

Cátia Sofia Alecrim Couto

O papel do Flúor como agente corrosivo dos Fios Ortodônticos

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2016





Cátia Sofia Alecrim Couto

O papel do Flúor como agente corrosivo dos Fios Ortodônticos

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2016

Cátia Sofia Alecrim Couto

O papel do Flúor como agente corrosivo dos Fios Ortodônticos

Dissertação apresentada à  
Universidade Fernando Pessoa  
como parte dos requisitos para  
obtenção do grau de Mestre em  
Medicina Dentária

## **Resumo**

O tratamento ortodôntico insere-se numa área da medicina dentária que se dedica ao estudo das formas de prevenir, interceptar e corrigir as más posições dos dentes e dos maxilares. Durante este tratamento é importante que os pacientes consigam manter uma boa higiene oral dos dentes e do aparelho, o que requer precisão e tempo. Para ajudar a manter a higiene oral os pacientes recorrem frequentemente ao uso de produtos fluoretados, que apesar dos seus benefícios como agentes na prevenção da cárie têm consequências no tratamento ortodôntico nomeadamente na corrosão dos fios ortodônticos. Através de uma revisão da literatura pretende-se explorar a relação entre o uso de flúor durante o tratamento ortodôntico com a corrosão dos fios mais usados nesse mesmo tratamento.

**Materiais e Métodos:** Nesta revisão de literatura realizou-se pesquisa nas bases de dados electrónicas “Medline/PubMed”, e “B-On”; referências bibliográficas de artigos; livros de Medicina Dentária e pesquisa narrativa.

**Conclusão:** O uso de agentes fluoretados tópicos pode induzir uma diminuição das propriedades mecânicas dos fios ortodônticos nomeadamente do níquel-titânio, e consequentemente provocar o prolongamento do tratamento ortodôntico. Os Ortodontistas devem ter em consideração o tipo de fio usado no tratamento no momento da prescrição de colutórios e outros agentes fluoretados.

**Palavras-Chave:** Fios Ortodônticos; Corrosão; Flúor; Flúor tópico.

## **Abstract**

Orthodontic treatment is inserted in a field of dentistry that deals with the study of ways to prevent, intercept and correct the bad position of the teeth and jaws. During this treatment it is important that patients are able to maintain good oral hygiene of teeth and oral devices, which requires accuracy and time. To help maintain oral hygiene patients often resort to the use of fluoridated products, which despite its benefits as agents in the prevention of tooth decay have consequences in orthodontic treatment including the corrosion of orthodontic wires. Through a literature review it is intended to explore the relationship between the use of fluoride during orthodontic treatment with the corrosion of wires commonly used in the same treatment.

**Materials and Methods:** In this literature review was carried out research in electronic databases "Medline / PubMed" and "B-On"; references of articles; books of Dental Medicine and narrative research.

**Conclusion:** The use of fluoride topical agents can induce a decrease of mechanical properties of orthodontic wires in particular nickel-titanium, and thus cause the extension of orthodontic treatment. Orthodontists must take into account the type of wire used in the treatment when prescribing mouthwashes and other fluoridated agents.

**Keywords:** Orthodontic wires; Corrosion; Fluoride; Fluoride topical.

## **Agradecimentos**

Aos meus pais, por todo o amor e apoio incondicional e incentivo durante todos os momentos desta grande jornada.

Ao Prof. José Frias-Bulhosa por toda a disponibilidade e paciência demonstradas durante a realização deste trabalho.

A todos os docentes da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa que de alguma forma marcaram este meu percurso académico, o meu sentido agradecimento.

## ÍNDICE

<b>ÍNDICE DE ABREVIATURAS .....</b>	<b>10</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS .....</b>	<b>11</b>
<b>ÍNDICE DE TABELAS .....</b>	<b>12</b>
<b>I. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
<b>II. DESENVOLVIMENTO.....</b>	<b>14</b>
1.MATERIAIS E MÉTODOS.....	14
2.FLÚOR .....	16
3.CORROSÃO .....	23
3.1. <i>Corrosão por ataque uniforme</i> .....	24
3.2. <i>Corrosão por Pits</i> .....	24
3.3. <i>Corrosão por crêvice/ fenda</i> .....	25
3.4. <i>Corrosão Intergranular</i> .....	26
3.5. <i>Corrosão por fadiga</i> .....	27
3.6. <i>Corrosão por atrito</i> .....	27
3.7. <i>Corrosão Microbiológica</i> .....	28
3.8. <i>Corrosão sob tensão/stress</i> .....	28
3.9. <i>Corrosão galvânica</i> .....	29
4. FIOS ORTODÔNTICOS .....	30
4.1. <i>Propriedades dos Fios Ortodônticos</i> .....	34
a) Resiliência .....	34
b) Módulo de elasticidade/ rigidez .....	34
c) Limite elástico .....	35
d) Recuperação elástica / <i>springback</i> .....	35
e) Formabilidade.....	35
f) Fricção ou atrito .....	35
g) Biocompatibilidade .....	36
h) Superelasticidade.....	36
i) Efeito memória de forma .....	36
4.2. <i>Arco de compósito translúcido</i> .....	36
4.3. <i>Arco aço inoxidável</i> .....	38

4.4. Fio cromo-cobalto .....	42
4.5. Arco níquel-titânio.....	42
4.6. Beta-titânio .....	48
4.7. Cu-Ni-Ti.....	50
5. HIPERSENSIBILIDADE NO PACIENTE ORTODÔNTICO.....	50
<b>III. RESULTADOS / DISCUSSÃO .....</b>	<b>52</b>
<b>IV. CONCLUSÃO.....</b>	<b>56</b>
<b>V. BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>58</b>
<b>VI. ANEXOS .....</b>	<b>61</b>

## **Índice de Abreviaturas**

Co - Cobalto

Cu - Cobre

Cr- Cromo

Ni - Níquel

NiTi- Níquel-titânio

Sn - Estanho

Ti - Titânio

TMA - Titanium Molybdenium Alloy

Zr – Zircônio

## Índice de Figuras

Fig.1- Distribuição do flúor no organismo.....19

Fig.2- Equação de formação do ácido hidrosulfúrico e de dissolução da camada protectora de óxidos da superfície do titânio.....44

## **Índice de Tabelas**

Tabela 1- Concentração de flúor nas estruturas dentárias.....19

Tabela 2- Fases estruturais de um fio ortodôntico.....40

## I. Introdução

Durante o tratamento ortodôntico é importante que os Médicos Dentistas recomendem o uso regular de produtos com flúor na sua composição, tais como colutórios e géis, para auxiliar na prevenção do aparecimento da cárie dentária (Walker et al., 2005), (Mirjalili et al., 2013) e (Heravi et al., 2015).

As diferentes resistências à corrosão dos fios ortodônticos foram apenas investigadas parcialmente considerando a grande variedade de desenhos de estudo para simular uma situação *in vivo* em termos de pH e concentrações de flúor (Perinetti et al., 2010).

As propriedades superelásticas e resistência á corrosão tornam o tratamento ortodôntico mais eficiente para os clínicos ao diminuir a necessidade de uma maior alteração dos fios ortodônticos necessários para cada paciente (Heravi et al., 2015).

O conhecimento das propriedades dos materiais utilizados em Ortodontia, assim como a avaliação dos potenciais efeitos de irritação, e os efeitos tóxicos dos mesmos são essenciais para um diagnóstico mais preciso sobre as manifestações adversas que eventualmente ocorrem em pacientes submetidos a tratamento ortodôntico (Mirjalili et al., 2013) (Heravi et al., 2015).

A biocompatibilidade nos fios ortodônticos de níquel-titânio assenta na tendência da sua superfície estar coberta em condições naturais por uma camada de óxidos  $TiO_2$ . A camada de óxidos presente nalgumas ligas como níquel-titânio e aço inoxidável é responsável pela resistência á corrosão destes fios (Mirjalili et al., 2013).

O principal objectivo desta revisão bibliográfica é avaliar a possibilidade da ocorrência de corrosão na presença de flúor num grupo de ligas utilizadas clinicamente em tratamentos ortodônticos, visto que este fenómeno pode contribuir para o sucesso ou insucesso deste mesmo tratamento e interferir com a duração do mesmo.

## II. Desenvolvimento

### 1. Materiais e Métodos

Na realização deste trabalho foi efectuada uma revisão bibliográfica da literatura existente relacionada com o tema a tratar.

Inicialmente foi efectuada uma pesquisa na base de dados PubMed através de descritores da MeSH Database com os termos: “*Fluorides*”, “*Corrosion*”, “*Orthodontic Wires*” associada a filtros de restrição sobre o tipo de artigo para abranger apenas estudos comparativos, meta-análises, revisões sistemáticas e casos clínicos. Com estes critérios de inclusão e exclusão obtiveram-se 11 artigos, dos quais 3 foram excluídos, 2 por não estarem em concordância com o objectivo principal desta monografia e 1 por não ter sido possível obter acesso.

Numa segunda fase da pesquisa, recorreu-se a uma associação de termos: “*Fluorides*”, “*Fluorides Topical*”, “*Orthodontic Wires*” e “*Corrosion*” e com as mesmas restrições da primeira fase de pesquisa relativamente ao tipo de artigo, obtiveram-se 2 artigos, um dos quais já se encontrava abrangido pela pesquisa efectuada inicialmente e que não foi possível obter acesso.

Numa terceira fase de pesquisa com a associação dos termos “*Fluorides*”, “*Fluorides Topical*” e “*Orthodontic Wires*” obtiveram-se 4 resultados, sendo que 2 dos quais, não estavam relacionados como objectivo principal deste trabalho, por isso não foram incluídos e 1 dos artigos já se encontrava abrangido pelas pesquisas realizadas anteriormente, por isso, resultou que desta pesquisa foi apenas incluído 1 novo artigo.

No motor de busca B-On foi realizada uma pesquisa com as palavras-chave: “*evolução*” “*fios ortodônticos*” e os resultados abrangiam 9 artigos, no entanto apenas 1 se enquadrava no objectivo da pesquisa.

Na PubMed com as palavras-chave: “*Fluoride*”, “*Corrosion*”, “*Niquel-Titanium*” e “*Stainless Steel*” e com os filtros para restringir a apenas artigos de 2015 obteve-se 2 artigos, no entanto apenas um dos artigos (por ser novo) foi incluído na pesquisa.

Com base na pesquisa realizada às bibliografias dos artigos identificados na pesquisa inicial, foram incluídos mais 2 novos artigos.

Na tentativa de obtenção de alguns dos artigos foram contactados os respectivos autores de todos os artigos não disponíveis ou sem acesso, bem como foram inquiridos acerca da existência de outros artigos relacionados com a pesquisa. Posteriormente apenas um dos autores enviou 2 artigos relacionados com o mesmo tema e que foram incluídos para análise.

Durante a pesquisa bibliográfica foi também identificado um livro que se enquadrava com um dos objectivos deste trabalho e por isso, este foi também incluído nos materiais utilizados, além de dois artigos que foram retirados de duas revistas.

## 2.Flúor

O flúor é um elemento químico que pode ser representado pelo símbolo **F** e pertence ao grupo dos halogéneos. Ocupa a tabela periódica com o número atômico 9; possui um ponto de fusão 223°C e de ebulição -187°C. É uma substância altamente reactiva que se caracteriza pela sua grande electronegatividade e em determinadas concentrações pode tornar-se tóxica (Silla, J., 2005).

A sua solubilidade em meio aquoso é muito alta e a sua combinação natural mais importante é o fluoreto de cálcio ( $\text{CaF}_2$ ) que frequentemente se encontra sob a forma de fluorapatita ( $\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6\text{F}_2$ ) (Silla, J., 2005).

Em solução aquosa é frequente encontrar-se na forma de aniões fluoretos  $\text{F}^-$ . Estes aniões estão ligados a um elemento químico de carga positiva (Silla, J., 2005).

