

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



LIGAS EM ORTODONTIA

Rita Santos Costa

Mestrado integrado

2011

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



LIGAS EM ORTODONTIA

Dissertação orientada pela Dra. Joana Godinho

Rita Santos Costa

Mestrado integrado

2011

Resumo

Durante os últimos anos temos assistido a um aumento exponencial de materiais e técnicas utilizados na medicina dentária. Na ortodontia, tal como em outras áreas da medicina dentária, a diversidade e o constante aparecimento de novos produtos implica um conhecimento das qualidades e benefícios de um material em detrimento de outro. Alguns desses materiais evidenciam propriedades físicas e mecânicas semelhantes. Em virtude disso, a seleção do material a utilizar e aquele que representa a melhor opção clínica deverá ser baseada não só na evidência científica da literatura mas também no hábito e familiarização que o clínico adquiriu na prática clínica diária.

Dos vários materiais utilizados em ortodontia, as ligas metálicas continuam a ser amplamente utilizadas e estudadas.

Neste trabalho foram abordadas as ligas metálicas disponíveis para ser utilizadas no tratamento ortodôntico, bem como as suas principais aplicações e indicações clínicas. Foram ainda discutidos alguns estudos comparativos e implicações clínicas relacionadas com estas ligas como a citotoxicidade, mutagenicidade, potencial alergénio, corrosão e reação quando expostas a material fluoretado.

Palavras –chave:

Metais em ortodontia; ligas metálicas em ortodontia; arcos; brackets; toxicidade

Abstract

During the last years we have witnessed an exponential increase of materials and techniques used in dentistry. In orthodontics, as in other areas of dentistry, the diversity and the constant appearance of new products implies knowledge of the qualities and benefits of one material over another. Some of these materials present similar mechanical and physical properties. As a result, the selection of the material to use, and one that represents the best clinical option will be based not only on scientific evidence of literature but also in the habit and familiarity that the clinician acquired daily in clinical practice.

Of the many materials used in orthodontics, those consisting of metal alloys continue to be widely used and studied.

In this work the main metal alloys used in the course of orthodontic treatment were addressed, as well as their main clinical applications and indications. Some comparative studies and clinical implications related with these alloys were discussed, such as mutagenicity, cytotoxicity, allergenic potential, corrosion and reaction when exposed to fluoride material.

Key words: Metals in orthodontics; metallic alloy in orthodontics; archwires; brackets; toxicity

Índice

Resumo	i
Abstract	ii
1. Introdução	1
2. Materiais em ortodontia	1
3. Ligas metálicas em ortodontia	3
3.1 Estrutura dos metais	3
3.2 Propriedades mecânicas dos metais	4
3.3 Metais Nobres (ouro)	6
3.4 Aço	6
3.5 Níquel-crômio	8
3.6 Crômio-cobalto-níquel: Elgiloy	8
3.7 Beta titânio –TMA	8
3.8 Níquel-titânio – NiTinol	8
4. Ligas metálicas – Seleção e aplicação clínica	9
4.1 Micro-implantes	9
4.2 Molas	10
4.3 Brackets	11
4.4 Aparelhos removíveis	11
4.5 Arcos	13
4.5.1 Arcos de aço inoxidável	14
4.5.2 Arcos de cobalto-crômio-níquel	14
4.5.3 Arcos de beta-titânio, TMA	15
4.5.4 Arcos níquel-titânio	15

5. Movimento/Atrito	17
6. Corrosão, citotoxicidade, mutagenicidade	18
7. Reações adversas	20
8. Aplicação de flúor durante o tratamento ortodôntico	21
9. Conclusões	22
10. Bibliografia	23

1. Introdução

A ortodontia é a área da Medicina Dentária que se dedica à supervisão, orientação e correção do crescimento e maturação das estruturas dento-faciais, incluindo aquelas condições que necessitam de movimentos dentários ou que necessitam da correção das relações deficientes ou das malformações de estruturas associadas. Consegue-o através do ajuste das relações entre os dentes e os ossos faciais, pela aplicação de forças e/ou estímulos e redireccionamento de forças funcionais dentro do complexo craniofacial (Proffit, 1993).

O tratamento ortodôntico deve ser abordado multidisciplinarmente. Através da correção de maloclusões, a ortodontia é muitas das vezes um dos importantes passos para a realização de uma reabilitação oral. A sua interação com a cirurgia ortognática permite a correção de má-formações esquelético-dentárias.

Os materiais utilizados na ortodontia devem produzir o máximo movimento dentário possível evitando desconforto ou lesão dos tecidos, em particular perda óssea alveolar e reabsorção radicular. No sentido de atingir estes pressupostos, materiais são testados com o objectivo de descobrir nas suas propriedades características que facilitem a movimentação dentária, logo, o tratamento ortodôntico. É natural que se continuem a procurar materiais que pelas suas propriedades ajudem na prática clínica e facilitem a obtenção dos objectivos propostos para um tratamento ortodôntico.

Neste trabalho será abordada a utilização de metais em ortodontia, a introdução das várias ligas, as suas características e aplicabilidade no tratamento ortodôntico.

2. Materiais em ortodontia

Os materiais utilizados no tratamento ortodôntico têm como objetivo atingir um sistema óptimo de forças. Como sistema óptimo de forças o que pretendemos é que 1) haja um controlo, durante o movimento do dente, do seu centro de rotação; 2) se produza um correto nível de stress no ligamento periodontal; 3) conseguir manter constante o nível de stress quando um dente se movimenta de uma posição para outra (Graber et al., 2005). Forças contínuas e suaves são pretendidas para minimizar efeitos nocivos.

Para o ortodontista é importante conhecer as características dos biomateriais disponíveis. Quais as suas propriedades mais relevantes e qual o seu comportamento quando no meio oral e sob função. Assim informado, após o diagnóstico poderá propor, de forma consciente, qual o melhor material ou bracket a ser usado na maloclusão que se apresenta.

Conhecer a estrutura e comportamento dos materiais dará ao ortodontista o discernimento para melhor conduzir a terapêutica, indicar ou contra-indicar determinada aparatologia e fazer um prognóstico confiável.

2.1 Materiais não metálicos

Para além dos metais outros materiais têm as suas indicações clínicas. Enumerando alguns desses materiais:

- Módulos elásticos como as ligaduras elásticas ortodônticas de látex e sem látex, cadeias elásticas, fio elástico, elásticos intermaxilares, elásticos separadores;
- Contenção termoplástica reforçada com fibra ou em matriz termoplástica impregnada com fibra de vidro;
- Aparelhos miofuncionais;
- Brackets estéticos de compósito;
- Brackets estéticos de cerâmica monocristalinos ou policristalinos (fabricados com óxido de alumínio Al_2O_3) (O Ali et.al, 2011; Russel, 2005);
- Brackets estéticos de plástico como os de policarbonato (introduzidos no inicio dos anos 70), de poliuretano, de polioximetileno ou os de policarbonato reforçado com fibra de vidro CA-Al-silicatos, (O Ali et al., 2011);
- Arcos com revestimento de polímeros de polifenileno (O Ali et al., 2011);
- Aligners (poliuretano);
- Resinas compostas;
- Acrílicos.

Na literatura é nos apresentada a composição de vários brackets estéticos que estão disponíveis no mercado. Além do material de fabrico poder ser de diferentes tipos há também, muitas vezes, a opção de ter ou não ranhura metálica. Seguidamente serão apresentados alguns brackets estéticos e sua constituição, de acordo com o fabricante:

- Brackets de compósito reforçado, como por exemplo, Aesthetik-Line da Forestadente, ou os Alexander Spirit da Ormco em compósito com ranhura de aço

inoxidável.

- Já os Elegant SL (super lock) da Dentaaurum são fabricados em policarbonato reforçados com fibra de vidro e ranhura em metal.

- Os Esthetys da RMO em poliuretano com ranhura em ouro opcional.

