Brasileiro de Ortodontia e Ortopedia Maxilar*. 1996 May; 1(1):29-41.
14. Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios ortodônticos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*. 2001, Jul-Ago; 6(4):103-104.
15. Quintão C, et. al. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. *World Journal Orthodontic*. 2009, May: 10(1):29-31.
16. Van Humbeeck J, Chandrasekaran M, Delaey L. Shape memory alloys: materials in action. *Endeavour*. 1991 Set; 15(4):148-154.

17. Evans TJW, Durning P. Orthodontic products update. Aligning archwires, The shape of things to come? A fourth and fifth phase of force delivery. *British Journal Orthod.* 1996 Set; 82(3):206-210.
18. Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-Ffriction and colored TMA by ion implantation. *Journal Clinical Orthod. Bolder.* 1995, 29(7):453-461.
19. Buzzoni, R. Fricção superficial dos bráquetes self-ligated [tese]. Rio de Janeiro(RJ): Faculdade de Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro; 2006.
20. Hidalgo ARH. Fios Ortodônticos [trabalho de conclusão de curso]. São José do Rio Preto (SP): Centro Universitário do Norte Paulista – UNORP/UNIPÓS; 2007.
21. Lu ZK, Weng GJ. A micromechanical theory for the thermally induced phase transformation in shape memory alloys. *Smart Materials and Structures.* 2000; 9(5):582-591.
22. Ren C, Bai Y, Wang H, Zheng Y, Li S. Phase transformation analysis of varied nickel-titanium orthodontic wires. *Chin Med J.* 2008, May; 121(20):2060-64.
23. Kao CT, et al. The cytotoxicity of orthodontic metal bracket immersion media. 2007, Jun; 29(2):198-203.
24. Menezes LM, Quintão CA, Bolognese AM. Urinary excretion levels of nickel in orthodontic patients. *Am J Orthodontic Dentofacial Orthop.* 2007 Sep, 13(5): 635-638.
25. Proffit WR, Jr Fields HW, Sarver DM. *Ortodontia contemporânea.* 4ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007.
26. Ferreira F. V. *Ortodontia: Diagnóstico e planejamento clínico.* 2ª ed. São Paulo: Artes Médicas, 1999.
27. Bishara SE, Winterbottom JM, Sulleman AH, Rim K, Jakobsen JR. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthodontist.* 1995 Apr; 65(2):117-122.
28. Gursoy S, Acar AG, Sesen C. Comparison of metal release from new and recycles bracket_archwire Combinations. *The Angle Orthodontist.* 2004 May; 75(4):92-94.
29. Huang HH. Variation in corrosion resistance of nickel-titanium wires from different manufactures. *The Angle Orthodontist.* 2005, May; 75(4):92-94.
30. Toyama C. Estudo comparativo das características força x deflexão, entre fios ortodônticos da liga níquel-titânio e fios trançados e torcidos de aço inoxidável: análise da superfície dos fios e avaliação da ocorrência de corrosão em fios da liga níquel-titânio, através do microscópio eletrônico de varredura [tese]. São Bernardo do Campo (SP): Faculdade de Ciências Biológicas e da Saúde do Instituto Metodista de Ensino Superior, da Federação das Escolas Superiores do ABC; 1995.
31. Ferreira ES, Mundstock CA, Muller CM. A utilização de fios metálicos em ortodontia. *Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre.* 1998 Jul; 39(1):23-30.
32. Acácio GF. Fios Ortodônticos [trabalho de conclusão de curso]. Núcleo Belém (PA): Instituto de Ciências da Saúde – FUNORTE/SOEBRAS; 2010.