É considerado o agente antioxidante mais potente que se conhece, visto ser também o que tem uma reacção mais violenta com o metal (Silla, J., 2005). A sua acção terapêutica foi descoberta por Carl Wilhelm Sheele em 1771, no entanto devido á sua grande reactividade não foi possível isolá-lo, visto este ao ser separado de algum composto reagia com as outras substâncias. Apenas em 1886 Henri Moissan conseguiu isolar este elemento químico (Silla, J., 2005).

O flúor encontra-se abundantemente na natureza; os minerais das rochas que contêm fluoretos são comuns na crosta terrestre, principalmente em zonas de origem vulcânica. A concentração de flúor na natureza encontra-se normalmente entre 200-300ppm (Silla, J., 2005) e (Frias-Bulhosa et al., 2014).

O flúor pode ser encontrado de forma natural nos mares em concentrações relativamente constantes, entre 0,8 a 1,4ppm, conseqüentemente a maioria dos alimentos derivados do mar contêm alguma concentração de flúor (Rerhrhaye et al., 2014).

Este mineral pode ainda ser encontrado na água fluoretada e nos alimentos preparados com esse tipo de água. A concentração de flúor nessa água varia amplamente nas diversas partes do mundo. Nos EUA a concentração varia entre 0 a 16ppm, em Espanha entre 6 a 8ppm e em África pode chegar a 95ppm (Silla, J., 2005) e (Clarkson et al., 2000).

Na atmosfera o ar normal não possui fluoretos, no entanto estes podem aparecer quando ocorre contaminação do ar por actividade vulcânica ou mesmo como consequência de actividade industrial (Silla, J., 2005) e (Frias-Bulhosa et al., 2014).

O flúor que se encontra nos alimentos tal como nos vegetais está directamente relacionado com a presença de flúor nos solos, no chá e na gelatina e também deve ser tido em conta ao somar à quantidade de mineral presente na água. Um adulto pode ingerir em média 0,5mg diários de flúor a partir dos alimentos. O tomate contém cerca de 41ppm de flúor, as batatas 3ppm e o salmão ou bacalhau entre 5 a 7ppm (Silla, J., 2005).

Em média o ser Humano consome diariamente flúor através da sua dieta (alimentos, água e outras bebidas). Este pode entrar no organismo por inalação (gases), por absorção dérmica, ingestão (fármacos, dentífricos terapêuticos) e imbibição (Clarkson et al., 2000), (Silla, J., 2005) e (Frias-Bulhosa et al., 2014).

O flúor incorporado pelo nosso organismo vai-se acumular no plasma sanguíneo e é a partir daqui que vai ocorrer a sua distribuição pelos tecidos orgânicos ou a sua eliminação (Silla, J., 2005).

A absorção de flúor ocorre de forma passiva visto não haver a intervenção de um mecanismo de transporte activo, ocorre no estomago e intestino delgado (Silla, J., 2005).

A absorção de fluoretos presentes na água ocorre quase na totalidade (86-97%), não havendo diferenças significativas entre água mineral e água corrente, não estando dependente da concentração do íon fluoreto (Silla, J., 2005).

O chá é também uma fonte natural de flúor importante visto que a quantidade de fluoretos pode variar segundo o tipo de chá entre 3,2 a 400ppm. O chá normal de consumo contém aproximadamente 100ppm de fluoretos, dos quais 1ppm acaba por ficar na infusão (Silla, J., 2005).

A absorção dos fluoretos presentes nos alimentos depende da solubilidade dos fluoretos inorgânicos e do cálcio presentes na dieta (Silla, J., 2005).

Os comprimidos fluoretados usados como forma preventiva da cárie dentária e indicados para indivíduos de elevado risco, apresentam entre 1 a 0,5 mg de flúor. Estes comprimidos ingeridos juntos com a alimentação atingem uma absorção quase completa e são indicados como suplemento em indivíduos com elevado risco de cárie dentária (Silla, J., 2005).

A distribuição do flúor no organismo é feita pelo plasma sanguíneo; é o plasma que recebe o flúor absorvido e realiza a sua distribuição pelos tecidos orgânicos, sendo a sua eliminação por via renal.

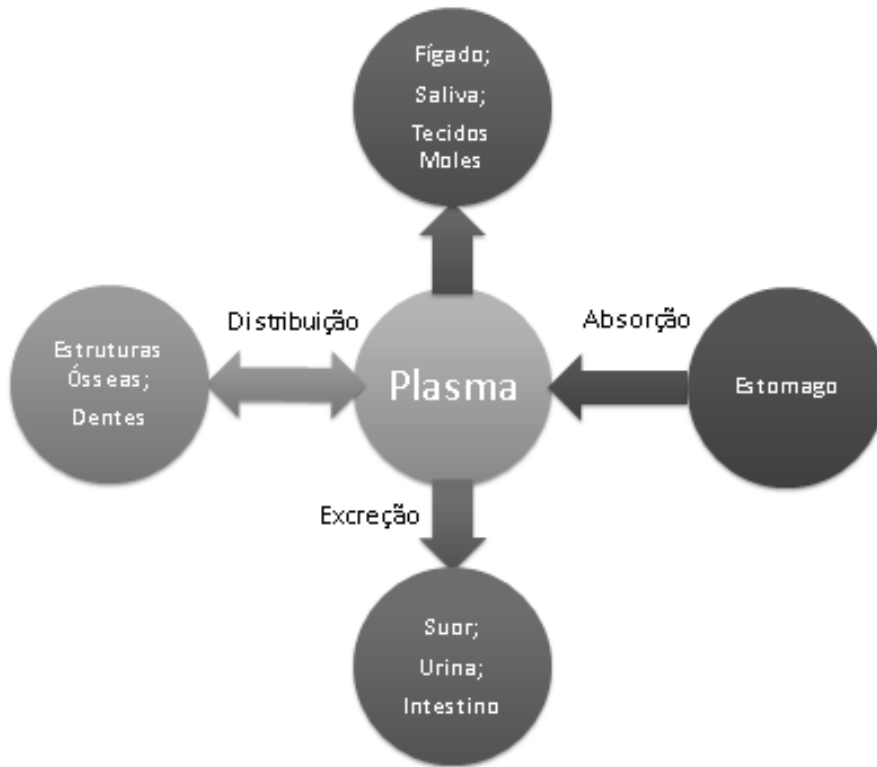


Fig.1- Distribuição do flúor no organismo; adaptado de Silla, J., (2005).

O flúor encontra-se na saliva em concentrações dependentes da concentração existente no plasma com um ratio saliva/plasma de aproximadamente 0,6 (Silla, J., 2005).

Os tecidos calcificados nomeadamente os ossos e dentes detêm 99% do conteúdo total de flúor do organismo. No entanto, esta concentração depende da quantidade ingerida, duração da exposição, grau de mineralização dos tecidos e idade do indivíduo (Silla, J., 2005).

O flúor concentra-se nos ossos em crescimento e a sua concentração nos dentes até 25 $\mu$  de profundidade é a seguinte:

Cemento	Polpa	Dentina	Esmalte
1000-2000	3000-4000	100-200	500-2500

Tabela 1- Concentração de flúor nas estruturas dentárias.

Verifica-se uma diminuição da concentração a partir das primeiras micras de profundidade e em seguida, permanece em valores estáveis através do interior e aumenta na proximidade na união amelodentinária, onde alcança concentrações de flúor maiores que as da dentina adjacente (Silla, J., 2005).

A concentração de flúor no esmalte é importante, principalmente nos estratos mais próximos da superfície e esta concentração está mais dependente da quantidade de flúor que o dente recebe durante toda a vida, como na desmineralização, do que o flúor incorporado no período pré-eruptivo de formação e de mineralização dentária (Silla, J., 2005).

Quando em concentrações adequadas ajuda a endurecer o esmalte dos dentes de leite e permanentes que ainda não nasceram. Ajuda ainda a endurecer o esmalte dos dentes permanentes que já se formaram e actua durante os processos de desmineralização e remineralização, tendo uma acção preventiva da cárie (Clarkson et al., 2000), (Silla, J., 2005) e (Lin et al., 2012).

A presença de flúor durante o processo de formação e mineralização da matriz de esmalte melhora a sua resistência à dissolução e diminui a quantidade de elementos que aumentam a porosidade e solubilidade do esmalte contra os ácidos, como a proporção de cristais com impurezas, formas imaturas de apatita e conteúdo em carbonato (Silla, J., 2005).

Com esta acção preventiva pretende-se evitar a desmineralização do esmalte dentário, por outro lado o flúor apresenta também uma acção terapêutica que visa promover a remineralização do esmalte dentário (Clarkson et al., 2000) e (Hammad et al., 2012).

Esta prevenção da doença cárie na fase pré-eruptiva actua ao nível da solubilidade do esmalte, diminuindo esta solubilidade em meios ácidos, pela incorporação de  $F^-$  nos cristais de hidroxiapatite; na fase pós-eruptiva ocorre a inibição da glicólise e remineralização e inibição da desmineralização das lesões precoces de cárie (Clarkson et al., 2000).

Apesar do mecanismo cariostático pós-eruptivo do flúor ser atribuído a vários mecanismos de acção como a inibição dos sistemas enzimáticos bacterianos do biofilme, inibição do armazenamento de polissacarídeos intracelulares, toxicidade directa sobre as bactérias ou a redução da capacidade do esmalte para absorver proteínas, o principal efeito preventivo do flúor relaciona-se com a sua influência no processo de desmineralização e remineralização (Clarkson et al., 2000).

O flúor inibe o processo de desmineralização e a sua presença diminui a velocidade de progressão de lesões cáries, acelera significativamente o processo de remineralização catalisando as reacções de precipitação dos iões cálcio e fosfato (Clarkson et al., 2000) e (Walker et al., 2005).

Após a alimentação, quando o pH é menor que 5,5 ocorre a libertação de ácidos que podem promover a desmineralização dentária, ou seja, a perda de elementos minerais importantes da estrutura do dente, como o cálcio e fósforo. Quando a saliva se encontra com um pH mais básico, ocorre exactamente o contrário, a reposição desses minerais ou remineralização que permite ao dente recuperar a sua estrutura. Quando os processos de desmineralização e remineralização estão em desequilíbrio, e prevalece a desmineralização, a destruição dos tecidos dentários pela acção de bactérias fica favorecida, possibilitando a formação de novas cáries. A presença do flúor promove a remineralização e permite que os minerais presentes na superfície dentária se tornem mais resistentes do que seriam sem o flúor, prevenindo a sua dissolução na próxima fase de desmineralização, impedindo desta forma o aparecimento de novas cáries ou remineralizando lesões não cavitadas (Silla, J., 2005) e (Mirjalili et al., 2013).

O objectivo ao usar materiais dentários de restauração e produtos que apresentam flúor na sua concentração é inibir o crescimento de bactérias orais e cáries. O biofilme da placa dentária apresenta várias espécies de bactérias, que podem metabolizar carboidratos fermentáveis e produzir ácidos acético, láctico e propiónico (Clarkson et al., 2000) e (Lin et al., 2012).

Pode ser administrado por via sistémica ou tópica e encontra-se à venda no mercado sob a forma de Dentífricos, Soluções de bochecho, Gotas, Comprimidos, Vernizes, Géis

entre outros. O conteúdo de flúor vai desde 0,1% (1000ppm) a 1% (10,000ppm) e pode até chegar a mais de 20,000ppm para aplicação profissional (Clarkson et al., 2000), (Kao e Huang, 2010) e (Rerhrhaye et al., 2014).

Uma boa higiene oral é um componente importante para alcançar o final do tratamento ortodôntico com sucesso; para tratar o problema de uma inadequada higiene oral alguns ortodontistas aconselham os seus pacientes a usar diariamente flúor tópico (Walker et al., 2005).

As formas de apresentação do flúor para uso em Medicina Dentária não demonstram efeito indesejável quando usadas em concentrações e quantidades apropriadas para a idade; no entanto a ingestão de altas doses acima do recomendado podem tornar-se prejudiciais para a saúde oral e pode mesmo provocar intoxicações com gravidade variável (Clarkson et al., 2000).