- Brackets de cerâmica policristalinos: os Allure da GAC e os Aspire Gold Ceramic da Forestadent são policristalinos, tendo estes últimos ranhura em ouro. Os Illusion Plus da Ortho Organizers são policristalinos com ranhura em liga de prata. Os brackets Virage da American Orthodontics são de estrutura policristalina com liga paládio-ouro, e os LUXI II da RMO, também de estrutura policristalina, com ranhura em ouro (Russel, 2005). Brackets policristalinos reforçados com metal, os Clarity da 3M, estéticos e auto-ligáveis.

Dentro dos diferentes materiais passíveis de ser utilizados no fabrico dos brackets, ainda se podem fazer várias combinações entre eles.

3. Ligas metálicas em ortodontia

Na prática clínica, raramente são usados metais na sua forma pura devido às pobres propriedades mecânicas que apresentam. Estas, são amplamente melhoradas pela formação de ligas metálicas.

As ligas utilizadas em ortodontia devem apresentar boas propriedades mecânicas e alta resistência à corrosão no meio oral. Neste meio está presente o ião sulfídrico, que se combina com um grande número de metais formando sulfetos. No entanto, poucos são os metais que formam ligas com alta resistência mecânica e à corrosão.

3.1 Estrutura dos metais

A grande maioria dos metais, à temperatura ambiente, encontra-se no estado sólido. Os átomos dispõem-se no espaço em posições ordenadas, um em relação ao outro. Essa disposição homóloga cria formas geométricas definidas, constituindo as grades espaciais. As mais comuns são a cúbica de face centrada e de corpo centrado e a hexagonal compacta, constituindo as estruturas cristalinas cúbicas e hexagonal.

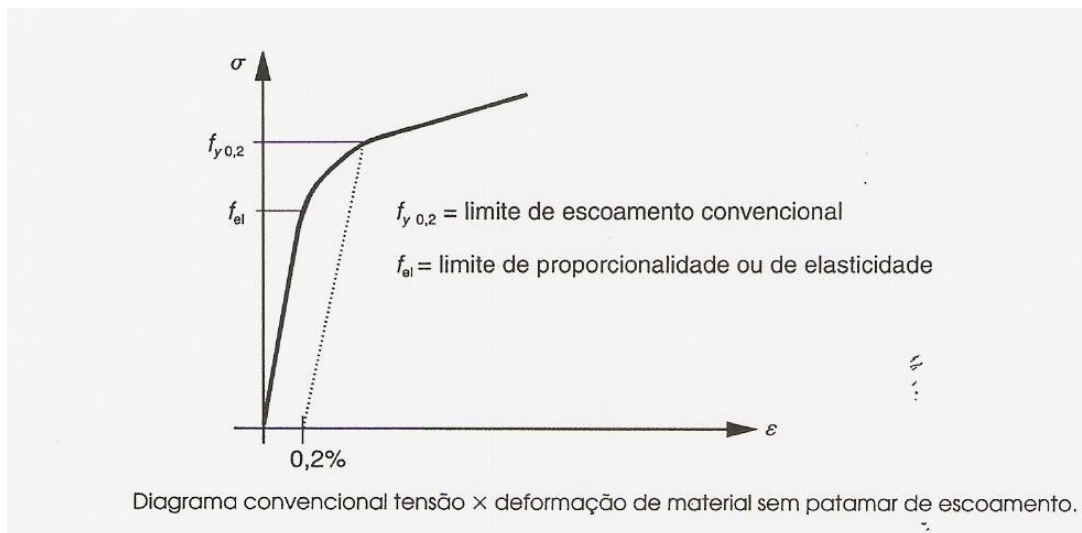
Um numeroso conjunto de átomos forma o grão cristalino e, entre os grãos há átomos que não ocupam posição homóloga com as dos grãos vizinhos formando a

substância intergranular. Grãos cristalinos e substância intergranular são de dimensões relativamente grandes podendo ser observadas ao microscópio.

3.2 Propriedades mecânicas dos metais

Os materiais dentários, usados na mecânica ortodôntica, são principalmente metálicos, o que justifica o conhecimento de algumas das suas propriedades. Assim, importa conhecer alguma terminologia e princípios das propriedades dos metais para que se compreenda melhor a sua aplicabilidade.

Tipicamente, as propriedades mecânicas são determinadas por testes de tração, sendo este tipo de ensaio próprio para materiais dúcteis. Paralelamente à adição de forças vamos obtendo deformação, até à ruptura. Daqui, podemos obter várias informações:



Limite de proporcionalidade – As deformações são proporcionais às tensões no corpo de prova até o ponto f_{el} (define o limite de proporcionalidade).

Limite de elasticidade – Próximo de ponto f_{el} , é a tensão máxima que pode ser aplicada ao corpo de prova sem deformação permanente.

Limite de escoamento convencional (Yield strength) – Indica deformação permanente. Na prática é coincidente com o limite de proporcionalidade e elasticidade.

Resistência limite – Tensão suportada ao romper.

Módulo de elasticidade – É definido pela relação tensão/deformação unitária, até ao limite de proporcionalidade. Quanto maior o módulo de elasticidade menos se deforma sob determinado esforço.

Alongamento – É medido pela deformação permanente que o corpo de prova sofre no ensaio de tração. Um alongamento grande significa que o material é dúctil; um alongamento pequeno significa que o material apenas pode sofrer pequenas deformações antes da ruptura. Quando um metal pode ser deformado em alto grau sem se romper, diz-se que é dúctil, caso contrário, é frágil.

Resiliência – Informa a quantidade de energia que um material pode armazenar quando submetido a esforços até ao limite de proporcionalidade.

Tenacidade – Pode ser avaliada pela área que fica sob a curva de tensão x deformação. Se a área for grande, após atingido o limite de proporcionalidade, o material é capaz de ser bastante deformado antes de fraturar. Um material que se fratura com dificuldade é tenaz (Interlandi, 2002).

A dureza de um material pode definir-se como traduzindo a resistência à penetração da sua superfície. Para avaliar a dureza de um material definimos a dureza Vickers, sendo este um dos métodos baseado em ensaios laboratoriais. Assim uma dureza de 500 HV/10 significa: Dureza Vickers 500 usando uma carga de 10 kgf. Devido ao reflexo da dureza no comportamento dos metais e nas suas aplicações possíveis, e também porque se podem definir relações entre a dureza e outras propriedades mecânicas relevantes, desenvolveram-se diversos métodos para a sua medição, métodos esses que obedecem todos ao mesmo princípio, segundo o qual é aplicada uma carga determinada a um penetrador bastante duro, o qual está em contacto com a superfície do material a testar. As dimensões da marca de penetração (indentação) assim deixada na superfície são então medidas. Obviamente, quanto menor for a indentação maior será a dureza do material. São então elaboradas tabelas com os valores de dureza dos vários materiais testados.

A dureza ou elasticidade são dependentes da composição e estrutura do material, refletindo a sequência de manufatura e da geometria do fio: secção, forma, tamanho e comprimento do segmento.

Efeito mola pode ser definido como a recuperação elástica do material depois de ter sido submetido a carga . A recuperação elástica é a capacidade que um material tem de voltar à sua forma inicial. É tanto maior quanto maior for o seu limite de escoamento, menor o módulo de elasticidade e maior a deformação plástica.

3.3 Metais Nobres (ouro)

Fios de metais nobres são ainda ocasionalmente empregues e embora alcancem óptimas propriedades, atualmente, devido ao seu alto custo raramente são utilizados.

Ligas com materiais nobres, como platina-ouro-paládio ou paládio-prata-cobre não têm relevância clínica em ortodontia, sendo mais utilizadas na reabilitação protética (Anusavice, 2008).

3.4 Aço

Adicionando cerca de 12% a 30% de crómio ao aço, a liga é chamada de aço inoxidável. Para além do ferro e do crómio outros elementos podem estar presentes, resultando numa grande variedade de composição e propriedades dos aços inoxidáveis.

