

Silvio Orrico

Ligas Metálicas Utilizadas Em Implantes Dentários

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2018

Silvio Orrico

Ligas Metálicas Utilizadas Em Implantes Dentários

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2018

Silvio Orrico

Ligas Metálicas Utilizadas Em Implantes Dentários

Trabalho apresentado à Universidade Fernando Pessoa
como parte dos requisitos para obtenção do grau de
Mestre em Medicina Dentária.

Silvio Orrico

AGRADECIMENTOS

Alla mia famiglia, a mio Padre, ai miei fratelli Giulio e Adriano, ai miei nonni, ai miei zii e ai miei cugini: è grazie a voi se sono la persona che sono e oggi mi trovo qui per il coronamento di questo traguardo; un sincero grazie per tutto ciò che mi avete fatto imparare e che ho ricevuto per tutta la vita.

Vorrei ringraziare il mio Prof. Pedro Jorge Goncalves Pereira, orientatore e relatore di questa tesi e fonte inesauribile di conoscenza; oltre ad avermi indirizzato e guidato nella stesura di questo lavoro, mi ha trasmesso passione e entusiasmo affinché la tesi prendesse forma giorno dopo giorno.

Una dedica speciale ai miei amici Enrico, Giulio, Tonio, Gaetano, Marco e ai miei colleghi, che ogni giorno hanno condiviso con me gioie, sacrifici e successi, senza voltarmi mai le spalle. Il vostro affetto e sostegno fanno sì che il traguardo sia ancora più prezioso.

Alla mia ragazza Virginia che è sempre stata presente soprattutto nei momenti di difficoltà, credendo in me e non smettendo mai di darmi la forza e i consigli per andare avanti.

A mia Madre che reputo il mio di riferimento continuo, prima insegnante della mia vita e modello di comportamento straordinario. Senza le tue parole sempre al posto giusto e al momento giusto, non sarei qui oggi; mi hai visto crescere, maturare, soffrire e gioire, sempre dandomi la forza, l'affetto e il sostegno necessari. Solo un sincero Grazie.

A me stesso per aver creduto nelle mie capacità e per aver raggiunto finalmente l'obiettivo di una vita.

RESUMO

Hà muitos anos existe uma vasta gama de ligas metálicas odontológicas que vem sendo introduzidas no mercado e utilizadas na prática clínica em implantes dentários e posterior reabilitação protética, como importantes alternativas ao ouro, devido ao aumento do custo das ligas nobres e a melhoria das propriedades e características das ligas metálicas não nobres.

As ligas metálicas utilizadas em medicina dentária podem influenciar não apenas a qualidade e durabilidade de implantes dentários e próteses como também a saúde e integridade dos tecidos orais, podendo também atingir os tecidos sistêmicos.

Este trabalho tem o objetivo de apresentar conteúdos e conceitos já conhecidos através de uma revisão narrativa da literatura existente sobre os tipos de metais e suas características, as principais ligas usadas e a biocompatibilidade das ligas metálicas em medicina dentária.

Para a presente revisão, realizou-se uma pesquisa bibliográfica com recurso a artigos publicados em revistas; procedeu-se à pesquisa por recurso aos motores de busca na internet, tais como, *PubMed e B-On*. Foram selecionados artigos e revisões entre os anos 1980 e 2018, escritos em Português, Inglês e Italiano.

Palavras Chave: ligas metálicas, biocompatibilidade, osseointegração, citotoxicidade, titânio, cobalto, níquel, cromo, zirconia.

ABSTRACT

For many years there is a wide range of dental metal alloys that have been introduced in the market and used in clinical practice in dental implants and subsequent rehabilitation, as important alternatives to gold, due to the increase in the cost of noble alloys and the improvement of properties and characteristics of non-noble metal alloys.

Metal alloys used in dentistry can influence not only the quality and durability of dental implants and prostheses, but also the health and integrity of oral tissues and may also affect systemic tissues.

The objective of this work is to present contents and concepts already known through a narrative review of the existing literature on the types of metals and their characteristics, the main alloys used and the biocompatibility of metal alloys in dental medicine.

For the present review, a bibliographic research was carried out using articles published in journals, research was done using Internet search engines such as PubMed and B-On. Articles were selected between the years 1980 and 2017, written in Portuguese, English and Italian.

Keywords: alloys, biocompatibility, osseointegration, cytotoxicity, titanium, cobalt, nickel, chromium, zirconia.