33. Brum JZ. Fios ortodônticos [tese]. Núcle Belém (PA): Instituto de Ciências da Saúde – FUNORTE/SOEBRAS; 2010.
34. Cotrim-Ferreira FA, Sakai E. Nova Visão em Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares. 2ª ed. São Paulo: Santos, 2008.
35. Gurgel JA, Pinzan-Vercelino CRM. Nova Visão em Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares. 2ª ed. São Paulo: Santos, 2008.
36. Macedo, A. Fios ortodônticos. OrtodontiaSPO. 2010 Apr; 43(1):90-97.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Diante do advento de novas ligas metálicas e sua introdução no mercado, tornou-se diversificado o universo de fios disponíveis para a biomecânica ortodôntica. Grandes diferenças de composições químicas e propriedades mecânicas são observadas entre elas, o que oferecem variadas indicações para o tratamento ortodôntico. É certo que nenhum material utilizado na confecção dos fios ortodônticos confere simultaneamente todos os requisitos necessários para qualificar um fio como ideal, mas que os melhores resultados são alcançados utilizando fios específicos para tratar problemas específicos. Então, um conhecimento científico sobre os diferentes tipos de fios ortodônticos, suas propriedades microestruturais e aplicabilidades clínicas, por parte do ortodontista, é fundamental para uma melhor escolha de protocolo de tratamento e otimização dos resultados clínicos, preservando a histofisiologia do periodonto do paciente.

ANEXO A – Normas de Submissão da Revista.

REVISTA SAÚDE & CIÊNCIA ON LINE

[Capa](#) > [Sobre a revista](#) > [Submissões](#)

1. SUBMISSÕES

- » [Submissões Online](#)
- » [Diretrizes para Autores](#)
- » [Política de Privacidade](#)

1.1 SUBMISSÕES ONLINE

Já possui um login/senha de acesso à revista Revista Saude & Ciencia on line?
[ACESSO](#)

Não tem login/senha?
[ACESSE A PÁGINA DE CADASTRO](#)

O cadastro no sistema e posterior acesso, por meio de login e senha, são obrigatórios para a submissão de trabalhos, bem como para acompanhar o processo editorial em curso.

1.2 DIRETRIZES PARA AUTORES

APRESENTAÇÃO GERAL:

Os textos devem ser apresentados como arquivo elaborado no programa *Word for Windows*, escritos em língua portuguesa, em fonte Arial, tamanho 11, espaçamento de 1,5 entre linhas, recuo de 1,0 cm em primeira linha de parágrafo, margens de 3,0 cm em cada lado. Os textos devem ter no máximo 20 laudas, incluindo os anexos. Os trabalhos devem conter as seguintes partes:

Título

Deve vir em negrito, centralizado, fonte 12 e em caixa alta. Os trabalhos devem conter a versão em inglês do título (*title*), logo abaixo do resumo.

Autores e Vínculo Institucional

A Revista receberá artigos apenas de autoria de pesquisadores doutores. Excepcionalmente, aceitar-se-á textos de autoria de professores da UFCG, com mestrado. Profissionais com outras titulações, pós-graduandos e graduandos, poderão figurar como coautores, em um máximo de 8 nomes por artigo.

O nome completo do (s) autor (es) deve vir logo abaixo do título, centralizados, em itálico e com indicação de titulação e instituição a que pertence (em). Também junto com essas informações, deve constar o endereço completo (inclusive eletrônico) do autor responsável pela correspondência.

Resumo e Descritores

O resumo, posicionado logo abaixo do nome do (s) autor (es), deve conter, em no máximo 250 palavras, as informações mais relevantes sobre objetivos, métodos, resultados e conclusões do trabalho. Logo após o resumo podem ser listados até 4 descritores.

Abstract e Keywords

Correspondem à versão para a língua inglesa do resumo e dos descritores, respectivamente, posicionados logo abaixo desses.

Os descritores e as *keywords* devem, obrigatoriamente, ser extraídos entre os disponíveis em <http://decs.bvs.br>.

Além disso, os artigos originais de natureza clínica ou experimental devem conter também: Introdução, material e métodos, resultados e discussão, conclusões, agradecimentos (opcional) e referências bibliográficas. Na metodologia de trabalhos experimentais com animais e de trabalhos envolvendo seres humanos, deve ser citado o número do processo de aprovação do projeto de pesquisa na comissão de ética no uso de animais (CEUA) ou no comitê de ética em pesquisa (CEP) da respectiva instituição, sendo que um documento comprobatório pode ser solicitado pelo Comitê Editorial como requisito para a publicação. As ilustrações (desenhos, gráficos, fotografias, plantas, mapas, entre outras) são consideradas figuras e devem ser limitadas a um máximo de quatro por artigo. As figuras serão apresentadas no corpo do texto, com legendas numeradas em sequência mediante algarismos arábicos precedidos do nome "Figura", logo abaixo da figura a que se refere.