O aço inoxidável foi introduzido com o objectivo de substituir os metais nobres na terapêutica ortodôntica. O efeito do crómio faz com que haja uma diminuição da corrosão através da formação de uma camada muito fina, transparente e aderente de Cr_2O_3 que se forma na superfície dos aços inoxidáveis quando expostos à atmosfera oxidante, como o ar ambiente. Essa camada protetora funciona como uma barreira para impedir a difusão do oxigénio e outros elementos corrosivos do meio, prevenindo a continuação da corrosão da liga. Se a camada de óxido é rompida por meio mecânico ou químico, há apenas uma perda temporária da resistência à corrosão, ocorrendo a formação de nova camada de óxido.

Existem três tipos de aço inoxidáveis classificados com base nas estruturas cristalinas, formadas pelos átomos de ferro: ferrítico, austenítico e martensítico (Anusavice, 2008).

Com interesse para a ortodontia temos os aços austeníticos por serem as ligas mais resistentes à corrosão dentro dos três tipos de aço inoxidáveis. Tanto os aços da série AISI 302 como da série AISI 304 são designados como aços inoxidáveis 18-8, com base nas percentagens de crómio e níquel. Estes são os tipos de aço mais utilizados em fios e bandas ortodônticas de aço inoxidável devido ao custo razoável e à combinação das suas propriedades, sendo elas:

- Grande ductilidade e capacidade de ser deformado a frio sem fractura;
- Substancial endurecimento durante a formação a frio (ocorre alguma transformação martensítica);
- Facilidade de soldadura;

- Resistência à corrosão : alguns cuidados devem ser tidos em conta para que esta propriedade dada pela adição do crómio não seja enfraquecida. Quaisquer irregularidades na superfície devem ser removidas e as superfícies devem estar polidas para que se evite a corrosão electrolítica. Outra causa de corrosão pode ser a contaminação do aço inoxidável por alicates de aço carbono durante a construção do aparelho.

Quando aquecido acima de 400°C, temperatura atingida durante a soldadura, o crómio é consumido para se combinar com o carbono levando a perda de resistência à corrosão. Para evitar esta perda pode, por exemplo, adicionar-se titânio ou nióbio. Este, tem maior reatividade com o carbono do que o crómio, à temperatura de soldadura, mantendo-se assim a resistência à corrosão do aço inoxidável. Um aço tratado desta forma constitui uma aço estabilizado. Não são muito utilizados em ortodontia devido ao custo adicional. Atualmente, em ortodontia, é cada vez mais usada a soldadura elétrica dispensando o uso de soldas e fundentes. As peças são ligadas entre si diretamente.

Outro cuidado a ter é evitar soluções de limpeza que contenham cloretos, visto que ,estes aços inoxidáveis são suscetíveis ao ataque por estas soluções.

O aço inoxidável 18-8 não é suscetível de tratamento térmico endurecedor, conforme acontece com os aço carbono. As suas propriedades são conseguidas por meio do trabalho mecânico de trefilação para obtenção dos fios, assim, deve haver cuidado na soldadura indireta. Uma temperatura de 700 a 800°C pode recrystalizar em poucos segundos um fio ortodôntico.

Fios de aço inoxidável podem, na situação de estrutura fibrilar, atingir um limite de elasticidade de 8000 a 10000 Kp/cm²; na condição de amaciados o limite de elasticidade está nos 3000 Kp/cm². A capacidade elástica diminui com a recrystalização, a temperaturas elevadas.

Os fios de aço inoxidável com diâmetro muito pequeno podem ser trançados ou torcidos pelo fabricante para formar os fios multifilamentados para aplicações ortodônticas. Os fios separados podem ser muito pequenos e apresentar um diâmetro de 0,0178 mm (0,007 polegadas), e o fio na forma final pode ser redondo ou retangular, com dimensões entre 0,406 mm e 0,635 mm (0,016 e 0,025 polegadas). Assim, fios trançados ou torcidos são capazes de suportar grandes deformações elásticas em flexão, e aplicar forças muito menores para uma dada deflexão, comparados com os mesmos fios unitários, com iguais secções transversais.

3.5 Níquel-crômio

Esta liga, respetivamente com 80 e 20% de níquel e crômio na sua composição contém alguns modificadores como carbono, manganês, silício, fósforo e enxofre. Também nesta liga o crômio é o responsável pela alta resistência à corrosão em meio oral.

As ligas de níquel-crômio não são suscetíveis de tratamento térmico endurecedor como acontece com o aço inoxidável 18-8. As suas propriedades mecânicas são obtidas através da trefilação. Após tratamento térmico amaciador ainda apresentam uma resistência mecânica razoavelmente alta. O facto de essas ligas não perderem tanto as suas propriedades mecânicas com a soldadura é uma das razões para a sua receptividade pelos ortodontistas.

3.6 Crômio-cobalto-níquel: Elgiloy

Constituída por 40% Co, 20% Cr, 15% Ni, 15.8% Fe, 7%Mo, 2%Mn, 0.15%C, 0.04% Be, esta liga é muito semelhante à de aço inoxidável tanto na aparência como em termos de propriedades. Aceitam bem a conformação, podendo facilmente ser dobrados, sem se fraturarem. Esta liga também é susceptível de tratamento térmico endurecedor, a cerca de 480°C, aumentando o limite de escoamento e diminuindo o alongamento, o que a diferencia do aço inoxidável.

3.7 Beta titânio -TMA

Esta liga preserva a forma alotrópica beta, formada a altas temperaturas, pela adição de elementos ao titânio na liga como o molibdênio, zircónio e estanho.

Possuindo alta resistência à corrosão, esta liga aceita bem as dobras, para a confecção de alças sem se fraturar. Permite a soldadura direta (soldadura elétrica) e apresenta resistência de escoamento que pode chegar aos 10.000 Kp/cm². Embora com maior limite de elasticidade e ductilidade que o aço inoxidável, tem um custo mais elevado que este.

3.8 Níquel-titânio - Nitinol

Este grupo de ligas engloba a liga Nitinol (55% de Ni e 45% de Ti), podendo conter cobalto. Apresentam “memória de forma” e “super-elasticidade”. “Memória de

forma” significa que quando sob uma temperatura entre os 300 e os 400°C é dada uma certa forma depois, à temperatura ambiente podem imprimir-se diferentes formas, quando levemente aquecido (entre os 35 e os 45°C) tende a voltar à sua forma inicial. A “super-elasticidade” permite a aplicação de forças quase constantes por longos períodos de tempo.

Ensaio de tração até à fratura mostram que esta liga apresenta elevada ductilidade e baixo módulo de elasticidade (aproximadamente 25% dos valores do aço inoxidável e liga Elgiloy) o que resulta em forças libertadas de baixa intensidade.

4. Ligas metálicas – Seleção e aplicação clínica

Os metais e as ligas metálicas são o material de fabrico de um vasto número de peças que são utilizadas em ortodontia. Serão enumeradas algumas e dado um pouco mais de atenção aos metais utilizados na confecção de micro-implantes, molas, brackets, alguns aparelhos removíveis e arcos.

Bandas, tubos e botões, ligaduras metálicas, parafusos de expansão para disjunção palatina, *barras transpalatinas, barras linguais, mantenedores de espaço, bite turbos e ganchos* são habitualmente confeccionados com aço inoxidável.

O material mais comumente usado na cirurgia ortognática é o titânio, tanto como constituinte das *miniplacas* como dos *parafusos*.