INDICE

AGRADECIMENTOS	I
RESUMO	II
ABSTRACT	III
ÍNDICE DE TABELAS	V
ABREVIATURAS	VI
I. INTRODUÇÃO	1
II. DESENVOLVIMENTO	2
1. Ligas Metálicas	2
2. Principais Tipos de Ligas Metálicas	4
3. Propriedades Gerais Das Ligas Odontológicas	10
4. Biocompatibilidade	11
5. Peri-Implantite	12
III. DISCUSSÃO	14
IV. CONCLUSÃO	15
BIBLIOGRAFIA	16

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 Classificação A.S.T.M.....	6
-------------------------------------	---

ABREVIATURAS

3Y-TZP - Zircônia tetragonal estabilizada com ítrio

Ag – Prata

ASTM - American Society for Testing and Materials

ATZ - Zircônia endurecida com alumina

Au – Ouro

Be – Berílio

C - Carbono

Co – Cobalto

Cr – Cromo

g/cm³ – Grama por centímetro cúbico

HV - Dureza Vickers

Mo – Molibdênio

Mpa - MegaPascal

N - Azoto

Ni – Níquel

N/m² – Newton por metro quadrado

O - Oxigênio

Pd – Paládio

pH - Potencial hidrogeniônico

ppm – Parte por milhão

Ti - Titânio

Ti6Al4V - Liga com 6% de alumínio e 4% de vanádio

TiCp - Titânio comercialmente puro

TiO² - Dioxido de titânio

TIS - Implante de titânio

ZTA - Alumina temperada com zircônia

I. INTRODUÇÃO

As ligas odontológicas são formadas basicamente pela combinação de 2 ou mais metais, geralmente contem 4 metais e frequentemente apresentam seis metais ou mais na tentativa de melhorar as propriedades da liga, uma vez que os metais puros não tem na sua natureza propriedades físicas e biológicas suficientes para ser utilizadas na boca (Wataha, 2000).

As ligas odontológicas são classificadas de acordo com as suas características e propriedades mecânicas, físicas, químicas e estéticas diferentes entre elas.

A escolha da liga odontológica que se pretende utilizar deve obedecer a três fatores básicos: propriedades biológicas, propriedades físicas e custo; è primordial que a liga tenha boas propriedades biológicas, físicas e químicas; porem sabe-se que a escolha das ligas è frequentemente baseada no custo e na cor, apesar destes ser os fatores menos adequados e eficientes (Wataha e Messer, 2004).

O titânio e as suas ligas são amplamente utilizados para implantes dentários devido à sua excelente resistência à corrosão, boa ductilidade e melhor biocompatibilidade (Toptan *et al.*, 2017). Uma desvantagem do uso do titânio e suas ligas é a sua baixa resistência ao desgaste.

Por outro lado, as ligas metálicas de cobalto-cromo-molibdênio apresentam o melhor equilíbrio em força e resistência ao desgaste, juntamente com a resistência à corrosão. (Toptan *et al.*, 2013).

Um outro factor muito importante que deve ser avaliado è a biocompatibilidade, definida como “um estado de mutua coexistência entre um material e o ambiente fisiológico, sem que um exerça efeito desfavorável sobre o outro” (Boss *et al.*, 1995).

No entanto as ligas podem ser denominadas biomateriais, já que são aplicadas em contacto com o meio oral por um certo período, ou seja muitos anos no caso de implantes e próteses dentarias, para a reposição dos tecidos orais perdidos (Wataha e Khajotia, 1998; Lygre, 2002).

II. DESENVOLVIMENTO

1. Ligas Metálicas

As ligas metálicas são do ponto de vista legal, dispositivos médicos, uma vez que funcionam principalmente por causa das suas propriedades mecânicas como substitutos dos tecidos dentários perdidos (Schmalz e Garhammer, 2002).

Hoje as ligas metálicas são classificadas em dois critérios separados: composição e propriedades físicas.

Segundo a composição podem ser: altamente nobres (possuem pelo menos 40% de ouro e 60% de elementos nobres na composição); nobres (o mínimo è de 25% de metais nobres na composição); ligas de metais básicos (menos de 25% de metais nobres) (Wataha, 2000).