NORMAS BIBLIOGRÁFICAS:

Citações no Texto:

A revista adota a citação numérica. NÃO É PERMITIDA A CITAÇÃO DO NOME DO AUTOR NO TEXTO. As referências devem ser numeradas por ordem de aparecimento no texto e citadas entre parênteses. Números sequenciais devem ser separados por hífen (1-4); números aleatórios devem ser separados por vírgula (1,3,4,8).

Referências Bibliográficas:

Devem ser numeradas e normatizadas de acordo com o estilo *Vancouver*, conforme orientações fornecidas pelo *International Committee of Medical Journal Editors no Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals*. A lista de referências deve ser escrita em espaço simples, em sequência numérica. A referência deverá ser completa, incluindo o nome de todos os autores (até seis), seguido de "et al.". Os sobrenomes dos autores devem ser seguidos pelos seus prenomes abreviados sem ponto ou vírgula. Usar a vírgula somente entre os nomes dos diferentes autores. As abreviaturas dos títulos dos periódicos internacionais citados deverão estar de acordo com o *Index Medicus / MEDLINE* e para os títulos nacionais, com LILACS e BBO. Referências a comunicação pessoal e artigos submetidos à publicação não devem constar da listagem de Referências.

ALGUNS EXEMPLOS:

Artigo de Periódico:

Ahrar K, Madoff DC, Gupta S, Wallace MJ, Price RE, Wright KC. Development of a large animal model for lung tumors. *J Vasc Interv Radiol*. 2002; 13(9 Pt 1):923-8.

Banit DM, Kaufer H, Hartford JM. Intraoperative frozen section analysis in revision total joint arthroplasty. *Clin. Orthop*. 2002 ;(401):230-8.

Artigo em periódicos em meio eletrônico:

Kaeriyama E, Imai S, Usui Y, Hanada N, Takagi Y. Effect of bovine lactoferrin on enamel demineralization and acid fermentation by *Streptococcus mutans*. *Ped Dent J* [serial on the Internet]. 2007 Dec [cited 2008 Jan 15 12]; 17:2:118-26; Available from: http://www.jstags.org.jp/browse/pdj/17/2/_contents.

Livro:

Murray PR, Rosenthal KS, Kobayashi GS, Pfaller MA. *Medical microbiology*. 4ª ed. St. Louis: Mosby; 2002.

Capítulo de Livro:

Meltzer PS, Kallioniemi A, Trent JM. Chromosome alterations in human solid tumors. In: Vogelstein B, Kinzler KW, editores. *The genetic basis of human cancer*. New York: McGraw-Hill; 2002. p. 93-113.

Dissertações e Teses:

Rubira CMF. Estudo longitudinal sobre similaridade, transmissão e estabilidade de colonização de *Streptococcus mutans* em famílias brasileiras. [Tese]. Bauru: Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo; 2007.

Os Editores

1.3 CONDIÇÕES PARA SUBMISSÃO

Como parte do processo de submissão, os autores são obrigados a verificar a conformidade da submissão em relação a todos os itens listados a seguir. As submissões que não estiverem de acordo com as normas serão devolvidas aos autores.

1. A contribuição é original e inédita, e não está sendo avaliada para publicação por outra revista; caso contrário, deve-se justificar em "Comentários ao editor".
2. O arquivo da submissão está em formato Microsoft Word, OpenOffice ou RTF.
3. URLs para as referências foram informadas quando possível.
4. O texto está em espaço simples; usa uma fonte de 12-pontos; emprega itálico em vez de sublinhado (exceto em endereços URL); as figuras e tabelas estão inseridas no texto, não no final do documento na forma de anexos.
5. O texto segue os padrões de estilo e requisitos bibliográficos descritos em Diretrizes para Autores, na página Sobre a Revista.
6. Em caso de submissão a uma seção com avaliação pelos pares (ex.: artigos), as instruções disponíveis em Assegurando a avaliação pelos pares cega foram seguidas.

1.4 POLÍTICA DE PRIVACIDADE

Os nomes e endereços informados nesta revista serão usados exclusivamente para os serviços prestados por esta publicação, não sendo disponibilizados para outras finalidades ou a terceiros.