4.1 Micro-implantes

Os *micro-implantes*, atualmente com ampla utilização como meio de ancoragem, podem ser de titânio puro, ou conter pequenas quantidades de vanádio, ferro e manganês (Lijima et al., 2008). Neste estudo de Lijima e colaboradores concluiu-se que o desempenho de torção dos micro-implantes com outros metais na sua constituição melhora em relação ao micro-implante de titânio puro. No estudo de Muguruma e colaboradores, é citada a composição dos micro-implantes AbsoAnchor (Dentos, Coreia) como sendo constituídos por Ti-6Al-4V (titânio, alumínio e vanádio). Esta composição Ti-6Al-4V, a mais amplamente utilizada, possui características de osteointegração inferiores às dos micro-implantes de titânio puro. Este factor é coadjuvante da estabilidade primária e não da secundária, facilitando a remoção do micro-implante. Neste estudo os autores concluem que bochechos com soluções de 0.1

e 0.2% de fluoreto de sódio não causam deterioração das propriedades destes micro-implantes (Muguruma et al., 2011). Estes mesmo autores, num outro estudo, compararam o comportamento de mini-implantes experimentais de diferentes ligas analisando as suas propriedades mecânicas. Foram fabricados mini-implantes de titânio puro e com as seguintes ligas: Ti-4Al-4V (titânio, alumínio e vanádio) e Ti-33Nb-15Ta-6Zr (titânio, nióbio, tântalo e zircônio), tendo concluído que esta última liga apresenta boa propriedade de resistência à torsão.

4.2 Molas

As molas em ortodontia são habitualmente fabricadas em níquel-titânio podendo ser fechadas ou abertas para encerrar, abrir ou manter espaços. Molas de abrir espaço em níquel-titânio podem apresentar forças de 100, 150 ou 200g. Na literatura encontramos um estudo que demonstra que para conseguir atingir as distâncias tabeladas pelos fabricantes as molas têm que ser comprimidas mais de um terço do seu comprimento (foram testadas molas da GAC e da 3M Unitek) (Bourke et al., 2010). Molas da American Orthodontics para encerramento de espaços podem ter ou 9 mm ou 12mm. As molas de outra casa comercial, a G&H, além da variável comprimento têm como variável a intensidade da força que podem produzir. Segundo o fabricante podem variar entre 50, 100, 150, 200 ou 250 gramas de força. Na literatura encontramos a relação comprimento vs rigidez. Uma mola mais curta será mais rígida do que uma mola mais comprida (Boshart et al., 1990).

A fim de tentar a obtenção de ligas sem níquel, logo, potencialmente menos alergénias, têm sido realizados alguns estudos com ligas livres de níquel. Como exemplo temos o estudo de Suzuki e colaboradores. Neste, foi comparado o movimento dentário quando aplicadas molas de expansão tanto com a liga titânio-nióbio-alumínio como com a liga níquel-titânio. Embora a magnitude da força tenha sido menor com a liga titânio-nióbio-alumínio, esta libertou forças suaves e contínuas, tendo atingido o mesmo valor de expansão que a liga níquel-titânio. Os autores sugerem que pode ser uma a liga a considerar como substituta da liga níquel-titânio (Suzuki et al., 2006).

Encontramos também disponíveis mola fechada e mola aberta de aço inoxidável. Num estudo comparativo de molas em aço inoxidável e molas níquel-titânio os autores concluíram que estas últimas libertam forças ótimas para o movimento dentário

durante uma ativação quando comparadas com as molas de aço inoxidável (von Fraunhofer et al., 1993), devido à sua “memória de forma” e “super-elasticidade”.

4.3 Brackets

Os *brackets metálicos*, quer da técnica convencional, quer da técnica lingual e mesmo os auto-ligáveis são habitualmente confeccionadas em aço inoxidável austenítico (aço inoxidável 17/4). Sendo uma estrutura plana, tal como as bandas, a soldadura é habitualmente feita por soldadura autógena ou elétrica (Anusavice, 2008).

No entanto, existem também brackets fabricados com outras ligas e mesmo ranhuras de ligas metálicas em brackets estéticos, como já referido anteriormente. A título de exemplo, podemos ter as ligas citadas num artigo de Darabara e colaboradores, em que são referenciadas os brackets Rematitan (Dentaurum) em titânio puro (Darabara et al., 2007). Num outro artigo, este de Gioka e colaboradores, estes mesmos brackets são referidas como sendo titânio puro, mas já os Orthos2 (Ormco) têm a base em titânio puro mas as asas em liga titânio com alumínio e vanádio (Gioka et al., 2004). Na literatura encontramos um estudo comparativo, em que é avaliada a resistência à fricção de três tipos de brackets: cerâmicos com ranhura em ouro-paládio, cerâmicos e em aço inoxidável quando conjugados com quatro tipos de arcos: aço inoxidável, níquel-titânio, titânio-molibdénio (TMA) e de baixa fricção titânio-molibdénio (TMA). A superfície mais suave foi encontrada entre o bracket de cerâmica com ranhura ouro-paládio e arco em aço inoxidável, bem como, o que menor rugosidade apresentava. Estes brackets apresentaram baixos valores de fricção com todas as combinações de arcos. Sendo a resistência à fricção uma contra-força no movimento dentário, os autores concluem que brackets cerâmicos com ranhura ouro-paládio podem ser uma boa alternativa aos brackets de aço inoxidável, em casos de deslizamento para encerramento de espaços.

4.4 Aparelhos removíveis

Alguns dos componentes dos aparelhos removíveis têm na sua constituição ligas metálicas.

Um aparelho ortodôntico tem uma componente ativa e uma componente reativa. A parte ativa está envolvida no movimento dentário e a reativa serve de ancoragem. Quando há ancoragem recíproca o mesmo componente é membro ativo e reativo. Existem três importantes características: o rácio momento/força, o índice carga-deflexão

e a força máxima. Para produzir diferentes tipos de movimento o rácio momento/força tem de ser alterado. Inclinações da coroa, translação e movimentos da raiz podem ser conseguidos com diferentes ratios. É importante que o clínico tenha a noção que para produzir um movimento raramente o consegue aplicando apenas uma força. Já o momento/força a ser aplicado deve ser baixo, de forma a ser conseguido um melhor controle da magnitude da força. O componente reativo deve ser mais rígido. A máxima força a ser aplicada sem causar deformação é importante para evitar ativação descontrolada. O desenho dos aparelhos removíveis está, também, dependente destas variáveis.

Os componentes dos aparelhos normalmente não estão em carga de forma simples. Tensão, compressão, torsão e dobras podem fazer parte do desenho do aparelho. Como exemplo de alguns destes aparelhos temos o lip-bumper, o aparelho de Hawley, o bionator, o aparelho de expansão rápida da maxila, todos estes com parte construída em acrílico e componentes metálicos de acordo com o objetivo de cada um. Como componente metálico podemos encontrar arco vestibular, ansas, parafusos de expansão, molas, entre outros.

O tipo de liga também influencia o aparelho; ligas de aço inoxidável são as mais utilizadas. No entanto, por exemplo, para a construção de um pêndulo é utilizado um fio TMA (beta-titânio).

Quando trabalhamos com fio de aço inoxidável devemos ter em atenção o facto de este poder sofrer completo recozimento e recristalização em poucos segundos em temperaturas entre os 700 e 800°C, que é a faixa de temperatura da soldadura convencional, eléctrica e autógena (soldadura de duas peças do mesmo material a quente). Para minimizar este efeito devem ser utilizadas soldas com baixo ponto de fusão e diminuição do tempo necessário para a soldadura. O amolecimento que ocorre nestas condições de aquecimento pode ser consideravelmente reparado pelo encruamento (endurecimento) que acontece nas operações clínicas subsequentes, como a de ajuste da forma e o polimento.

O aumento das propriedades elásticas dos fios de aço inoxidável pode ser obtido por meio de tratamento térmico a temperaturas entre os 400°C e os 500°C após deformação a frio. Esse tratamento de alívio de tensões promove o estágio de recuperação durante o recozimento. Neste, as tensões residuais introduzidas durante a manipulação do fio são removidas permitindo estabilizar a forma do aparelho. As tensões residuais podem causar fratura durante o ajuste clínico do aparelho.

A secção do fio também é um factor relevante, pois pode influenciar a força libertada. Habitualmente são utilizados fios de secção redonda e o diâmetro do fio pode variar.