Um dos tipos de intoxicação por flúor é a aguda que se caracteriza por náuseas, vômitos, hipersalivação, dor abdominal quando a dose é dentro do limite tolerável; por outro lado, quando ocorre a ingestão de uma dose alta pode-se verificar convulsões, arritmia cardíaca, paralisia respiratória, ou até mesmo morte (Clarkson et al., 2000).

Intoxicação crónica por flúor está associada a ingestão por longos períodos de tempo e pode manifestar-se nas crianças sob a forma de fluorose dentária (Clarkson et al., 2000).

Apesar destes efeitos adversos o flúor é uma substância cuja dose terapêutica é cerca de 2,5 vezes inferior á dose tóxica e pode ser utilizada com alguma margem de segurança pelos profissionais de saúde (Silla, J., 2005).

### 3. Corrosão

No ambiente oral, os aparelhos ortodônticos são expostos a agentes físicos e químicos capazes de produzirem potenciais danos, entre os quais a corrosão metálica.

Se a corrosão de um material metálico ocorre ou não, dependerá da estabilidade termodinâmica do metal em questão, enquanto que a taxa de corrosão dependerá de factores cinéticos (Kao e Huang, 2010).

Materiais metálicos não são susceptíveis ao processo corrosivo desde que a camada protectora de óxidos da sua superfície permaneça intacta, no entanto quando o potencial de ruptura da liga é atingido esta camada dissolve-se e começa a corrosão da superfície do metal (Kao e Huang, 2010)

A corrosão nos aparelhos ortodônticos pode ter implicações clínicas sérias variando desde a perda de dimensão, que resulta em menores forças aplicadas aos dentes até a uma possível quebra por corrosão sob tensão do aparelho.

A maioria dos biomateriais metálicos quando expostos a fluídos estão sujeitos à corrosão. O Ouro e a Platina são dos poucos metais que são estáveis sob quase todas as condições. Praticamente em todos os materiais metálicos utilizados em restaurações e aparelhos na cavidade bucal é espectável que sofram corrosão em alguma extensão (Kao e Huang, 2010).

Na cavidade oral pode ocorrer um número variado de formas de corrosão, entre as quais: corrosão por ataque uniforme, corrosão por *pits*, corrosão por crêvice, corrosão galvânica, corrosão intergranular, corrosão por atrito, corrosão microbiológica, corrosão sob tensão e corrosão por fadiga.

### **3.1. Corrosão por ataque uniforme**

É o tipo de corrosão mais comum e ocorre em todos os metais em ritmos diferentes; pode não ser detectada até que grandes quantidades de metais sejam dissolvidas (Eliades et al., 2002).

Segundo o mesmo autor este processo ocorre por interação dos metais com o ambiente e subsequentemente formação de compostos hidróxidos ou organometálicos.

### **3.2. Corrosão por *Pits***

É um tipo de corrosão altamente localizada que se processa por pontos ou em pequenas áreas, que resultam em pequenos buracos (*pits*) na superfície do metal, após o mesmo ter sofrido passivação. *Pit* é considerado um poro no qual a sua profundidade é igual á sua largura (Mirjalili et al., 2013).

O início deste processo pode começar mesmo antes da colocação do fio na cavidade oral uma vez que alguns produtos como fios de aço inoxidável e de níquel-titânio já apresentam superfícies excessivamente porosas devido ao processo de fabrico (Eliades et al., 2002).

Embora altere apenas pequenas partes da superfície metálica é um tipo de dano corrosivo com importância, visto poder causar perda localizada de espessura do material metálico, originando perfurações e pontos de concentração de tensões, levando desta forma a uma redução da resistência mecânica e conseqüentemente a uma maior possibilidade de fractura.

Se o ataque corrosivo ocorre numa área relativamente pequena, o metal atua como um cátodo e os *pits* resultantes são descritos como profundos. Se a área de ataque é

comparativamente maior e não tão profunda, os *pits* são denominados de rasos (Eliades et al., 2002).

Para avaliar o ataque ocasionado por *pits* deve-se considerar o número de *pits* por unidade de área; o diâmetro dos *pits*, e a profundidade dos *pits* ou factor de *pits* (Eliades et al., 2002).

Um factor importante a considerar na incidência de ataques por *pits* é a composição química do meio corrosivo e do material metálico.

Assim, a presença de iões cloreto no meio acelera a formação de *pits* no aço inoxidável, tal como a presença de inclusões de sulfeto que podem ser responsáveis pelo início do ataque por *pit* em aço inoxidável, que tenham sido previamente passivados (Eliades et al., 2002).

A corrosão localizada pode ser mais prejudicial do que a corrosão generalizada, visto os *pits* poderem actuar como localizações preferenciais de iniciação de crack/fendas. Estas fendas na superfície podem levar a uma redução da força que deveria ser aplicada no movimento dentário e desta forma leva a um prolongamento do tratamento (Kassab e Gomes, 2013).

### **3.3. Corrosão por crêvice/ fenda**

É um ataque corrosivo localizado que ocorre na superfície do metal mas com menor exposição ao ambiente. Está associada a uma fenda e este tipo de corrosão é causado pelo confinamento do líquido corrosivo na fenda, onde permanece quase estagnado (Eliades et al., 2002).

Este tipo de corrosão dos fios ortodônticos está dependente da composição química da liga e da condição da superfície do fio (Mirjalili et al., 2013).

A fenda de corrosão ocorre muitas vezes, através da aplicação de partes não metálicas de um metal por exemplo ligaduras elásticas sobre um *bracket* e surge de diferenças entre os iões metálicos ou concentração de oxigénio entre a fenda e a sua vizinhança (Eliades et al., 2002).

Caracteriza-se por ser uma forma agressiva de corrosão que resulta no estabelecimento de uma célula de oxigenação diferencial e restrição à saída dos produtos de oxidação, constituindo desta forma uma célula denominada de oclusa.

Nesta situação, o oxigénio que se encontra dentro do eletrólito na fenda, é consumido ao longo do tempo enquanto que na superfície externa à crévice, ou seja na fenda, o acesso é mais fácil para o oxigénio, pois esta está exposta directamente ao meio, tornando-se essa região externa catódica em relação à área interna da fenda (Eliades et al., 2002).

A condição electroquímica no interior de uma fenda é caracterizada pela alta concentração de iões cloreto, baixa concentração de oxigénio e baixo valor de pH, resultando desta forma numa maior agressividade, quando se está perante uma fenda mais estreita e mais longa, pois os processos de difusão entre o seu interior e o meio externo, especificamente aqueles que incluem o oxigénio, são mais restritos o que resultará numa intensificação do processo descrito (Eliades et al., 2002).

### **3.4. Corrosão Intergranular**

Em contraste com os padrões de corrosão uniforme ou por *pits* que envolvem a dissolução de uma parte do metal, a corrosão intergranular afecta principalmente a solubilidade de carboneto de cromo (Eliades et al., 2002).

Pode ser identificada por uma alteração de microestrutura nos contornos dos grãos pela precipitação de carboneto de cromo na proximidade da área do contorno de grão.

### **3.5. Corrosão por fadiga**

Segundo Eliades et al., (2002) este tipo de corrosão é importante ser considerado no processo de envelhecimento das ligas ortodônticas e caracteriza-se pela disposição de um metal para fracturar quando submetido a um ciclo repetido de stress.

Este processo de fadiga é acelerado pela redução na resistência à fadiga induzida por exposição a um meio corrosivo, tal como a saliva e ocorre frequentemente em fios deixados no ambiente intra-oral durante longos períodos de tempo sob carga. Em geral, é caracterizado pela suavidade das superfícies fracturadas, que incluem também um local de aumento da rugosidade e aparência cristalina (Eliades et al., 2002).

Resistência à fadiga medida em meio aquoso normalmente é menor do que aquela medida no ar, considerado como sendo um ambiente inerte. O ataque corrosivo será influenciado pelo tipo de solução, pelo seu pH, pelo conteúdo de oxigénio e de temperatura (Eliades et al., 2002).

### **3.6. Corrosão por atrito**

Este tipo de corrosão refere-se ao processo que ocorre nas zonas de contacto dos materiais sob carga ao encontrar o seu análogo na interface entre ranhura-arco/fio; envolve movimentação relativa entre duas superfícies em contacto (Eliades et al., 2002).

Envolve desgaste e corrosão onde as partículas removidas da superfície formam óxidos que são abrasivos e aumentam a taxa de desgaste.

As reacções químicas neste caso têm um maior papel na deterioração do metal. O atrito destrói o filme de passivação/óxidos pelo qual o metal torna-se mais resistente à corrosão (Eliades et al., 2002).

### **3.7. Corrosão Microbiológica**

Este tipo de corrosão causa destruição por proliferação de microorganismos ou dos seus produtos na superfície do metal e envolve a formação de metabólitos ácidos, sendo que a taxa de corrosão pode ser acelerada por meio de certos microorganismos tais como as bactérias. (Eliades et al., 2002).

Dependendo da distribuição dos organismos e dos produtos do seu metabolismo, a corrosão pode ser localizada ou generalizada.

### **3.8. Corrosão sob tensão/stress**

A corrosão sob tensão consiste num processo provocado pela acção combinada de uma tensão de tração e de um ambiente corrosivo específico sobre um material metálico (Eliades et al., 2002).

Quando arcos são usados para fixar *brackets* aos dentes, o estado de reactividade da liga aumenta. Os melhores resultados de reactividade da geração de tensões de tracção e de compressão são desenvolvidos localmente devido ao carregamento multiaxial, e tridimensional do fio. Assim, uma diferença de potencial electroquímico ocorre com sítios específicos na qualidade de ânodos e outras superfícies agindo como cátodos (Eliades et al., 2002).

A superfície do metal normalmente é pouco atacada, porém fendas localizadas propagam-se através da seção do metal. As tensões que provocam este tipo de corrosão podem ser do tipo residual. Parece não haver uma regra geral que defina os ambientes que provocam corrosão sob tensão nas ligas metálicas (Eliades, et al., 2002).

Devido às tensões de tração que atuam no material, cria-se uma zona de concentração de tensões na extremidade da fenda.

A diminuição do nível da tensão faz aumentar o tempo necessário para a fissuração. A temperatura e o ambiente são também factores importantes para que ocorra uma fissura por corrosão sob tensão (Eliades et al., 2002).

### **3.9. Corrosão galvânica**

Tipo de corrosão que ocorre quando diferentes metais, ou da mesma liga com diferentes potenciais são sujeitos a diferentes tratamentos e ocorre um processo combinado de oxidação e dissolução. O metal menos nobre é oxidado e torna-se anódico, alguns dos seus átomos libertam electrões, os catiões resultantes dissolvem-se e tornam-se iões solúveis. O metal nobre catódico é mais resistente à corrosão em relação ao metal menos nobre (Eliades et al., 2002).

A relação de área, entre ânodo e cátodo, deve ser considerada quando essa forma de corrosão é avaliada, pois um par metálico constituído por um grande ânodo e um pequeno cátodo produziria uma baixa densidade de corrente, indicativo de uma pequena taxa de corrosão.

A corrosão galvânica caracteriza-se por apresentar corrosão localizada junto à região da união, dando origem a perfurações profundas no metal que funciona como um ânodo. O processo corrosivo que ocorre no ânodo é mais acentuado enquanto que a corrosão no cátodo, em contrapartida, é acentuadamente menor. Quanto maior a variação do potencial de corrosão, mais extensa será a reacção de corrosão (Eliades et al., 2002).

#### **4. Fios Ortodônticos**

Os sistemas fio-*bracket* são usados para promover o movimento dentário em ortodontia, e o movimento dentário óptimo é produzido por forças leves e contínuas (Gravina et al., 2004) e (Rerhrhaye et al., 2014).

A mecânica ortodôntica é baseada no princípio da acumulação de energia elástica e transformação dessa energia em trabalho mecânico, por meio da movimentação dos dentes (Quintão e Brunharo, 2009).

Os fios ortodônticos podem ser classificados segundo a sua composição química, microestrutura e propriedades mecânicas.