As ligas metálicas podem também ser classificadas de acordo com as suas fases: a fase única e a fase múltipla. As ligas de fase única possuem a mesma composição e uma estrutura similar e homogénea; as ligas de fase múltipla possuem áreas com composições diferentes apresentando, por isso, uma estrutura heterogénea e são mais propensas a corrosão e menor biocompatibilidade do que as ligas de fase única (Lockwood E Nelson, 1999).

Atualmente as bases das ligas estão entre: ouro, prata, cobalto, níquel ou titânio; os metais mais frequentemente encontrados nas ligas odontológicas são: ouro (Au), prata (Ag), paládio (Pd), níquel (Ni), cromo (Cr), cobalto (Co), molibdênio (Mo), berílio (Be) e titânio (Ti).

Ouro: è um metal dúctil, condutor de eletricidade e de calor, resistente à corrosão, e o mais inerte de todos os metais; è biocompatível com o meio bucal.

Prata: è um bom condutor de eletricidade e um elemento estável quando exposto ao ar e à água; a sua principal desvantagem é a perda gradativa do seu brilho.

Paládio: é um metal branco-acinzentado, dúctil; a sua presença nas ligas è importante porque aumenta, consideravelmente, a dureza e resistência ao desgaste.

Níquel: tem características importantes como boa resistência mecânica e alta ductilidade; è um dos elementos mais alergénicos e o mais potente sensibilizador de todos os metais. Segundo testes realizados, uma liga contendo níquel somente perde suas propriedades alergénicas com um conteúdo mínimo de 20% de cromo, tornando-se, então, estável e suficientemente resistente à corrosão no ambiente bucal.

Cromo: a sua presença è importante porque aumenta a resistência contra a corrosão e a pigmentação, tendo como característica a formação de uma camada de óxido, chamada camada passivadora, na sua superfície: passivação è o processo pelo qual uma superfície è caracterizada por um baixo coeficiente de corrosão em uma área potencial que è muito oxidante para o material (Anusavice, 2005).

Cobalto: è um metal duro, de aparência semelhante ao ferro e ao níquel. O cobalto è um elemento fundamental para proporcionar dureza, resistência e rigidez numa liga.

Molibdênio: è um metal duro e muito resistente; tem elevado módulo de estabilidade; a sua toxicidade è considerada pequena. O molibdênio torna uma liga mais compacta, aumenta a resistência mecânica e contribui com a resistência a corrosão (Baran, 2004).

Berílio: metal que melhora as propriedades mecânicas das ligas. Reduz a temperatura de fusão, melhora a união entre o metal e a cerâmica e facilita o polimento, gerando uma superfície brilhante após a fundição. A quantidade máxima de berílio autorizada numa liga è de 2%.

Titânio: em virtude de propriedades como excelente biocompatibilidade com os tecidos moles e duros, propriedades físicas vantajosas, elevada resistência à corrosão, potencial de passividade e baixo peso específico, o titânio è considerado o material de escolha para o uso intraósseo em medicina e tem elevado interesse para a medicina dentária, sendo largamente utilizado nos implantes dentários (Lygre, 2002, Akagawa *et al.*, 2003).

Outros componentes, como o carbono (C) podem estar presentes nas ligas odontológicas; são relativamente menos influentes sobre as propriedades físicas e a biocompatibilidade das ligas pelo facto de estarem em menores quantidades.

O carbono è um dos elementos mais críticos constituintes das ligas; è utilizado para aumentar a dureza e a resistência a tensão da estrutura. se estiver presente em mais do que 0,2% diminuirá a resistência mecânica e tornará a liga mais friável (Morris *et al.*, 1992).

2. Principais Tipos de Ligas Metálicas

As ligas metálicas podem ser subdivididas em: ligas a base de níquel-cromo; ligas a base de cobalto-cromo-molibdênio. O titânio e suas ligas, devido a biocompatibilidade, são classificados separadamente. (Anusavice, 2005)

Ligas de Níquel-Cromo: são ligas de múltipla fase e apresentam mais 60% de níquel e o cromo está presente em mais ou menos 20% (quando è menos de 20% ele pode apresentar ou não 1% - 2% de berílio para melhorar as propriedades mecânicas). Há evidências que a presença de berílio aumenta a corrosão das ligas, havendo libertação do próprio berílio e do níquel, havendo algumas controvérsias na sua utilização (Bezzon *et al.*, 1998).