Fios de Elgiloy azul com grandes diâmetros são utilizados na confecção de aparelhos semelhantes aos usados na expansão lenta da maxila (Anusavice, 2008). Devido à facilidade de deformação são utilizados para confecção de alguma aparatologia, tratados termicamente para aumentar os valores do limite de escoamento e resiliência. Estas variações nas propriedades mecânicas com tratamento térmico são atribuídas a reações de precipitação.

Aparelhos como o *Jones Jig* ou o *Jasper Jumper* são componentes metálicos acoplados a aparelhos fixos.

4.5 Arcos

Os fios ortodônticos são obtidos por trifilação a partir de um lingote fundido. Os grãos cristalinos equiaxiais do lingote fundido alongam-se, chegando a uma estrutura fibrilar. Este ato de deformar metais é denominado trabalho mecânico. Algumas das propriedades mecânicas dos metais aumentam com o trabalho mecânico.

As propriedades de um arco ortodôntico são consequência da sua constituição, sendo que existem quatro principais grupos de ligas utilizados: aço inoxidável, cobalto-crómio-níquel, beta-titânio e níquel-titânio. O seu desenho e manipulação, incluindo os aquecimentos feitos tanto pelo fabricante como pelo clínico, também são factores que podem influenciar as suas propriedades.

Encontram-se disponíveis em vários diâmetros e quanto à forma podem ser redondos, quadrados ou retangulares.

Podemos ter fios com tamanhos de 0.30 mm (0.012 in), 0.40 mm (0.016 in), 0.46 mm (0.018 in), 0.51 mm (0.020 in), 0.40 mm x 0.56 mm (0.016 in x 0.022 in), 0.48 mm x 0.64 mm (0.019 in x 0.025 in), entre outros.

4.5.1 Arcos de aço inoxidável

Como já referido anteriormente o aço inoxidável é altamente propenso à oxidação, mas a camada passiva do filme de óxido, formada pela oxidação do crómio, bloqueia a difusão do oxigénio para as camadas mais internas.

O módulo de elasticidade, que determina a contribuição da liga na libertação das forças ortodônticas pelo segmento de fio, é clinicamente importante, assim como o limite de escoamento, que determina a faixa de limite prático de trabalho elástico.

Atualmente os arcos de aço inoxidáveis são mais utilizados para manter estáveis as dimensões transversais dos arcos. São também, em muitas técnicas, os arcos de eleição para encerramento de espaços. A combinação da alta rigidez do arco com o pouco atrito, baixa resistência à fricção, na interface arco/ranhura do bracket ou tubo facilita o deslizamento.

Devido à sua rigidez, é um arco que deve ser trabalhado com cuidado evitando a aplicação de forças excessivas.

O aço inoxidável trançado foi inicialmente introduzido para alinhamento e nivelamento nas fases iniciais do tratamento ortodôntico. Atualmente, sendo os arcos de níquel-titânio mais acessíveis, tem sido utilizado, por alguns clínicos, na fase de finalização e intercuspidação (secção retangular).

Outra aplicação clínica do arco de aço inoxidável trançado é a contenção fixa pós-tratamento ortodôntico.

O aço australiano foi introduzido para ser utilizado na técnica de Begg. Uma revisão da literatura revela falta de informação quanto às suas propriedades físicas e mecânicas. Begg procurava um arco suave, flexível e com alta resiliência para usar na sua técnica. Disponíveis em tamanhos dos 0.012” até 0.024” e com a nomenclatura de regular, regular+, special, special+, premium, premium+ e supremo, supremo+. A resiliência aumenta do regular para o supremo (Pelsue et al., 2009).

4.5.2 Arcos de cobalto-crómio-níquel

Os arcos da liga cobalto-crómio-níquel estão disponíveis em quatro estados de tratamento térmico: macio, dúctil, semi-resiliente e resiliente. Os fabricantes fornecem os fios codificados por cores para facilidade do clínico. O fio mais usado é o que sofreu tratamento térmico amaciador (Elgiloy azul). O azul é o mais maleável, seguido do amarelo (dúctil), verde (semi-resiliente) e vermelho (resiliente). As propriedades

mecânicas dos fios Elgiloy com diferentes tratamentos térmicos são similares às de certos fios de aço inoxidável. Devido à proximidade dos valores do módulo de elasticidade, as forças ortodônticas libertados pelo fio Elgiloy azul e o aço inoxidável são praticamente iguais. No entanto, o fio elgiloy azul tem um comportamento macio, comparativamente com o aço inoxidável, devido ao seu baixo limite de escoamento.

4.5.3 Arcos de beta-titânio, TMA

Os fios da liga beta-titânio, TMA, são compostos por 77,8% titânio, 11,3% de molibdênio, 6,6% de zircônio e 4,3% de estanho (O'Brien, 2009). Tal como os fios de aço inoxidável, os de níquel-titânio e titânio puro possuem diferentes estruturas cristalinas formadas à alta e baixa temperaturas. A temperaturas abaixo de 885°C a forma estável é o α -titânio que tem estrutura cristalina HC (hexagonal compacta); enquanto que em altas temperaturas a fase estável é o β -titânio, que tem estrutura CCC (cúbica de corpo centrado).

Pesquisas de Burstone e Goldberg revelaram que os fios comerciais de β -titânio surgiram por volta de 1980, tendo a adição de molibdênio estabilizado a estrutura CCC do β -titânio à temperatura ambiente (Anusavice, 2008).

O módulo de elasticidade dos fios β -titânio é intermédio entre os valores do de aço inoxidável e fios Elgiloy e os valores para o fio Nitinol. O efeito mola é muito maior quando comparado com fios de aço inoxidável e fios de Elgiloy, mas semelhante ao dos fios Nitinol. Na prática isto significa que, para fios com as mesmas dimensões e com as mesmas dimensões de alças, estes libertam 1/3 da força libertada pelo equivalente nas ligas de aço inoxidável ou de cromo-cobalto-níquel. Os fios β -titânio podem ser deformados a frio e são facilmente conformados, podendo ser trabalhados em várias configurações ortodônticas.

A rugosidade superficial dos fios TMA é muito maior que a do aço inoxidável e Elgiloy, o que afeta o atrito entre o arco e o bracket (Anusavice, 2008).

É importante salientar que a liga β -titânio é a única liga para fio ortodôntico que não possui níquel.

4.5.4 Arcos níquel-titânio

O fio original Nitinol tem predominantemente estrutura de liga martensítica altamente encruada, com dureza Vickers, aproximadamente igual a 430. Nos anos 80

estes fios passaram a ser comercializados e processados como “super-elásticos”. Estes, em contraste com os originais contêm uma quantidade substancial de estrutura austenítica NiTi à temperatura ambiente ou à temperatura corporal (37°C). A transformação entre austenítica e martensítica do NiTi pode ser induzida tanto por tratamento térmico como por tensão. O NiTi austenítico é formado em alta temperatura e com baixa tensão e o NiTi martensítico é formado com baixas temperaturas e altas tensões. No início da década de 90 começou a comercialização dos fios com efeito “memória de forma”. Nesta, os fabricantes primeiro estabelecem a forma quando a liga é aquecida a uma temperatura próxima dos 480°C; quando o fio é colocado nos brackets fica exposto a baixas temperaturas (aproximadamente a temperatura do corpo) fazendo com que o arco volte à sua forma original (memória de forma) e promovendo o movimento dentário. Estudos demonstraram que a transformação da estrutura martensítica para austenítica durante o aquecimento a baixa temperatura é completa abaixo dos 37°C, enquanto que temperaturas mais elevadas que a da cavidade oral são necessárias para induzir a transformação completa da estrutura austenítica da liga NiTi em fios superelásticos (Anusavice, 2008). Estes arcos permitem a transmissão de forças suaves e constante durante o movimento dentário.

A sua biocompatibilidade, baixa rigidez, elevado efeito mola, super-elasticidade e capacidade de memória são características que se conseguem tanto pela sua composição química como pelo tratamento térmico-mecânico (Seyyed Aghamir et al., 2010).