Várias propriedades podem ser consideradas para descrever os fios ortodônticos, sendo que o comportamento elástico dos materiais e os factores mecânicos na resposta do dente devem ser considerados, porque ajudarão a definir as características do fio (Gravina et al., 2004) e (Quintão e Brunharo, 2009).

Existe uma vasta gama de fios fabricados a partir de diferentes ligas. Esta variedade permite que muitas combinações de materiais possam ser obtidas.

Inicialmente, Edward Angle começou por utilizar ligas de níquel-prata para dispositivos ortodônticos. Posteriormente, estas foram substituídas pelas ligas de cobre, níquel e zinco, sem prata, até que as ligas de ouro passaram a ser as da sua escolha (Quintão e Brunharo, 2009).

Na década de 1930, a liga de ouro era a mais usada na fabricação de acessórios ortodônticos. O ouro de 14 a 18 quilates começou a ser utilizado para fios, bandas, ganchos e ligaduras; uma das vantagens das ligas de ouro residia no fato de serem tratadas termicamente, de forma que a sua rigidez variasse em cerca de 30% (Quintão e Brunharo, 2009).

Este tipo de liga tinha a vantagem de ter uma alta resistência á corrosão.

Em 1929 os aços inoxidáveis foram introduzidos na Ortodontia com a venda desta liga pela empresa americana *Renfert, Company*<sup>®</sup>; no entanto os fios eram produzidos pela empresa alemã *Krupp*<sup>®</sup> (Quintão e Brunharo, 2009).

O aço passou a ser utilizado como substituto ao ouro, devido ás suas propriedades mecânicas, nomeadamente uma maior resiliência e menor possibilidade de rompimento sob tensão, e devido ao custo económico desta liga. Em 1933, Archie Brusse sugeriu o primeiro sistema de aplicação clínica do aço inoxidável em Ortodontia, durante o encontro da Sociedade Americana de Ortodontia (Quintão e Brunharo, 2009).

Foi na década de 40 que se desenvolveu a liga de cobalto-cromo. Este fio inicialmente foi utilizado na fabricação de molas para relógios. Posteriormente, as ligas de cobalto-cromo foram introduzidas na Ortodontia e patenteadas como *Elgiloy*<sup>®</sup> (Quintão e Brunharo, 2009).

A liga de beta-titânio começou a ser utilizada como material estrutural desde 1952. Em 1977, a fase beta do titânio foi estabilizada à temperatura ambiente, no entanto até 1979, a tecnologia não permitia a fabricação de fios com secções transversais compatíveis com as aplicadas em Ortodontia. As primeiras aplicações clínicas deste fio ocorreram na década de 80, quando foi sugerido o titânio “de alta temperatura”. Desde então estas ligas ganharam uma grande popularidade e tornaram-se vastamente aceites em meio clínico, sendo comercialmente disponibilizados como “TMA” (*titanium molybdenum alloy*) (Gravina et al., 2004) e (Quintão e Brunharo, 2009).

Em 1963, as ligas de níquel-titânio foram desenvolvidas pelo pesquisador Willian Buehler. Ele observou pela primeira vez o chamado “efeito memória de forma” desse material. Em 1972, a *Unitek Corporation*<sup>®</sup> produziu essa liga para uso clínico, sob o nome comercial de *Nitinol*<sup>®</sup>, composta por 55% de níquel e 45% de titânio, numa estrutura equiatômica (Quintão e Brunharo, 2009).

Nesta altura, a liga ainda não possuía o efeito memória ou superelasticidade. Mesmo assim, foi considerada como um progresso para a obtenção de forças leves sob efeito de grandes activações (Quintão e Brunharo, 2009).

Em 1976, várias marcas de fios de níquel-titânio foram colocadas no mercado e os mesmos foram caracterizados como materiais de baixa rigidez e alta recuperação elástica, o que possibilitou a sua vasta aceitação clínica. Não apresentavam, ainda efeitos de termoactivação nem superelasticidade (Gravina et al., 2004) e (Quintão e Brunharo, 2009).

Em 1985, foi relatado o uso clínico e laboratorial de uma nova liga superelástica de níquel-titânio, chamada “ChineseNiTi”, desenvolvida especialmente para aplicações em Ortodontia (Quintão e Brunharo, 2009).

O termo “superelasticidade” ainda não tinha sido empregue até aquela época e o fio de níquel-titânio desenvolvido na China foi o primeiro a exhibir potencial superelástico e a apresentar uma maior recuperação elástica, com menor rigidez que o níquel-titânio convencional, além de menor deformação permanente após flexão (Quintão e Brunharo, 2009).

Na década de 90 surgiram as ligas termodinâmicas de níquel-titânio para fins comerciais. Estes fios além de possuírem propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos têm também a capacidade de activação pela temperatura da cavidade oral (Quintão e Brunharo, 2009).

Em meados da década de 90, os fios de níquel-titânio com adição de cobre (CuNiTi) surgiram no mercado. Estes fios são compostos por níquel, titânio, cobre e cromo. Foram introduzidos com três temperaturas de transição (27°C, 35°C e 40°C), possibilitando aos clínicos a quantificação e aplicação de níveis de carga adequados aos objectivos do tratamento ortodôntico (Quintão e Brunharo, 2009).

Com a inserção do cobre nas ligas de NiTi as propriedades deste material foram melhoradas ao permitir a obtenção de um sistema óptimo de forças, com um melhor domínio do movimento dentário (Quintão e Brunharo, 2009).

A constante procura pela estética levou a que diversas empresas começassem a produzir, no final da década de 70, *brackets* não-metálicos, de policarbonato ou cerâmicos (Quintão e Brunharo, 2009).

Como o tratamento ortodôntico estende-se por vários meses, a aparência do aparelho é avaliada pelos pacientes como um factor significativo a ser considerado.

Actualmente, no mercado já existem diferentes tipos de fios ortodônticos estéticos, tais como: fios metálicos com cobertura de teflon; recobertos por resina epoxídica; compostos por uma matriz à base de nylon que contêm fibras de silicone para reforço e fios ortodônticos feitos de material compósito polimérico reforçado com fibra de vidro (Quintão e Brunharo, 2009).

Apesar da grande diversidade de marcas disponíveis no mercado os fios ortodônticos mais utilizados na actualidade distribuem-se em quatro grupos básicos de ligas: o aço inoxidável; as ligas de níquel-titânio (NiTi); as ligas de beta-titânio e as estéticas de compósitos. As ligas de níquel-titânio assumem várias formas conforme as suas variações durante o processo de fabricação, podem ser superelásticas, termodinâmicas ou com adição de cobre (Quintão e Brunharo, 2009).

No entanto, não há um fio que possa ser considerado como melhor para todos os estágios do tratamento, assim como não há um fio ortodôntico ideal; há fios com propriedades que se sobressaem num momento particular do tratamento, quer seja no estágio inicial, intermédio ou final (Quintão e Brunharo, 2009).

Com a introdução de novas ligas no mercado com diferentes propriedades mecânicas, tais como as ligas de níquel-titânio e beta-titânio, o ortodontista passou a dispor de variáveis adicionais para obter o controlo sobre a magnitude da força aplicada e ao se

empregar materiais com diferentes módulos de elasticidade é possível determinar o espaço mais desejado entre o fio e bracket, reduzindo o número de arcos necessários para o alinhamento previsto (Quintão e Brunharo, 2009).

## **4.1. Propriedades dos Fios Ortodônticos**

### **a) Resiliência**

Um metal tem a habilidade de conservar energia quando é deformado de forma elástica e de libertar essa energia quando é descarregado. A resiliência de um material indica o trabalho disponível no material para mover os dentes durante a fase de desactivação (Gravina et al., 2004).

### **b) Módulo de elasticidade/ rigidez**

O módulo de elasticidade representa a magnitude da força indispensável para flectir o fio ortodôntico. Representa a rigidez do material (Gravina et al., 2004).

De acordo com Gravina et al., (2004) o material pelo qual o fio é composto, o tratamento térmico, a dureza, a forma da secção transversal, o comprimento do fio entre outros, afectam a rigidez deste.

No início do tratamento são usadas forças de baixa rigidez pois são requeridas forças suaves para o alinhamento e nivelamento dos dentes (Gravina et al., 2004).

**c) Limite elástico**

O limite elástico refere-se á tensão acima da qual o metal após o descarregamento não readquire a sua configuração original. É a carga máxima em que se observa proporcionalidade entre a força aplicada e deformação estabelecida, ou seja é a maior tensão que pode ser exercida sobre um fio sem que suceda deformação permanente (Gravina et al., 2004).

**d) Recuperação elástica / *springback***

Representa a capacidade de se aplicar deformações elásticas de grande quantidade sem que ocorra deformação permanente do fio ortodôntico. É avaliada pela razão entre o limite elástico e o módulo de elasticidade e pode representar um aumento no tempo de trabalho do fio (Gravina et al., 2004).

**e) Formabilidade**

A formabilidade refere-se á capacidade da liga ortodôntica aceitar dobras, ou seja, ser dobrada em formatos desejáveis sem fracturar ou deformar permanentemente (Gravina et al., 2004).

**f) Fricção ou atrito**

É o resultado do movimento ortodôntico; corresponde á fricção entre *bracket* e fio pela movimentação do *bracket* sobre o fio (Gravina et al., 2004).

### **g) Biocompatibilidade**

Corresponde á capacidade do fio de não gerar uma resposta alérgica; o material do fio ortodôntico deve apresentar resistência à corrosão e deve ser bem tolerado pela mucosa oral (Gravina et al., 2004).

### **h) Superelasticidade**

Corresponde ao acúmulo de uma força constante no fio até atingir o ponto de deformação; desta forma as forças mantêm-se constantes durante um longo período de tempo após desactivação do fio que retorna á posição inicial, o que vai favorecer o movimento dentário fisiológico (Gravina et al., 2004).

### **i) Efeito memória de forma**

De acordo com Gravina (2004) este efeito refere-se á capacidade de uma liga pouco rígida sofrer modificação da forma em temperaturas baixas, mas que pode retornar á sua configuração inicial quando é aquecida a uma temperatura de transição adequada.

## **4.2. Arco de compósito translúcido**

Com o aumento do número de adultos a submeterem-se a tratamentos ortodônticos há a necessidade de utilização de elementos ortodônticos com uma estética aceitável para o paciente, mantendo um óptimo desempenho técnico (Hammad et al., 2012).

Para melhorar a estética foram produzidos dois tipos de fios, um metálico com teflon branco na superfície e outro em compósito translúcido usando um polímero de resina para matriz e fibra de vidro para reforço. A fibra de vidro fornece a rigidez necessária para endireitar os dentes e o polímero de resina translúcido é usado para garantir que o fio não fique distintamente visível na cavidade oral (Hammad et al., 2012).

A cobertura de teflon proporciona ao fio uma coloração semelhante à dos dentes e forma uma camada sobre o fio de espessura média de 20-25µm. Essa camada sofre um processo de aquecimento e adquire uma superfície com excelentes propriedades de deslizamento e adequada aderência de substrato (Hammad et al., 2012).

Os fios ortodônticos em compósito que pelo seu carácter translúcido permitem melhorar a estética neste tipo de tratamentos podem ainda ser usados por pacientes que apresentam reacções alérgicas aos fios de níquel, ou aos fios metálicos, permitindo assim que este problema não seja um impedimento para a realização do tratamento ortodôntico (Hammad et al., 2012).

A cobertura de teflon dificulta a ocorrência do processo de corrosão do fio na sua totalidade, no entanto defeitos na superfície dessa cobertura podem ocorrer durante o uso clínico e a corrosão desse fio pode acontecer após certo tempo de uso intraoral (Hammad et al., 2012).

Os compósitos são utilizados como materiais restauradores dentários, particularmente devido à sua biocompatibilidade e qualidades estéticas. Essa combinação da estética e das propriedades mecânicas favoráveis levou ao fabrico de arcos ortodônticos a partir de um polímero unidireccional reforçado com fibra. Este tipo de arco possui a vantagem da aparência da cor do dente e propriedades de rigidez similares às dos arcos metálicos e um módulo de elasticidade estável.