Ligas de Cobalto-Cromo-Molibdênio: são classificadas como ligas metálicas de fase múltipla; elas devem conter pelo menos 60% do seu peso de cobalto e geralmente pelo menos 30% de cromo e o carbono è frequentemente adicionado para reforçar a liga; as ligas de cobalto-cromo-molibdênio são conhecidas pela força, dureza e resistência à corrosão.

O elemento cromo proporciona dureza, resiliência e aumenta à resistência a corrosão quando presente na concentração de 16 a 20% da liga (Wataha e Khajotia, 1998; Beck *et al.*, 2012).

Segundo Mareci *et al.* (2005), o conteúdo de cromo e molibdênio em uma liga è significativo para aumentar a resistência a corrosão da liga e melhorar a passivação superficial.

As ligas de cobalto-cromo-molibdênio passaram a ser muito utilizadas porque apresentam vantagens associadas ao facto de serem mais leves e tão resistentes à corrosão quanto às ligas de ouro, terem menor custo e possuírem melhores propriedades mecânicas (Wataha, 2000).

As ligas de cobalto-cromo-molibdênio são ligas de metais básicos e a alternativa mais comum para utilizar em caso de pacientes alérgicos ao níquel. Apesar disso, o cobalto è o segundo metal alergénico mais comum (Wataha e Messer, 2004).

Titânio: As ligas de titânio são de grande interesse para aplicações biomédicas, devido à sua excelente resistência e biocompatibilidade superior, associadas a propriedades como alta resistência à tração, resistência à corrosão e módulo de elasticidade comparável ao do tecido ósseo (Niinomi, 1998; Datta *et al.*, 2016).

O titânio comercialmente puro (TiCp) é usado em implantes dentários e próteses. Atualmente, existem quatro graus diferentes de TiCp e uma liga de titânio feitas especialmente para aplicações de implantes dentários; as diferenças se devem à presença de impurezas, como oxigênio, hidrogênio e carbono, que alteram as características mecânicas. (Menghini e Battaini, 1997).

Estes metais são especificados de acordo com a American Society for Testing and Materials (ASTM) com notas de 1 a 5. Graus 1 a 4 não são ligas, enquanto o grau 5 (Ti6Al4V) é uma liga com 6% de alumínio e 4% de vanádio (Elias *et al.*, 2008).

Titânio grau 1: é o mais puro; titânio comercialmente puro com baixo teor de oxigênio; esta qualidade tem baixa resistência à tração e alta ductilidade; possui excelente resistência à corrosão e baixa resistência mecânica.

Titânio grau 2: contem no máximo 0,03% em peso de azoto (N) e 0,3% em peso de Ferro. O conteúdo máximo de oxigênio (O) permitido é de 0,25% em peso. Possui melhores características mecânicas e maior resistência que o grau 1; oferece o melhor compromisso de resistência, soldabilidade e formabilidade.

Titânio grau 3: deve conter no máximo 0,3% em peso de Ferro e 0,35% em peso de oxigênio; apresenta maior força e menor ductilidade em relação ao Grau 1 e 2.

Titânio grau 4: tem o teor máximo de oxigênio (0,4% em peso) e Ferro (0,5% em peso). Tem as propriedades mecânicas e de resistência mais altas; é o menos puro; muito usado em implantologia dentária.

Titânio grau 5: é uma liga Ti-6Al-4V com 6% do seu peso em Alumínio e 4% do seu peso em Vanádio. Apresenta as melhores propriedades mecânicas entre os grupos e menor biocompatibilidade devido ao seu menor grau de pureza.

O oxigênio é o soluto mais crítico contra as propriedades mecânicas, devido à sua capacidade de induzir fragilidade.

GRAU ASTM	CARGA DE RUPTURA (MPa)	LIMITE ELASTICO 0,2 % (MPa)
GRAU 1	240	170-310
GRAU 2	345	275-450
GRAU 3	440	380-550
GRAU 4	550	480-655
GRAU 5	930-1000	830-860

Tabela 1 Classificação A.S.T.M

Ligas de titânio de interesse para a odontologia existem em três formas estruturais: alfa (α), beta (β) e alfa-beta; essas diferentes fases se originam quando o titânio puro é misturado a elementos, como o alumínio e o vanádio. O alumínio é um estabilizador de fase alfa e aumenta a força da liga, enquanto diminui a sua densidade. Por outro lado, o vanádio é um estabilizador de fase beta. (Parr *et al.*, 1985; González e Mirza-Rosca, 1999).