Em meados da década de 90, os fios de níquel-titânio com adição de cobre (CuNiTi) surgiram no mercado. São compostos, basicamente, por níquel, titânio, cobre e crómio (Seyyed Aghamir et al., 2010). Devido à incorporação de cobre, apresentam propriedades termoativas definidas e permitem a obtenção de um sistema óptimo de forças, com controlo acentuado do movimento dentário. Foram introduzidos no mercado, pela Ormco Corporation, com três temperaturas de transição (27°C, 35°C e 40°C). Pandis efetuou um estudo comparativo entre a eficiência dos arcos NiTi e, NiTi com cobre, na resolução de apinhamento antero-inferior. Concluiu que o tipo de arco não afetava a dissolução do apinhamento; que as diferenças no padrão de carga dos arcos em laboratório e as condições clínicas efetivas poderiam eliminar a vantagem conseguida em laboratório dos arcos CuNiTi (Pandis, 2009).

Como resultado das propriedades da liga níquel-titânio, a conformação de dobras permanentes, pelo clínico, é muito difícil (alta resiliência). Outra desvantagem é

a forma como deve ser feita a soldadura. Esta liga não pode submeter-se à soldadura convencional ou elétrica, a união deve ser de modo mecânico. Alguma rugosidade da superfície dos fios é também um contra, cria atrito aumentando o tempo de tratamento.

Existem arcos Nitinol “estéticos” revestidos com Teflon (politetrafluoretileno). Estudos mostram a baixa resistência ao atrito destes arcos quando comparados com arcos não revestidos (Farronato et al., 2011).

5. Movimento/Atrito

No tratamento ortodôntico com aparelho fixo o que pretendemos é criar um sistema de superfície de contato bracket-arco com baixo atrito (resistência à fricção), em que a superfície de um bracket permita que o arco se movimente facilmente (permita fricção).

A fricção estática é definida como a força que tem de ser superada para se iniciar o movimento do dente e a fricção cinética como a resistência ao movimento do dente a uma velocidade constante. Dado que os valores das fricções estática e cinética geradas durante a mecânica de deslizamento são determinados, em parte, pelos coeficientes de fricção dos materiais em contacto, o tipo de liga metálica usada no fio ortodôntico é um factor importante a ser considerado. Estudos têm demonstrado que os fios de aço-inoxidável produzem menos fricção do que os fios de β -titânio e de níquel-titânio, mas são menos eficazes nas angulações maiores (Fernandes et al., 2007). Neste trabalho laboratorial, os autores encontraram os seguintes resultados:

- 1) A fricção estática e fricção cinética são influenciadas significativamente pela angulação de segunda ordem e pelo tipo de fio ortodôntico.
- 2) Quando aumenta a angulação, ocorre um aumento significativo da fricção, independentemente do tipo de fio ortodôntico considerado.
- 3) Os arcos de aço inoxidável reduziram significativamente a fricção estática, mas apenas na angulação de 0°.
- 4) Nas angulações mais altas de 4° e 8°, os arcos de níquel titânio produziram forças de fricção estática e cinética significativamente inferiores.
- 5) O processo de implantação de iões é uma maneira eficaz de reduzir a fricção. O sucesso do tratamento ortodôntico depende do diagnóstico e da eficiência do dispositivo utilizado. Assim, relaciona-se a qualidade do movimento dentário à habilidade clínica

de controlar o sistema de forças aplicado sobre a dentição, havendo a necessidade de conhecer os fenômenos biológicos inerentes, aliado às informações técnicas da mecânica utilizada, para perceber a natureza e os resultados da movimentação.

Fisiologicamente as forças de tensão induzem à osteogênese, enquanto forças máximas de pressão coincidem com a reabsorção do tecido ósseo (Al-Qawasmí et al., 2003). Para haver movimento dentário tem que ocorrer remodelação óssea em redor do mesmo. O osso é seletivamente removido de algumas áreas e adicionado em outras. (Proffit, 1995).

As forças aplicadas podem promover movimento dentário nos três planos, frontal, sagital e transversal. Segundo Proffit, o movimento dentário de inclinação é o mais simples (o dente gira em torno do seu centro de resistência). Movimento de translação (o apex radicular e a coroa movem-se no mesmo sentido), movimentos de rotação, e de intrusão/extrusão são também possíveis (Proffit, 1995).

Forças aplicadas podem provocar movimentos dentários, no sentido vestibulo-lingual. Este movimento é denominado de torque. Muitos fatores afetam o torque dentário, como por exemplo, o tipo de liga de arco que será utilizada e o tipo de bracket onde esse arco vai ser inserido. Os movimentos de terceira-ordem (torque) são conseguidos com a utilização de arcos retangulares. Arcos entrançados de aço inoxidável parecem ter um melhor comportamento a 35°C, para conseguir movimentos de terceira ordem, do que arcos Nitinol (Bolender et al., 2010).

Para que haja movimento dentário o que se pretende é um sistema com baixo atrito, que é uma contra-força ao movimento proposto pelo clínico. Assim foram criados arcos “low-friction”, brackets “low-friction” e ligaduras “low-friction”. Também com este objectivo, foram incorporadas nos brackets estéticas ranhuras em metal.

6. Corrosão, citotoxicidade, mutagenicidade

Segundo Combe os materiais dentários devem ser (Combe, 1992):

- não tóxicos;
- não irritantes, tanto para o tecido oral como para os outros tecidos;
- não produzir reacções alérgicas;
- não serem mutagénicos ou carcinogénicos.

Vários estudos realizados têm avaliado parâmetros como corrosão, citotoxicidade e mutagenicidade de metais utilizados em ortodontia.

Nos casos de cirurgia ortognática, esses estudos revelam que pode haver maior concentração de metais em unhas e cabelo dos pacientes após a cirurgia (Bozkus et al., 2011). Neste estudo os autores concluíram que das miniplacas de titânio usadas na cirurgia ortognática são libertados elementos de corrosão. A concentração de Al (alumínio), Ti (titânio) e V (vanadium), no cabelo, são superiores no grupo sujeito a cirurgia do que no grupo controle. Concentrações de Ti e V superiores foram encontradas nas unhas em relação à concentração destes metais no grupo controle.

Num outro estudo foi observada a biodegradação de níquel e crômio em bandas de aço inoxidável utilizadas em mantenedores de espaço (Bhaskar et al., 2010). O estudo foi feito com uma, duas, três e quatro bandas. Mesmo as medições com quatro bandas demonstraram que os valores atingidos não seriam capazes de causar qualquer toxicidade.

Em 2009 foi efectuada uma avaliação da libertação de níquel e crômio usados no fabrico de brackets de diferentes manufaturas (Haddad et al., 2009). Dos seis grupos de estudo, cinco eram brackets de liga de aço inoxidável e um de liga crômio-cobalto com baixo teor de níquel. Este último não foi no entanto o que apresentou níveis mais baixos de libertação de níquel. Brackets de diferentes fabricos apresentaram comportamento de corrosão diferentes.

Num outro estudo, foi avaliada a libertação de iões em ligas de aço inoxidável, sem níquel e titânio. Na presença da liga de aço inoxidável foram encontradas as maiores concentrações de libertação de iões (titânio, crômio, manganês, cobalto, níquel, molibdénio, ferro, cobre e zinco). A liga livre de níquel libertou poucos iões. O DNA celular foi mais danificado pela liga de aço inoxidável, seguida pela liga livre de níquel. Neste estudo concluiu-se que as brackets e os tubos em titânio são os mais biocompatíveis (Ortiz et al., 2011). Também num estudo in vitro, Costa conclui que brackets de aço inoxidável com baixa presença de níquel são mais biocompatíveis do que brackets em aço inoxidável AISI 304 (Costa et al., 2007). No entanto, diferentes estudos demonstram que a quantidade de iões libertada por brackets é inferior à ingerida na dieta diária normal. Assim, parece haver biocompatibilidade e aplicabilidade dos metais em tratamentos ortodônticos (Luft et al., 2009).