Segundo o estudo de Hammad et al., (2012) este tipo de fio sofre alterações significativas após a imersão em agentes profiláticos nomeadamente em flúor tópico. Estas alterações verificam-se ao nível da morfologia da superfície onde se encontra heterogenia, com irregularidades e danos superficiais, que indicam uma possível perda

de material. Após o tratamento com flúor, a superfície apresentava-se mosqueada e com ligeiras depressões com pontos brancos brilhantes, que podem ter resultado da acção do flúor. Verificou-se ainda uma perda de elasticidade, rendimento da força e relação de recuperação elástica. Estes resultados podem dever-se ao efeito de deterioração do ácido fluorídrico que se encontra nas partículas de vidro presentes no fio de compósito translúcido.

### **4.3. Arco aço inoxidável**

O aço inoxidável é uma liga a base de ferro que tem como principais elementos crómio, níquel e molibdénio; nas suas diferentes variações pode conter silício, enxofre, fósforo e manganês (Eliades et al., 2002) e (Mirjalili et al., 2013).

Esta liga ao incorporar na sua composição o crómio, um metal altamente reactivo, aumenta a resistência á corrosão (Eliades et al., 2002) e (Kao e Huang, 2010).

A resistência à corrosão dos aços inoxidáveis deve-se também á formação de uma camada de óxidos sobre a sua superfície que espontaneamente se forma (passivação) e reforma (repassivação) em contacto com o ar e condições de fluido de tecidos (Eliades et al., 2002).

Os iões de cloro e a acidez são prejudiciais para a formação e manutenção da camada passiva á superfície do fio, por outro lado o oxigénio é considerado importante para que estes dois fenómenos ocorram (Eliades et al., 2002).

Se esta camada for destruída quer por meios mecânicos ou químicos vai ocorrer a perda de protecção contra a corrosão deste tipo de liga (Kao e Huang, 2010).

O aço inoxidável apresenta uma excelente conformabilidade, apesar de que os fios com limite de elasticidade mais elevado possam exhibir fragilidade. Este para além de uma

vasta variedade de propriedades mecânicas apresenta ainda uma excelente resistência à corrosão, tornando-o portanto num material versátil (Quintão e Brunharo, 2009).

No estudo de Heravi et al., (2015) foi utilizada uma solução de saliva artificial e soluções de saliva com adição de fluoreto de sódio em concentrações de 0.05wt% e 0,2wt% para avaliar o comportamento dos fios de aço inoxidável e de níquel-titânio. O aço inoxidável apresentou passividade quanto ao potencial de corrosão; quando o potencial anódico aumentou foi possível verificar a presença de corrosão por *pits*. A camada passiva do aço inoxidável demonstrou ser mais protectora do que a do NiTi na solução de saliva artificial. No entanto a resistência á corrosão por *pits* do aço inoxidável foi mais baixa devido a inclusões da superfície da liga.

A liga de aço inoxidável liberta iões níquel após a ocorrência do fenómeno de corrosão, o que se torna uma desvantagem para os pacientes que sofrem de alergia ao níquel ou a outras substâncias específica (Kao e Huang, 2010).

Os aços inoxidáveis estão divididos em cinco grupos, com base na fase predominante da sua microestrutura, os quais são: martensítica, ferrítica, austenítica, dupla, aço endurecido por precipitação.

Martensítico	Ferrítico	Austenítico	Dupla	Aço inoxidável endurecido por precipitação
Apresenta uma dureza elevada.	Compostos pela fase ferrita; apresenta resistência aumentada por meio de deformação plástica a frio, uma vez que não é tratado termicamente.	Apresenta o NiTi como estabilizador primário da austenita; a sua resistência está aumentada mediante deformação plástica a frio. Não sofre tratamento térmico. Mais resistente à corrosão devido ao elevado teor de cromo e níquel. Apresentam maior limite e módulo de elasticidade e são os mais usados em Ortodontia.	Combina a fase austenítica e ferrítica. É mais rígido quando comparado com uma liga austenítica.	Derivada de tratamento térmico.

Tabela 2- Fase estruturais de um fio ortodôntico; adaptado de Eliades (2002).

A utilização de fios de aço múltiplos trançados é também comum na Ortodontia. Essa configuração usa as vantagens de pequenas secções resistentes que apresentam deflexões elásticas máximas mais altas e que no processamento produzem fios que têm uma rigidez relativamente baixa (Gravina et al., 2004) e (Hammad et al., 2012).

O objectivo de se empregar filamentos finos no local de um arco simples do mesmo material e com a mesma área de seção transversa é aumentar a deformabilidade elástica (módulo de elasticidade) enquanto que a rigidez do material se mantém inalterada (Gravina et al., 2004).

Segundo Kao e Huang (2010) o fio de aço inoxidável sofre corrosão em *pits* e a sua superfície torna-se rugosa quando o pH é cerca de 4 e após efectuado tratamento com fluoreto de sódio, pois o metal não é susceptível á corrosão desde que a camada passiva ou camada de óxidos da sua superfície permaneça intacta. Neste estudo o potencial de corrosão do aço inoxidável e do níquel-titânio foi semelhante.

Na investigação de Mirjalili et al., (2013) ao ser usada uma solução a simular saliva, a liga de aço inoxidável apresentou corrosão em *pits*. Tem um maior potencial de corrosão pois a camada passiva é mais protectora do que o filme do NiTi em saliva. A presença de iões flúor aumenta a densidade de corrente passiva e provoca aumento do potencial de corrosão. Os *pits* são iniciados a partir de sulcos das superfícies ou na interface de precipitados e inclusões que são consideradas o ponto mais fraco na superfície do fio.

Em fios de aço inoxidável é mais provável que o processo corrosivo se inicie a partir de inclusões e a partir da interface inclusão com o metal (Mirjalili et al., 2013).

Segundo Rerhrhaye et al., (2014) o módulo de *Young* caracteriza a rigidez do material, este módulo é maior no aço inoxidável, por isso este material é o mais rígido.

No estudo de Hammad et al., (2012) o aço inoxidável de múltiplos filamentos não sofreu efeitos significativos do flúor sobre as suas propriedades mecânicas. Este facto pode estar relacionado com os elementos presentes na composição deste fio, que contém crómio e níquel os quais concedem resistência ao processo corrosivo.

O crómio contribui para a camada de óxidos que se encontra á superfície do fio, que no ambiente oral sofre espontaneamente passivação e repassivação. O níquel também

intervém na resistência á corrosão ao competir com o crómio na formação de sais, permitindo que o crómio fique disponível para passivação em maior quantidade (Hammad et al., 2012).

#### **4.4. Fio cromo-cobalto**

O fio de Cr-Co é composto por cobalto (40%), cromo (20%), prata (16%) e níquel (15%) (Quintão e Brunharo, 2009).

Estas ligas apresentam propriedades mecânicas semelhantes às do aço inoxidável e, em fios com iguais dimensões, geram forças de magnitude semelhantes. No entanto, neste tipo de fios ortodônticos é necessário realizar um tratamento térmico após a confecção de dobras, antes de se amarrar o fio aos *brackets* para que desta forma se aproveite todo o potencial de resposta. Esta liga tem uma grande semelhança física com as ligas de aço inoxidável, por esta razão por vezes é difícil até para os ortodontistas distinguir as duas (Quintão e Brunharo, 2009).

#### **4.5. Arco níquel-titânio**

O níquel-titânio foi introduzido em 1970 na área da ortodontia pelas suas notáveis propriedades de elasticidade, biocompatibilidade, baixa taxa de reacção alérgica, boa resistência á corrosão e memória térmica (Mirjalili et al., 2013), (Rerhrhaye et al., 2014).

As ligas de níquel-titânio são constituídas aproximadamente por 54% de níquel e 46% de titânio; apresentam excelentes propriedades mecânicas como a sua super-elasticidade e memória (Lin et al., 2012) e (Rerhrhaye et al., 2014).

Além disso este tipo de ligas está disponível em forma pré-formada pois estes fios não aceitam dobras, sob pena de fractura e por isso são vendidos em formato pré-contornado (Rerhrhaye et al., 2014).

Segundo vários autores (Walker et al., (2005) e Lin et al., (2012)) a memória e superelasticidade destes fios pode ser atribuída à fase em que a estrutura de cristal transforma-se da forma austenítica para a forma martensítica. Esta transformação ocorre como resultado de alterações de temperatura ou aplicação e remoção de stress.

Podem sustentar uma deflexão muito ampla e retornar à sua forma original com a produção de forças moderadas e uniformes. Tanto os fios NiTi superelásticos quanto os termoativáveis apresentam maior resiliência e menor rigidez que as demais ligas. Isso significa que, para a transmissão de forças leves e contínuas, mesmo diante de grandes flexões são os mais indicados (Walker et al., 2005).

Quando o stress é removido as propriedades de memória do fio permitem que a fase de transformação seja revertida e à medida que o fio retorna para a forma original, permite o movimento dentário (Walker et al., 2005).

Para aplicação ortodôntica estas ligas de NiTi podem providenciar uma força mais constante e leve para o movimento dentário e clinicamente esta força controlada resulta em intervalos mais longos entre consultas (Kassab e Gomes 2013) e (Rerhrhaye et al., 2014).

Os fios de níquel-titânio termodinâmicos além de serem termicamente activáveis possuem ainda a capacidade de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos (Quintão e Brunharo, 2009).

Os fios de níquel-titânio termoativados apresentam efeito memória de forma induzido termicamente, possuem flexibilidade quando submetidos a temperaturas mais baixas e retornam à configuração inicial, com aumento da rigidez, quando em temperaturas próximas à da cavidade oral (Quintão e Brunharo, 2009).

As ligas de titânio ao serem expostas ao ião flúor absorvem hidrogénio e tornam-se mais frágeis. Este fenómeno pode ser explicado pelo facto de apesar da camada de óxidos da superfície do titânio ser altamente eficaz a reduzir a penetração de hidrogénio, esta superfície é activada por componentes ionizáveis do flúor como fluoreto de sódio e fluoreto de hidrogénio, que podem provocar a corrosão da mesma (Walker et al., 2005).

Segundo Hammad et al., (2012) os hidretos de titânio formam uma estrutura com corpo tetragonal que é considerada a causa da degradação relacionada com as propriedades mecânicas deste tipo de liga.

Quando os fios ortodônticos de titânio são expostos a agentes profilácticos como o flúor tópico ácido, é produzido o ácido hidrosulfúrico que dissolve a camada protectora de óxidos que se encontra na superfície do titânio (Walker et al., 2005) e (Lin et al., 2012).

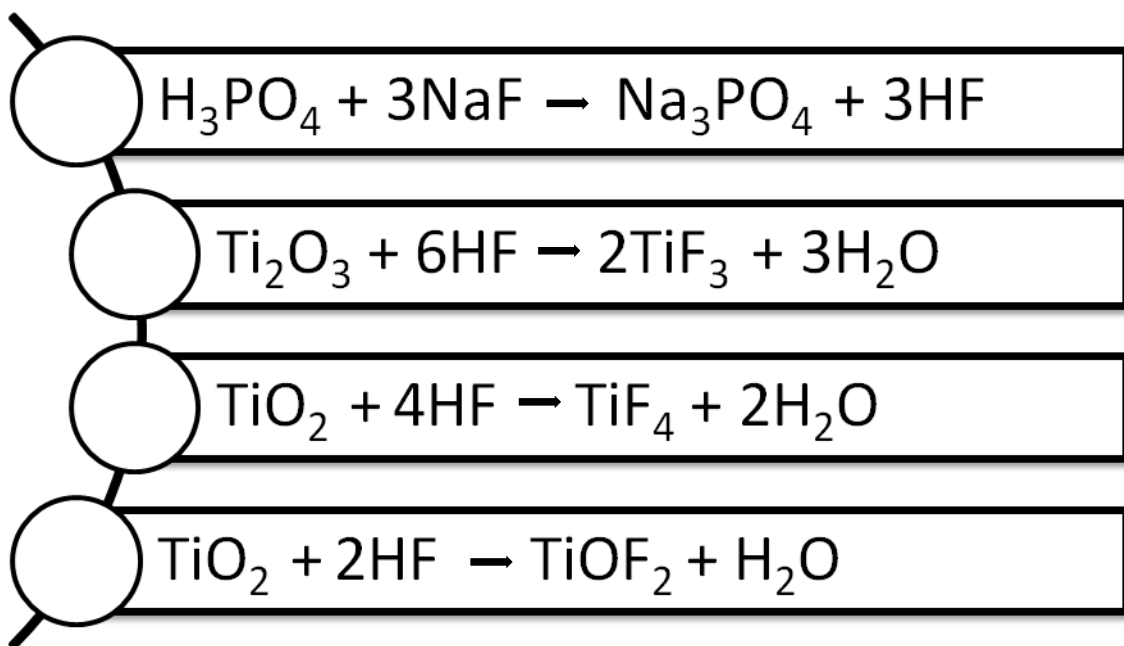


Fig. 2- Equação de formação do ácido hidrosulfúrico e de dissolução da camada protectora de óxidos da superfície do titânio; adaptado de Walker (2005).