A grande reatividade que o titânio possui é responsável pelas propriedades favoráveis. O metal oxida-se quase instantaneamente no ar para formar uma camada de óxido estável com uma espessura de cerca de 10 nanômetros; esta camada de óxido fornece uma superfície altamente biocompatível e uma resistência à corrosão semelhante à dos metais nobres (Brown, 1997; Wang e Fenton, 1996).

O titânio tem uma resistência à corrosão muito boa, não é citotóxico e tem uma elevada biocompatibilidade. A sua capacidade característica de passivar em contato com os fluidos do corpo humano torna-o particularmente interessante como material para uso odontológico. Neste caso o titânio é coberto por algumas camadas atômicas de óxido de titânio: este óxido é muito estável e, mesmo que removido mecanicamente, é rapidamente reformado. O óxido de titânio na superfície impede a rápida corrosão do metal (Menghini e Battaini, 1997).

O titânio é usado para implantes endósseos e subperiosteais; o óxido de passivação da superfície do implante permite a justa aposição de fluidos fisiológicos, proteínas, tecidos

duros e moles na superfície do metal. Este processo, pelo qual o tecido vivo e um implante são mecanicamente e funcionalmente conectados, é chamado de osseointegração (Rizzo, 1998; Albrektsson, 1989).

As características da superfície do implante de titânio (TIS) parecem ser particularmente relevantes na fase inicial da osseointegração, além disso, a microestrutura do implante influencia a remodelação óssea ao nível do osso e da superfície do implante de titânio (Pozio *et al.*, 2012).

Morfologias irregulares da superfície do implante de titânio permitem níveis mais elevados de ligação celular em células semelhantes a osteoblastos e podem desempenhar um papel crucial na adsorção biomolecular e adesão celular a superfície do implante de titânio, bem como na maturação de células osteoblásticas e inibição de células osteoclásticas (Oliveira *et al.*, 2015).

Para conseguir a osseointegração da superfície de implantes de titânio, superfícies mais ásperas e rugosas pareciam melhorar a formação óssea de novo. (Arcelli *et al.*, 2007).

As superfícies de implantes de titânio foram modificados para desempenhar um papel importante nas reações celulares, na cicatrização de tecidos e na estabilidade do implante (Palmquist *et al.*, 2009).

Wang e Fenton, em 1996, afirmaram que a biocompatibilidade, resistência à corrosão e propriedades físicas e mecânicas desejáveis fazem do titânio um excelente material para aplicação em implantes, próteses fixas e removíveis, em medicina dentária.

O titânio tornou-se conhecido por ser o metal mais resistente à corrosão, assim como as ligas compostas por este metal. Embora seja um metal altamente reactivo, esta característica também justifica uma das suas resistências, pois o óxido formado na sua superfície (TiO_2) é extremamente estável e promove um efeito passivante no metal (Van Noort, 2004).

Para evitar problemas como a corrosão, normalmente as superfícies de implantes de titânio são desgastadas com partículas de trióxido de alumínio (Wennerberg e Albrektsson, 2009).

A fratura do implante de titânio é uma ocorrência incomum, com incidência relatada variando de 0% a 6% (Balshi, 1996).

Causas potenciais de fratura do implante de titânio podem ser de três categorias principais: projeto do implante; defeitos de fabricação; sobrecarga fisiológica e/ou biomecânica (Piattelli *et al.*, 1998).

Apesar das excelentes propriedades biológicas do titânio, existem estudos que mostram o titânio como um alergénio (Goutam *et al.*, 2014).

Para o titânio provocar uma reação alérgica, deve ter propriedades antigénicas e deve estar em contacto com o organismo. Os iões de titânio concentram-se em torno dos tecidos circundantes de implantes dentários. Foram encontradas concentrações entre 100 e 300 ppm nos tecidos peri-implantares, acompanhado por descolorações e manchas (Goutam *et al.*, 2014).

A alergia ao titânio tem sido descrita na forma de urticária, prurido da pele ou mucosa, dermatite atópica, comprometimento da cicatrização de fraturas e dor, necrose e enfraquecimento de implantes (Tamai *et al.*, 2001; Thomas *et al.*, 2006).