Também a mutagenicidade e citotoxicidade na terapia ortodôntica parece não ser relevante (Angeliere et al., 2011). Embora se verifique alteração celular com a

colocação de brackets cerâmicos e metálicos, essa alteração não sugere malignidade (Pereira et al., 2009)

7. Reações adversas

Reações adversas resultantes do uso de aparelhos ortodônticos fixos e removíveis têm sido motivo de preocupação tanto por parte de ortodontistas como por parte de responsáveis por cuidados de saúde. O níquel tem muitas vezes sido indicado como um metal capaz de causar reações alérgicas a curto e a longo prazo (reações imunológicas tipo IV) (Pazzini et al., 2010). Num estudo de Kuhta conclui-se que íões libertados podem causar reações alérgicas tardias (Kuhta et al., 2009).

A hipersensibilidade ao níquel é um problema comum, especialmente entre mulheres jovens, com uma prevalência de 5 a 10% (Leenen et al., 2009). Quando comparada com a mucosa oral, a pele é mais sensível a reações alérgicas. A mucosa oral é menos sensível ao níquel devido a diferenças de estrutura anatómicas. O níquel é utilizado em muitos aparelhos ortodônticos e, devido à sua corrosão, íões podem ser libertados na cavidade oral. A corrosão do aparelho depende do pH, da composição da saliva e da placa bacteriana, da temperatura e da carga mecânica. Apesar disto, as alergias são raras. Em caso de hipersensibilidade ao níquel, aparelhos sem níquel devem ser usados (Leenen et al., 2009). Mesmo em pacientes com comprovada alergia quando em contacto com níquel, foram observadas reações, mas incomuns (Volkman et al., 2007).

A título de exemplo, encontramos na literatura o relato de um caso de dermatite da face e pescoço após cimentação de um aparelho de expansão rápida (eritema papular). Não estavam presentes reações ou sintomas intra-orais. Após remoção do aparelho a alergia desapareceu em 4 a 5 dias (Ehrnrooth et al., 2009). Encontra-se ainda o relato de uma reação de dermatite de contato devido a utilização de capacete para tração extra-oral num paciente atópico (Lowey, 1993).

Para se saber de que forma o tratamento ortodôntico, com brackets, pode influenciar a obtenção de imagens de uma ressonância magnética de crânio, Elison e colaboradores realizaram um estudo. Neste, foi feita obtenção de imagens com ressonância magnética utilizando diferentes tipos de brackets. Brackets de plástico, cerâmica, titânio e aço inoxidável foram testados tendo-se concluído que apenas estes

últimos causam distorção relevante das imagens. Os restantes tipos de brackets apenas causaram uma mínima distorção na qualidade das imagens (Elison et al., 2008).

8. Aplicação de flúor durante o tratamento ortodôntico

Encontramos na literatura vários estudos sobre a aplicação fluoretos, em bochechos ou em gel, no decorrer do tratamento ortodôntico (Danaei et al., 2011).

Sabendo que com a cimentação de aparelhos ortodônticos aumentamos o nível de exigência para manter uma boa higiene oral, visto que, há maior acumulação de placa bacteriana (Pramod et al., 2011; Opsahl Vital et al., 2010), é frequente fazerem-se rotinas de higiene oral, muitas das vezes, com aplicação de fluoretos. Na literatura encontramos correlação de tratamento ortodôntico com o aparecimento de lesões tipo mancha branca no esmalte, provocadas por descalcificação (Hadler-Olsen et al., 2011) (Ritcher et al., 2011).

No entanto, como resultado de alguns estudos encontramos um decréscimo das propriedades mecânicas de, por exemplo, arcos de beta titânio e de aço inoxidável quando expostos a agentes profiláticos fluoretados, contribuindo para um aumento do tempo do tratamento ortodôntico (Walker et al., 2007). Esta conclusão foi também encontrada por Ramalingam, num estudo com arcos de liga níquel-titânio (Ramalingam et al., 2008).

Um outro estudo, sobre o efeito da aplicação de flúor nas ligas de titânio, mostra alterações a vários níveis. Variações morfológicas como, o aumento da rugosidade com efeitos adversos no mecanismo de deslizamento, efeitos no platô de super-elasticidade ou, redução da força dos arcos (Fragou et al., 2010).

No estudo de Danaei, de três elixires para bochechos, o que continha mais clorohexidina foi o que apresentou maior libertação de iões metálicos, na presença de brackets de aço inoxidável (Danaei et al., 2011). Em contra partida, existem no entanto, estudos que demonstram a importância de aplicação de verniz de flúor próximo das brackets evitando a desmineralização dessa zona (Behnan et al., 2010).

Al-Mulla mostra as vantagens da utilização de uma pasta dentífrica com 5000 ppm de flúor para controle de uma pequena lesão de cárie provocada pelo uso de bandas ortodônticas (Al-Mulla et al., 2010).

Devido ao aumento do risco de cárie durante o tratamento várias medidas profiláticas devem ser indicadas aos pacientes, entre elas: boa higiene oral, aplicação tópica de flúor, utilização de clorhexidina e selamento de fissuras. Os autores preconizam uma abordagem de diagnóstico específica para apresentação de medidas de prevenção válidas (Opsahl Vital et al., 2010).

A aplicação de flúor durante o tratamento ortodôntico tem os seus prós e contras. Se por um lado sabemos que o aumento da retenção de placa bacteriana, devido à colocação do aparelho, aumenta o risco de cárie e o aparecimento de lesões brancas de desmineralização, implicando medidas de prevenção nas quais se inclui a aplicação tópica de produtos fluoretados. Por outro lado, foi demonstrado a aumento da libertação de iões, da corrosão, com a aplicação de flúor tópico. Características dos brackets e arcos também sofrem alterações com a sua aplicação.

9. Conclusões

Vários tipos de aparelhos metálicos são usados para o tratamento de maloclusões. Estes aparelhos são colocados no ambiente oral sob stress de várias ordens, forças mastigatórias, ativação do aparelho, flutuações da temperatura, variedades de alimentos ingeridas e saliva são alguns. Torna-se relevante saber qual o comportamento deste aparelhos, logo, das ligas metálicas que os constituem, quando nessas condições.

Tendo várias opções de escolha para chegar a um determinado resultado de tratamento proposto, torna-se difícil definir uma só linha de atuação. Técnicas distintas utilizam diferentes materiais e/ou diferentes sequências de materiais. A experiência clínica em colaboração com estudos e ensaios clínicos ajudam na tomada consciente das decisões.

Como tronco comum a todas as técnicas sabemos que os materiais utilizados devem ser biocompatíveis e que idealmente durante o tratamento ortodôntico devemos privilegiar o uso de ligas metálicas livres de níquel com uma boa resistência à corrosão.

10. Bibliografia

Ali O, Makou M, Papadopoulos T, Eliades G. Laboratory evaluation of modern plastic brackets. *Eur J Orthod*. 2011 Jul 12.

Al-Mulla A, Karlsson L, Kharsa S, Kjøllberg H, Birkhed D. Combination of high-fluoride toothpaste and no post-brushing water rinsing on enamel demineralization using an in-situ caries model with orthodontic bands. *Acta Odontol Scand*. 2010 Nov;68(6):323-8.

Al-Qawasmi, R. A., Hartsfield, J.K. JR., Everett, E. T., Genetic predisposition to external apical root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003, 123, pp. 242-252.

Angelieri F, Carlin V, Martins RA, Ribeiro DA. Biomonitoring of mutagenicity and cytotoxicity in patients undergoing fixed orthodontic therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Apr;139(4 Suppl):e399-404.

Anusevice KJ. Phillip's science of dental materials. 11th ed. Editora: Elsevier. 2008

Behnan SM, Arruda AO, González-Cabezas C, Sohn W, Peters MC. In-vitro evaluation of various treatments to prevent demineralization next to orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 Dec;138(6):712.e1-7; discussion 712-3.