A degradação do filme de óxidos ou camada passiva expõe a liga a corrosão e absorção de iões de hidrogénio devido à alta afinidade destes com o titânio (Walker et al., 2005).

Vários tratamentos de superfície foram desenvolvidos numa tentativa de diminuir a libertação de níquel e para favorecer a formação de uma camada de  $\text{TiO}_2$  estável; entre estes tratamentos encontra-se o polimento, que tem como finalidade diminuir a rugosidade da superfície e assim diminuir a taxa de corrosão da liga de NiTi (Kassab e Gomes, 2013).

Segundo Kao e Huang, (2010) defeitos da superfície dos fios relacionados com o desenho, decapagem ou procedimentos de electropolimento no processo de manufactura influenciam as propriedades mecânicas dos materiais. A superfície do fio em níquel-titânio após imergido em solução de NaF com pH 4 tornou-se rugosa e com depressões e verificou-se a presença de corrosão.

Os iões de flúor podem provocar a ruptura da camada passiva, que funciona como camada protectora que normalmente existe no titânio, levando a que ocorra corrosão por *pits* (Schiff et al., 2005) e (Kao e Huang, 2010).

Lin et al., (2012) na sua pesquisa utilizou um valor de pH relativamente baixo para simular uma situação diária de uso de pasta dentífrica por crianças; o ligeiro aumento da concentração do flúor não teve impacto neste estudo, indicando que o cuidado oral diário não reduz as propriedades mecânicas do fio. Por outro lado, níveis altos de flúor aplicados através de colutórios e géis especiais e um maior tempo de imersão parece alterar as propriedades mecânicas favoráveis dos fios ortodônticos e evidencia corrosão da camada superficial dos fios e assim prolongar o tratamento e afectar o resultado estético deste negativamente. A concentração de moléculas de fluoreto de hidrogénio usada foi de 30ppm, no limite para não prejudicar a camada passiva de titânio, no entanto verificou-se corrosão que aumentou com concentração elevada de flúor, maior tempo de imersão e baixo pH.

No estudo de Kassab e Gomes, (2013) foram analisadas as propriedades mecânicas e corrosão dos fios de níquel-titânio e beta-titânio em soluções com flúor. Verificou-se que a resistência á corrosão do NiTi é menor, e numa solução NaCl com 0,02M de NaF ocorre a ruptura da camada passiva do titânio e os fios são susceptíveis à corrosão

localizada, o que pode levar ao prolongamento do tratamento ortodôntico. Na solução com concentração NaF 0,05; 0,07; 0,12M o NiTi apresentou corrosão generalizada.

Este tipo de corrosão pode ser mais prejudicial que a corrosão generalizada, pois as depressões podem actuar como um local de preferência para iniciação de fendas. As fendas na superfície dos fios podem reduzir força que deveria ser usada no movimento dentário e levar também a maior tempo de tratamento (Kassab e Gomes, 2013).

A baixa resistência à corrosão do níquel-titânio pode ser explicada pela composição da camada de óxidos que se encontra na sua superfície. Esta camada além de TiO<sub>2</sub> contém óxidos de níquel ou metais de níquel. A presença de iões níquel e óxidos níquel poderá explicar porque o níquel sofreu corrosão localizada num ambiente NaCl com flúor (Perinetti et al., 2010), (Mirjalili et al., 2013) e (Kassab e Gomes, 2013).

A liga ortodôntica de Ni-Ti corrói e sofre degradação das propriedades mecânicas num ambiente fluoretado e ácido. A imersão deste tipo de fio em solução com concentração elevada de flúor e com ácido fluorídrico revelou uma redução significativa do módulo de Young; por outro lado a imersão em ácido fluorídrico revelou uma diminuição do módulo de Young, limite de elasticidade e tensão máxima de carga. Verificou-se ainda uma maior libertação de níquel nas soluções com maior concentração de flúor e ácido. Neste estudo, o grupo com fluoreto de sódio adicionado à saliva e pH 5,4 ou 2,3 demonstrou corrosão em forma oval ou redonda (Rerhrhaye et al., 2014).

O protocolo de prevenção dos pontos brancos potencialmente cariosos deve ser adaptado nos pacientes ortodônticos (Rerhrhaye et al., 2014).

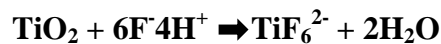
No estudo de Perinetti et al., (2010) foram avaliados 2 tipos de fios ortodônticos de níquel-titânio, o *NeoSentalloy*<sup>®</sup> e *Thermalloy*<sup>®</sup>, este último com activação térmica. Estes fios foram encubados em saliva artificial com concentração de flúor de 1500ppm a pH5,5 e 3,5 seguido de um ciclo térmico e verificou-se que as superfícies de ambos os fios apresentavam-se mais irregulares, embora mais pronunciada no *Thermalloy*<sup>®</sup>; o número, dimensão e profundidade da corrosão é maior quando comparada com a

situação inicial. O pH parece ser o responsável por aumentar a corrosão no fio *Thermaloy*<sup>®</sup>.

A diferente corrosão nos grupos quando o pH é igual em ambos pode ser devido ao tratamento da superfície de cada fio (Perinetti et al., 2010).

Alguns autores reportam que os locais de iniciação da corrosão por *pits* nas ligas de titânio não são inclusões e eles surgem no próprio filme passivo (Mirjalili et al., 2013).

Segundo Mirjalili et al., (2013) na solução com fluoretos (F<sup>-</sup>) e (Cl<sup>-</sup>) o Nitinol<sup>®</sup> demonstrou corrosão em *pits* devido a dissolução local do TiO<sub>2</sub> da camada de óxidos (passiva) na presença de fluoretos, que se traduz na seguinte equação:



Na solução de simulação de saliva, nos primeiros minutos o potencial de corrosão diminui devido à dissolução do níquel; posteriormente este potencial aumenta devido à polarização da porção anódica do sistema corrosivo. Em condições com fissuras o potencial de ruptura de *Nitinol*<sup>®</sup> diminui significativamente tanto em solução de saliva simulada ou em solução com adição de íons cloro.

A aceleração da corrosão no *Nitinol*<sup>®</sup> na solução de saliva na presença de flúor pode ser atribuída ao aumento na concentração de íons agressivos ou à natureza do flúor como íon acelerador. Assim que os íons flúor são adicionados à solução a dissolução química da superfície começa pela criação de um complexo entre íons F<sup>-</sup> da solução e os átomos Ti da camada passiva (óxidos) (Mirjalili et al., 2013) e (Heravi et al., 2015).

De acordo com o estudo de Walker et al., (2005) que testou o efeito dos agentes de profilaxia na força de rendimento da carga e descarga dos fios ortodônticos de níquel-titânio e investigou ainda o efeito na topografia da superfície do fio. Verificou que o tratamento com flúor levou a uma diferença significativamente em ambos os módulos de carga e descarga do NiTi; e a superfície do fio apresentava uma aparência mosqueada

e com depressões. Pontos brancos apareceram no fio após a aplicação do flúor, que podem ser inclusões do fio que foram reveladas pela acção deste agente profiláctico. Os resultados obtidos quando usado um gel de flúor com pH 5,1 foram mais significativos, com a superfície do fio a apresentar um aspecto alongado, globular com depressões e com uma maior exposição de inclusões brancas, indicando uma alteração mais severa na morfologia superficial do fio.

Os agentes fluoretados com pH ácido além de provocarem corrosão devido à ruptura da camada protectora de óxidos do titânio, também provocam a fragilização da liga de titânio pelo hidrogénio. No entanto, a resistência a corrosão desta liga também diminui quando exposta a um agente fluoretado com pH neutro. Através deste resultado podemos aferir que os defeitos das ligas de níquel-titânio dependem tanto do pH como da concentração de flúor no agente profiláctico (Walker et al., 2005).

#### **4.6. Beta-titânio**

As ligas de beta-titânio são constituídas de titânio e quando submetidas ao tratamento térmico (temperaturas acima de 885°C), apresentam alteração no rearranjo estrutural dos seus átomos. Esta forma cristalina confere, a este tipo de liga, boa conformabilidade mesmo após um considerável trabalho a frio (Quintão e Brunharo, 2009).

As ligas de beta-titânio são geralmente formadas por 78% níquel, 11,5% Mo, 6% Zr e 4,5% Sn; apresentam uma superfície rugosa, baixa resistência à fractura ao dobrar, um módulo de elasticidade mais baixo que o do aço inoxidável mas próximo ao módulo do fio de níquel-titânio (Rerhrhaye et al., 2014).

A liga de beta-titânio consegue suportar maiores deflexões elásticas, necessita de baixas forças para deflexões comparáveis e conserva forças mais constantes durante o período de desactivação (Quintão e Brunharo, 2009).

A rigidez apresentada por estas ligas permite que sejam o material ideal para utilizar em aparelhos onde magnitudes de força menores do que as liberadas pelo aço são requeridas, mas onde materiais de baixo módulo de elasticidade seriam inadequados para desenvolver magnitudes de força apropriadas (Quintão e Brunharo, 2009).

Possuem uma óptima resistência à corrosão, devido á passivação do titânio, pois tanto o titânio como o cromo em contacto com o oxigénio, formam uma película protectora de óxidos (Kassab e Gomes, 2013).

Estes tipos de fios ortodônticos podem ser a solução ideal para pacientes que detêm hipersensibilidade ao cromo e ao níquel, presentes na composição das demais ligas metálicas ortodônticas (Quintão e Brunharo, 2009).

Segundo Kassab e Gomes, (2013) o fio de beta-titânio apresenta um potencial de corrosão mais alto do que o apresentado pelo fio de níquel-titânio. Embora ambos os fios apresentem um potencial de corrosão mais baixo aquando da presença do ião flúor, o que indica uma diminuição da resistência à corrosão. No entanto, este fio não apresentou susceptibilidade para a corrosão localizada na solução fluoretada, ao contrário do fio de níquel-titânio.

Schiff et al., (2004) realizou um estudo onde testou várias ligas ortodônticas imergidas em diferentes colutórios, entre eles o “Elmex®” que contém 100 ppm de fluoreto de amina e 150 ppm de fluoreto de sódio e pH 4,3; “Meridol®” com 125 ppm de fluoreto de amina e 125ppm de estanho e com pH de 4,2; “Acorea®” com 65,9 ppm de monofluorfosfato de sódio e pH 4,5; usou também uma solução artificial de saliva com um pH de 5,3. Verificou que a liga de beta-titânio (TMA) apresentou uma boa resistência á corrosão nos colutórios “Elmex®” e “Acorea®”; no entanto no colutório denominado “Meridol®” a resistência foi significativamente mais baixa e exibiu corrosão generalizada na análise da sua superfície. Uma possível explicação para estes resultados é os fluoretos de estanho e/ou fluoretos de amina serem a causa do aumento da corrosão na solução “Meridol®”.