Bhaskar V, Subba Reddy VV. Biodegradation of nickel and chromium from space maintainers: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2010 Jan-Mar;28(1):6-12.

Bolender Y, Vernière A, Rapin C, Filleul MP. Torsional superelasticity of NiTi archwires. *Angle Orthod*. 2010 Nov;80(6):1100-9.

Boshart BF, Currier GF, Nanda RS, Duncanson MG Jr. Load-deflection rate measurements of activated open and closed coil springs. *Angle Orthod*. 1990 Spring;60(1):27-32; discussion 33-4.

Bourke A, Daskalogiannakis J, Tompson B, Watson P. Force characteristics of nickel-titanium open-coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 Aug;138(2):142.e1-7; discussion 142-3.

Bozkus I, Germec-Cakan D, Arun T. Evaluation of metal concentrations in hair and nail after orthognathic surgery. *J Cranifac Surg* 2011; 22(1):68-72.

Combe EC. Notes on dental materials. Editora: Elsevier Health Sciences, 1992.

Costa MT, Lenza MA, Gosch CS, Costa I, Ribeiro-Dias F. In vitro evaluation of corrosion and cytotoxicity of orthodontic brackets. *J Dent Res*. 2007 May;86(5):441-5.

Danaei SM, Safavi A, Roeinpeikar SM, Oshagh M, Iranpour S, Omidekhoda M. Ion release from orthodontic brackets in 3 mouthwashes: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Jun;139(6):730-4.

Darabara MS, Bourithis LI, Zinelis S, Papadimitriou GD. Metallurgical characterization, galvanic corrosion, and ionic release of orthodontic brackets coupled with Ni-Ti archwires. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007 Apr;81(1):126-34.

Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Jan;139(1):74-9.

Elison JM, Leggitt VL, Thomson M, Oyoyo U, Wycliffe ND. Influence of common orthodontic appliances on the diagnostic quality of cranial magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Oct;134(4):563-72.

Ehrnrooth M, Kerosuo H. Face and neck dermatitis from a stainless steel orthodontic appliance. *Angle Orthod*. 2009 Nov;79(6):1194-6.

Farronato G, Maijer R, Caria MP, Esposito L, Alberzoni D, Cacciatore G. The effect of Teflon coating on the resistance to sliding of orthodontic archwires. *Eur J Orthod*. 2011 Apr 8.

Fragou S, Eliades T. Effect of topical fluoride application on titanium alloys: a review of effects and clinical implications. *Pediatr Dent*. 2010 Mar-Apr;32(2):99-105.

Gioka C, Bourauel C, Zinelis S, Eliades T, Silikas N, Eliades G. Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. *Dent Mater*. 2004 Sep;20(7):693-700.

Graber TM, Vanarsdall Jr RL, Vig KWL. *Orthodontics. Current principles & techniques*, 4th edition (2005) Elsevier, St Louis, Missouri, USA

Haddad AC, Tortamano A, Souza AL, Oliveira PV. An in vitro comparison of nickel and chromium release from brackets. *Braz Oral Res*. 2009 Oct-Dec;23(4):399-406.

Hadler-Olsen S, Sandvik K, El-Agroudi MA, Ogaard B. The incidence of caries and white spot lesions in orthodontically treated adolescents with a comprehensive caries prophylactic regimen--a prospective study. *Eur J Orthod*. 2011 Jul 12.

Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Okayama M, Yuasa T, Mizoguchi I. Torsional properties and microstructures of miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Sep;134(3):333.e1-6; discussion 333-4.

Interlandi, S. *Ortodontia – Bases para Iniciação*. 5a edição. Editora Artes Médicas, São Paulo, 2002. 95-101.

J. S. Russel. Current products and practice aesthetics orthodontics brackets. *Journal of Orthodontics*, Vol. 32, No. 2, 146-163, June 2005

Kuhta M, Pavlin D, Slaj M, Varga S, Lapter-Varga M, Slaj M. Type of archwire and level of acidity: effects on the release of metal ions from orthodontic appliances. *Angle Orthod.* 2009 Jan;79(1):102-10.

Leenen RL, Kuijpers-Jagtman AM, Jagtman BA, Katsaros C. [Nickel allergy and orthodontics]. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 2009 Apr;116(4):171-8.

Lowey MN. Allergic contact dermatitis associated with the use of an Interlandi headgear in a patient with a history of atopy. *Br Dent J.* 1993 Jul 24;175(2):67-72.

Luft S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. In-vitro evaluation of the corrosion behavior of orthodontic brackets. *Orthod Craniofac Res.* 2009 Feb;12(1):43-51.

Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Yuasa T, Kyung HM, Mizoguchi I. Effects of sodium fluoride mouth rinses on the torsional properties of miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 May;139(5):588-93.

Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Yuasa T, Ohno H, Mizoguchi I. Relationship between the metallurgical structure of experimental titanium miniscrew implants and their torsional properties. *Eur J Orthod.* 2011 Jun;33(3):293-7.

Natascha Fernandes, Jorge Leitão, Luis Jardim. Influência do Tipo de Fio Ortodôntico e da Angulação de Segunda Ordem sobre as Forças de Fricção. *Revista da SPEMD* volume48, número 1

O'Brien WJ; *Dental Materials*; Quintessence publishing Co, Inc; 2009. 381-394.

Opsahl Vital S, Haignere-Rubinstein C, Lasfargues JJ, Chaussain C. Caries risk and orthodontic treatment. *Int Orthod.* 2010 Mar;8(1):28-45.

Ortiz AJ, Fernández E, Vicente A, Calvo JL, Ortiz C. Metallic ions released from stainless steel, nickel-free, and titanium orthodontic alloys: Toxicity and DNA damage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Sep;140(3):e115-22.

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Alleviation of mandibular anterior crowding with copper-nickel-titanium vs nickel-titanium wires: a double-blind randomized control trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Aug;136(2):152-7.

Pazzini CA, Pereira LJ, Marques LS, Generoso R, de Oliveira G Jr. Allergy to nickel in orthodontic patients: clinical and histopathologic evaluation. *Gen Dent.* 2010 Jan-Feb;58(1):58-61.

Pelsue BM, Zinelis S, Bradley TG, Berzins DW, Eliades T, Eliades G. Structure, composition, and mechanical properties of Australian orthodontic wires. *Angle Orthod.* 2009 Jan;79(1):97-101.

Pereira BR, Tanaka OM, Lima AA, Guariza-Filho O, Maruo H, Camargo ES. Metal and ceramic bracket effects on human buccal mucosa epithelial cells. *Angle Orthod.* 2009 Mar;79(2):373-9.

Pramod S, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Presence of cariogenic streptococci on various bracket materials detected by polymerase chain reaction. *Aust Orthod J.* 2011 May;27(1):46-51.

Proffit, W.R. & Fields JR, H.W. *Ortodontia contemporânea.* 2a ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1995.

Ramalingam A, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan A. The effect of topical fluoride agents on the physical and mechanical properties of NiTi and copper NiTi archwires. An in vivo study. *Aust Orthod J.* 2008 May;24(1):26-31.

Richter AE, Arruda AO, Peters MC, Sohn W. Incidence of caries lesions among patients treated with comprehensive orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 May;139(5):657-64.

Seyyed Aghamiri SM, Ahmadabadi MN, Raygan Sh. Combined effects of different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011 Apr;4(3):298-302.

Suzuki A, Kanetaka H, Shimizu Y, Tomizuka R, Hosoda H, Miyazaki S, Okuno O, Igarashi K, Mitani H. Orthodontic buccal tooth movement by nickel-free titanium-based shape memory and superelastic alloy wire. *Angle Orthod.* 2006 Nov;76(6):1041-6.

von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod.* 1993 Summer;63(2):145-8.

Walker MP, Ries D, Kula K, Ellis M, Fricke B. Mechanical properties and surface characterization of beta titanium and stainless steel orthodontic wire following topical fluoride treatment. *Angle Orthod.* 2007 Mar;77(2):342-8.