#### **4.7. Cu-Ni-Ti**

Este tipo de liga é constituída por três elementos principais: 49% titânio, 45% níquel e 5% de cobre (Walker et al., 2005).

A adição de cobre a ligas de níquel-titânio serve para aumentar as propriedades térmicas do metal, mas também para inibir alguns ácidos redutores como o ácido hidrossulfúrico. Estas alterações permitem a esta liga uma maior protecção contra a penetração por hidrogénio, no entanto o ião cobre não tem a capacidade de inibir a corrosão da superfície deste fio ortodôntico (Walker et al., 2005).

Segundo Walker et al., (2005) não se verificam alterações significativas no módulo de elasticidade e na força de rendimento de carga e descarga em fios de cobre-níquel-titânio quando submetidos a tratamento com flúor. No entanto ao aplicar gel de flúor tópico na superfície destes fios, há evidência de depressões que se prolongam pelo comprimento da sua superfície e de um escurecimento clínico da superfície do fio. Estas alterações são mais pronunciadas quando o agente profilático fluoretado usado é ácido.

Neste estudo o componente cobre presente nos fios de Cu-Ni-Ti inibiu a degradação das propriedades mecânicas da liga associada ao flúor; no entanto este componente não demonstrou ser igualmente efectivo na inibição da corrosão da superfície do fio.

### **5. Hipersensibilidade no paciente ortodôntico**

O uso de dispositivos ortodônticos que incluam fio de níquel-titânio pode por vezes provocar uma reacção adversa no paciente que se manifesta através de erupções, inchaço e lesões eritematosas dolorosas na mucosa oral e labial (Eliades et al., 2002).

Com a ocorrência do fenómeno corrosivo há a libertação de iões metálicos na forma de subprodutos. Estes iões ( $\text{Ni}^{2+}$  e  $\text{Cr}^{2+}$ ) podem provocar reacções alérgicas no ser humano

e conduzir ao aparecimento de sintomas de toxicidade. Os sintomas podem ser intensos durante um curto intervalo de tempo, ou moderados durante um longo período; alguns podem ser resolvidos enquanto que outros se podem tornar num problema crónico (Schiff et al., 2005) e (Heravi et al., 2015).

Segundo Eliades et al., (2002) o contacto prévio com potenciais alérgenos pode levar a uma diminuição na probabilidade para reacções alérgicas em fases mais tardias da vida. O uso de joalharia á base de níquel desde uma idade jovem pode provocar sensibilização em potenciais pacientes ortodônticos.

### **III. Resultados / Discussão**

O flúor é um dos componentes chave na promoção de uma higiene oral eficaz e é um factor importante para a prevenção da cárie dentária tanto nas crianças como em adultos. No entanto é necessária a realização de uma abordagem coordenada para avaliar a distribuição de flúor tanto numa comunidade como a nível individual para assegurar o uso eficiente dos recursos e atingir uma redução máxima da cárie dentária (Clarkson et al., 2000).

No estudo de Walker et al., (2005) a evidência sugeria que as propriedades mecânicas do NiTi são afectadas pela exposição ao flúor, por isso num estudo futuro seria interessante abordar se a exposição ao flúor de forma cumulativa baseada em períodos de tratamento curtos e de forma repetida produziria um efeito semelhante na degradação das propriedades mecânicas.

O pH ácido dos agentes fluoretados é considerado um factor de importância na ruptura da camada protectora de óxidos do titânio e leva á ocorrência de corrosão relacionada com flúor e fragilização relacionada com o hidrogénio das ligas á base de titânio. Contudo a resistência da liga de titânio á corrosão também diminui quando exposta a uma solução fluoretada com pH neutro quando a concentração de fluoretos é igual ou superior a 0,5%. Este facto sugere que os efeitos na liga relacionados com o flúor dependem em ambos o pH e a concentração de flúor do agente profiláctico (Walker et al., 2005).

Embora a aplicação de flúor tópico correspondesse a 1 minuto, na realidade o tempo de exposição de flúor em cada aplicação seria maior pois os pacientes após a aplicação são instruídos a não bochechar durante 30 minutos. Um fio ortodôntico pode ser usado pelo período de um ano o que também aumenta o tempo de exposição ao flúor no geral (Walker et al., 2005).

O flúor promove a formação de glóbulos de fluoreto de cálcio que aderem ao dente e estimulam a remineralização enquanto promovem a protecção contra o ataque ácido. Os

colutórios fluoretados intervêm na prevenção das cáries e protecção do esmalte dentário. Durante o tratamento ortodôntico os Médicos Dentistas recomendam aos seus pacientes o uso de colutórios fluoretados, principalmente aos adolescentes, visto esta ser uma faixa etária que nem sempre segue um regime de higiene oral satisfatório e apresenta um risco elevado de cárie dentária (Schiff et al., 2004).

Os colutórios fluoretados são uma mais-valia em termos terapêuticos na prevenção da cárie dentária, no entanto deve ser reconhecido o seu papel na interferência das propriedades electromecânicas dos fios ortodônticos, com a possibilidade de apresentação de repercussões clínicas tais como a corrosão de fios ortodônticos à base de titânio na cavidade oral que resulta na libertação de iões níquel tóxicos que podem provocar alergia no organismo dos pacientes (Schiff et al., 2004).

Os ortodontistas devem ter em atenção que os agentes profilácticos fluoretados têm impacto nas propriedades mecânicas e biológicas dos fios e é aconselhável alterar o protocolo de prevenção de cárie nestes pacientes; além disso é recomendável o ensino dos princípios de uma boa higiene oral de maneira a promover a eliminação mecânica do biofilme oral (Rerhrhaye et al., 2014).

De acordo com Heravi et al., (2015) é aconselhável o uso de colutórios com baixa percentagem de peso de flúor em situações em que é necessário a sua utilização, especialmente durante tratamentos ortodônticos prolongados, pois há o risco de características físicas e electroquímicas mais pobres dos fios.

Na cavidade oral, os fios ortodônticos apresentam um padrão de envelhecimento único que não pode ser simulado por testes *in vitro*. Nestes fios também se verifica a existência de mais fendas relacionadas com o padrão de envelhecimento distinto e defeitos da superfície (Zinelis et al., 2007).

Segundo Perinetti et al., (2010) a evidência passada em conjunto com os resultados do seu estudo em relação aos efeitos dos ciclos térmicos suportam o conceito que o pH é mais importante que a temperatura para determinar a corrosão da superfície ou resistência de fractura dos fios de NiTi.

O problema com a corrosão da superfície dos fios não é clinicamente significativo desde que a profilaxia realizada durante o tratamento ortodôntico inclua colutórios ou pastas dentífricas que não ultrapassem os 1500 ppm de concentração de flúor. Por outro lado qualquer tratamento dentário que envolva a utilização de produtos com concentrações altas de flúor (10000 ppm) tem relevância no processo corrosivo e deve ser realizado pelo clínico após remoção do dispositivo ortodôntico (Perinetti et al., 2010).

No estudo de Hammad et al., (2012) foi possível verificar o efeito negativo dos agentes fluoretados nas propriedades mecânicas do fio em compósito. No entanto estes fios foram expostos a agentes fluoretados de modo contínuo durante uma hora e meia, e numa situação clínica a exposição ao flúor seria realizada de forma repetida e por curtos períodos de tempo, ao contrário do que ocorreu neste estudo.

De acordo com Eliades et al., (2002) a camada passiva de óxidos do cromo não é tão estável como a camada de óxidos do titânio, o que pode explicar a menor resistência à corrosão do aço inoxidável relativamente às ligas de titânio.

Devido às propriedades iônicas, térmicas, microbiológicas e enzimáticas da cavidade oral, por vezes os pacientes são expostos a produtos provenientes do processo corrosivo (Heravi et al., 2015).

A evidência relacionada com os efeitos adversos associados ao uso de aparelhos ortodônticos convencionais deriva de tipos de artigos de reporte de casos clínicos que indicam que a inserção de ligas de NiTi e seus componentes, nomeadamente Ni, Co e Cr, pode conduzir à formação de erupções, inflamação e lesões da mucosa oral; no entanto este tipo de artigo pode ser enganoso devido à variabilidade individual frequentemente encontrada entre diferentes populações (Eliades et al., 2002).

Reacções como eczema, coceira e descamação podem estar mais facilmente associadas às partes metálicas de dispositivos extra-orais e estas reacções são mais frequentes do que as reacções a dispositivos intra-orais (Eliades et al., 2002).

Segundo Eliades et al., (2002) a utilização de dispositivos ortodônticos á base de níquel antes da ocorrência de sensibilização prévia do Ni pode baixar a incidência de reacções de hipersensibilidade ao níquel.

Apesar do fenómeno de tolerância continua a existir a possibilidade de ocorrência de reacção alérgica após o tratamento ortodôntico em que houve a sensibilização prévia do níquel (Eliades et al., 2002).

Para pacientes com história de reacção de hipersensibilidade é sugerida a utilização de uma liga alternativa que não inclua níquel. Os dispositivos intra e extra orais que incluem níquel na sua composição devem ser removidos após o desenvolvimento de sinais na mucosa ou derme tais como erupções ou inchaço (Eliades et al., 2002).

#### IV. Conclusão

Os fios de níquel-titânio em solução de saliva artificial demonstraram um comportamento passivo em comparação com os fios de aço inoxidável que apresentaram corrosão por *pits*.

O fio de níquel-titânio apresenta uma diminuição do módulo de elasticidade após exposição em solução fluoretada

Os fios ortodônticos de NiTi sofrem corrosão e degradação das suas propriedades mecânicas em meio fluoretado e com pH baixo. Portanto os ortodontistas devem ter em atenção que os agentes profiláticos fluoretados têm um impacto nas propriedades mecânicas e biológicas deste tipo de fio Os resultados indicam que fios ortodônticos de NiTi demonstram diferentes níveis de resistência á corrosão durante o tratamento com 1500 ppm de flúor e baixo pH. É ainda de referir que, o tratamento térmico dos fios não provocou efeito na resistência da superfície e resistência á fractura das ligas de Ni-Ti.

A adição de flúor a soluções de saliva artificial provoca uma diminuição da resistência á corrosão dos fios ortodônticos.

A forma dos *pits* depende das propriedades das superfícies dos fios ortodônticos.

O flúor tópico diminui as propriedades mecânicas do fio de compósito translúcido e pode provocar danos na superfície do fio, o que pode contribuir para um aumento da duração do tratamento ortodôntico.

Um agente fluoretado com pH ácido causa degradação da superfície do fio CuNiTi em comparação com um agente fluoretado com pH neutro.

Após exposição a um gel profilático fluoretado ocorreu uma diminuição das propriedades mecânicas de descarga do fio de níquel-titânio, o que pode ser clinicamente relevante visto serem as forças de descarga que produzem o movimento

ortodôntico. Quanto ao beta-titânio a sua resistência á corrosão é superior á resistência do níquel-titânio que é mais susceptível á corrosão localizada.

Na presença de flúor tópico algumas ligas utilizadas nos tratamentos ortodônticos sofrem um processo de corrosão que poderão conduzir ao insucesso do tratamento ortodôntico.

## V. Bibliografia

Clarkson, J. e Mcloughlin, J. (2000). Role of fluoride in oral health promotion. *Int Dent J*, 50, pp.119-28.

Eliades, T. e Athanasiou, A. (2002). In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *Angle Orthod*, 72, pp.222-37.

Frias-Bulhosa, J. et al., (2014). Estudo de prevalência da fluorose dentária numa população jovem de castelo de paiva. *R OMD*, 23, pp.10-15.

Gravina, M. et al., (2004). Fios Ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, 9, pp.113-128.

Hammad, S., Al-Wakeel, E. e Gad, E. (2012). Mechanical properties and surface characterization of translucent composite wire following topical fluoride treatment. *Angle Orthod*, 82, pp.8-13.

Heravi, F., Moayed, M. e Mokhber, N. (2015). Effect of fluoride on nickel-titanium and stainless steel orthodontic archwires: an in-vitro study. *J Dent (Tehran)*, 12, pp.49-59.

Kao, C. e Huang, T. (2010). Variations in surface characteristics and corrosion behaviour of metal brackets and wires in different electrolyte solutions. *Eur J Orthod*, 32, pp.555-60.

Kassab, E. e Gomes, J. (2013). Assessment of nickel titanium and beta titanium corrosion resistance behavior in fluoride and chloride environments. *Angle Orthod*, 83, pp.864-9.

Lin, J. et al., (2012). Influence of fluoride-containing acidic artificial saliva on the mechanical properties of Nickel-Titanium orthodontics wires. *Indian J Dent Res*, 23, pp.591-5.

Mirjalili, M. et al., (2013). Comparative study on corrosion behaviour of Nitinol and stainless steel orthodontic wires in simulated saliva solution in presence of fluoride ions. *Mater SciEng C Mater BiolAppl*, 33, pp.2084-93.

Perinetti, G. et al., (2012). Surface corrosion and fracture resistance of two nickel-titanium-based archwires induced by fluoride, pH, and thermocycling. An in vitro comparative study. *Eur J Orthod*, 34, pp.1-9.

Quintão, C. e Brunharo, I. (2009). Fios Ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, 14(6), pp.144-157.

Rerhrhaye, W. et al., (2014). Degradation of the mechanical properties of orthodontic NiTi alloys in the oral environment: an in vitro study. *Int Orthod*, 12, pp.271-80.

Schiff, N. et al., (2004). Influence of fluoridated mouthwashes on corrosion resistance of orthodontics wires. *Biomaterials*, 25, pp.4535-42.

Schiff, N. et al., (2005). Corrosion resistance of three orthodontic brackets: a comparative study of three fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod*, 27, pp.541-9.

Schiff, N. et al., (2006). Galvanic corrosion between orthodontic wires and brackets in fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod*, 28, pp.298-304.

Silla, J. (2005). Fundamentos y concepto actual de la actuación preventiva y terapêutica del flúor. In: Sala, E. e Garcia, P. *Odontología preventiva y comunitária Principios, métodos y aplicaciones*. 3ª Edição. Barcelona, Elsevier Masson, pp.105-157.

Walker, M., White, R. e Kula, K. (2005). Effect of fluoride prophylactic agents on the mechanical properties of nickel-titanium-based orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127, pp.662-9.

Zinelis, S. et al., (2007). Why do nickel-titanium archwires fracture intraorally? Fractographic analysis and failure mechanism of in-vivo fractured wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132, pp.84-9.

## VI. Anexos

Autor	Fios Avaliados	Resultados	Conclusão	Comentários
Rerhrhaye, W.et al.	Níquel-titânio; Beta-titânio; Aço inoxidável	<p>A imersão em solução fluoretado revelou uma redução significativa do módulo de Young quando comparado com o grupo controle. Ocorreu maior libertação de níquel na solução com maior concentração de flúor e maior acidez.</p> <p>O módulo de Young revelou-se maior no fio de aço inoxidável.</p> <p>Nos fios á base de níquel-titânio o mesmo módulo baixou significativamente quando em meio ácido e fluoretado.</p>	<p>A liga ortodôntica de níquel-titânio sofre degradação das propriedades mecânicas num ambiente ácido e fluoretado.</p>	<p>Solução de saliva artificial com pH neutro (6,8).</p> <p>Solução de saliva com adição de fluoreto de sódio.</p> <p>Tempo de imersão-6horas.</p> <p>As amostras de fios utilizadas sofreram um banho de ultra-sons antes do início do estudo.</p>

Autor	Fios Avaliados	Resultados	Conclusão	Comentários
Mirjalili, M. et al.	Níquel-titânio (Nitinol®); Aço Inoxidável (SS304)	<p>O Nitinol® na solução de simulação de saliva, nos primeiros minutos demonstrou uma diminuição do potencial de corrosão devido á dissolução do níquel; de seguida o potencial aumenta devido á polarização do ramo anódico do sistema corrosivo.</p> <p>O potencial de corrosão é mais baixo na solução com adição de iões fluoreto do que na solução de saliva.</p> <p>Na solução a simular saliva o SS304® demonstra comportamento passivo em relação ao potencial de corrosão, no entanto</p>	<p>O níquel-titânio demonstra comportamento passivo na solução de simulação de saliva, enquanto que o aço inoxidável apresenta corrosão em <i>pits</i>.</p> <p>Os iões flúor provocam um aumento da densidade de passivação em ambos os fios, o que leva a que o potencial de ruptura do Nitinol® diminua, no entanto tem um efeito inverso no SS304®.</p> <p>A presença de crévice/fendas acelera o comportamento</p>	<p>A aceleração da corrosão do Nitinol® na solução de saliva na presença de fluoretos pode ser atribuída ao aumento na concentração de iões agressivos ou á natureza dos fluoretos como iões aceleradores.</p>

		<p>em potenciais mais altos observa-se corrosão em <i>pits</i> devido á existência de iões cloreto.</p> <p>A presença de iões de flúor tem um efeito destrutivo no comportamento corrosivo nos dois tipos de fio (Nitinol© e SS304©).</p> <p>Na solução com iões F<sup>-</sup> e Cl<sup>-</sup> o Nitinol© apresenta corrosão por <i>pits</i>.</p> <p>O tipo de corrosão para ambos os fios em solução de saliva com adição de flúor é corrosão por <i>pits</i>.</p>	<p>corrosivo na solução de simulação de saliva e na solução com adição de cloretos, no entanto não se verifica associação-efeito na solução com adição de fluoretos.</p> <p>A pré-passivação dos fios de níquel-titânio e aço inoxidável tem um efeito deteriorativo na solução de simulação de saliva, mas na presença de iões flúor verificou-se um efeito positivo na corrosão por <i>pits</i>.</p>	
--	--	--	--	--

Autor	Fios Avaliados	Resultados	Conclusão	Comentários
Lin, J. et al.	Níquel-titânio	<p>Na solução com pH 4 ocorreu o aumento da microdureza do fio, enquanto que a concentração de fluoretos e o tempo de imersão não influenciaram significativamente a microdureza.</p> <p>A concentração de moléculas de fluoreto de hidrogénio usada foi 30 ppm; no limite para não prejudicar a camada passiva do titânio; no entanto verificou-se corrosão que aumentou com o aumento da concentração de flúor e de tempo de imersão e com baixo valor de pH.</p>	<p>Tempo de imersão e uma baixa concentração de fluoretos não tem uma influência significativa na microdureza do fio ortodôntico, o que indica que o conteúdo diário de flúor na pasta dentífrica não reduz as propriedades mecânicas dos fios.</p> <p>Um ambiente com flúor e com um maior tempo de imersão poderá evidenciar a corrosão da camada superficial dos fios ortodônticos de níquel-titânio.</p>	<p>O valor de pH usado foi baixo para simular uma situação de uso diário de pasta dentífrica por crianças.</p>

Autor	Fios Avaliados	Resultados	Conclusões	Comentários
Kao, C. e Huang, T.	Aço inoxidável; Níquel-titânio	<p>A superfície do fio de NiTi imergido em solução com pH 4 e NaF tornou-se rugosa e com <i>pits</i> devido ao processo corrosivo.</p> <p>Na solução de saliva normal o fio de NiTi apresentou irregularidades e rugosidade da superfície.</p> <p>No fio de aço inoxidável verificou-se corrosão em <i>pits</i> quando em solução com pH 4 e tratamento com fluoreto de sódio.</p> <p>O potencial de corrosão para o aço inoxidável e NiTi foi similar.</p>	Níquel-titânio e aço inoxidável sofreram corrosão com pH 4 em saliva artificial.	Temperatura-37°C

Autor	Fios Avaliados	Resultados	Conclusões	Comentários
Kassab, E. e Gomes, J.	Níquel-titânio; Beta-titânio	<p>Na solução com 0,02 e 0,04 M de NaF o material permanece passivo até atingir o seu potencial de ruptura. A partir de 0,05 M de concentração de flúor a densidade corrente é maior o que indica dissolução activa do material.</p> <p>Beta-titânio apresentou um potencial de corrosão mais alto do que o NiTi.</p> <p>Ambos os materiais apresentaram um potencial de corrosão mais negativo quando o flúor se encontrava na solução.</p> <p>O fio de Beta-titânio permaneceu passivo em ambas as soluções com densidade corrente baixa.</p>	<p>A resistência á corrosão no NiTi é menor do que a do beta-titânio.</p> <p>Em solução NaCl com 0,02 M NaF, os fios de NiTi são susceptíveis á corrosão localizada enquanto que a liga de beta-titânio não demonstra corrosão localizada.</p>	

Autor	Fios Avaliados	Resultados	Conclusões	Comentários
Perinetti, G. et al.	Níquel-titânio	Na solução de saliva artificial e na solução de saliva artificial associada a um termociclo em pH 5,5 não se observaram diferenças significativas. Nestas mesmas soluções e com pH 3,5 a superfície dos fios demonstrou uma maior rugosidade.	Diferentes fios ortodônticos á base de NiTi podem apresentar diferente resistência á corrosão durante o tratamento com 1500 ppm de fluoretos e baixo pH.  O ciclo térmico não tem efeito na corrosão da superfície dos fios.	Concentração de flúor de 1500 ppm.

Autor	Fios Avaliados	Resultados	Conclusões	Comentários
Walker, M. et al.	Níquel-titânio; CuNiTi;	O tratamento com flúor originou uma diferença no módulo de carga e descarga do fio de NiTi. Por outro	A superfície dos fios de NiTi e CuNiTi apresenta <i>pits</i> e foi afectada negativamente pela exposição a	

		<p>lado não afetou o módulo elástico do CuNiTi.</p> <p>O agente fluoretado provocou na superfície do fio de NiTi um aspecto mosqueado e com <i>pits</i>. No fio de CuNiTi também se verificou as mesmas alterações na superfície, no entanto estas alterações eram mais discerníveis e distintas.</p>	<p>agentes com concentrações elevadas de flúor, afectando as propriedades mecânicas destes fios.</p>	
--	--	---	--	--

Autor	Fios Avaliados	Resultados	Conclusões	Comentários
Schiff, N. et al.	TMA; NiTi; TiNb; CuNiTi	Para o fio TMA a solução Meridol® foi onde se verificou menor potencial de corrosão. Nas soluções de Elmex® e Acorea® apresentou boa resistência á corrosão. Elmex® e	Em pacientes ortodônticos a usar fio de NiTi é recomendado o uso do colutório Elmex®. Os colutórios Meridol® e	Neste estudo foram usado três colutórios fluoretados: Elmex® - 100 ppm de fluoreto de amina e 150 ppm fluoreto de sódio com pH 4,3; Meridol® - 125 ppm de fluoreto de amina e 125 ppm de fluoreto de estanho

		<p>Meridol® foram consideradas as soluções mais agressivas. Este fio apresentou corrosão generalizada na sua superfície na solução Meridol®.</p> <p>O NiTi demonstrou uma resistência moderada á corrosão na solução de Elmex®, no entanto as soluções Acorea® e Meridol® demonstraram ser demasiado agressivas para este tipo de liga. Esta liga na solução Meridol® apresentou corrosão localizada da superfície.</p> <p>O TiNb foi o fio ortodôntico que exibiu a resistência corrosiva mais alta.</p> <p>O CuNiTi também apresentou uma resistência moderada</p>	<p>Acorea® devem ser usados por pacientes a usar fios de TiNb; e Elmex® em quando no tratamento se usa fio de TMA.</p>	<p>com pH 4,2; Acorea® - 65,9ppm de monofluorfosfato de sódio com pH 4,5.</p>
--	--	--	--	---

		<p>á corrosão. Porém na solução Acorea®, este material foi o que demonstrou menor resistência á corrosão.</p> <p>TMA e NiTi foram os fios que sofreram corrosão mais facilmente, com potencial de corrosão negativo especialmente nas soluções Meridol® e Acorea®.</p>		
--	--	--	--	--