Titânio – 6% Alumínio – 4% Vanádio (Ti-6Al-4V): Grau 5: é uma liga de combinação alfa-beta, é a mais conhecida entre as ligas de titânio. O alumínio e o vanádio são adicionados ao titânio apenas em pequenas quantidades o que aumenta consideravelmente o desempenho mecânico, por esta razão, Ti-6Al-4V é amplamente utilizada nos implantes dentários (Mishnaevsky *et al.*, 2014).

Entre as muitas ligas de titânio no mercado, Ti-6Al-4V, contendo 6% em peso de Alumínio e 4% em peso de Vanádio, 0,25% (máximo) de ferro, 0,2% (máximo) de oxigênio e o restante de titânio; está entre as mais utilizadas na fabricação de implantes e próteses dentarias. Este material empresta-se particularmente a tais aplicações devido ao seu baixo módulo de elasticidade, bem como alta resistência à fadiga e boa resistência mecânica, melhor que o do titânio comercialmente puro. O Ti-6Al-4V possui alta resistência à corrosão e biocompatibilidade. (Menghini e Battaini, 1997).

Embora sejam mais rígidos que o osso, seu módulo de elasticidade está mais próximo do osso do que qualquer outro material de implante, com exceção do titânio puro (Niinomi,

1998). Este menor módulo de elasticidade é desejável, pois resulta em uma distribuição de tensão mais favorável na interface osso-implante (Bidez e Misch, 1992).

Por outro lado, esta liga mostrou alguns efeitos negativos sobre a viabilidade celular pela liberação de alumínio e vanádio, com conseqüente influência na sua biocompatibilidade. O alumínio tem sido associado a efeitos neurotóxicos significativos, especialmente quando consideram a sua associação com a doença de Alzheimer, fragilidade óssea e potenciais causas de inflamação local (Cordeiro e Barão, 2017).

Implantes de Zircônia: a zircônia ocupa um lugar único entre as cerâmicas de óxido devido às suas excelentes propriedades mecânicas (Black e Hastings, 1998).

Até o momento, existem apenas três foram usados na odontologia: policristais de zircônia tetragonal estabilizada com ítrio (3Y-TZP), zircônia endurecida com alumina (ATZ) e alumina temperada com zircônia (ZTA).

Os materiais policristalinos de zircônia tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP) apresentam resistência superior à corrosão e ao desgaste, além de alta resistência à flexão (800 a 1000 MPa) em comparação com outras cerâmicas odontológicas (Denry e Kelly, 2008; Piconi e Maccauro, 1999).

Os policristais de zircônia tetragonal (TZP), contendo apenas a fase tetragonal, podem ser obtidos pela adição de ítrio à temperatura ambiente. O TZP estabilizado com ítria possui baixa porosidade, alta densidade, alta curvatura e resistência à compressão e é adequado para aplicação biomédica e para implantes dentários (Adatia *et al.*, 2009).

É essencial compreender os modos de falha biomecânica dos implantes de zircônia para que um projeto ideal de implante de zircônia possa ser desenvolvido (Osman *et al.*, 2013). O mecanismo físico de falha do implante cerâmico pode ser de natureza química e / ou mecânica (Zhang *et al.*, 2013).

A falha mecânica pode ocorrer durante a colocação cirúrgica do implante ou subsequente carregamento funcional gerando forças de flexão (Gahlert *et al.*, 2012).

Ao contrário dos implantes de titânio, as imperfeições de fabricação ou falhas criadas durante a fabricação do implante cerâmico e o tratamento subsequente da superfície podem comprometer a sua força (Osman *et al.*, 2013).

As falhas materiais geralmente assumem a forma de poros ou microtrincas (Zhang *et al.*, 2013) e podem resultar em falha precoce do implante (Gahlert *et al.*, 2012).

3. Propriedades Gerais Das Ligas Odontológicas

Cor: é determinada de cor branca para as ligas não preciosas, assim como para as de prata e paládio e cor amarela para as ligas preciosas contendo alta percentagem de ouro. As ligas brancas com alta percentagem de ouro são chamadas de ouro branco, descolorido pelo paládio. O titânio apresenta cor mais acinzentada e com menos brilho que o cromo.

Peso específico ou densidade (g/cm³): determina a densidade da substância que constitui um corpo, a relação do corpo e o seu volume. A densidade de um metal é proporcional à soma dos pesos dos átomos e moléculas presentes na liga, e ao espaço entre eles. O peso específico é importante para calcular a quantidade de metal necessária para fundir um determinado padrão de cera.

Dureza Vickers (HV): corresponde à dureza de superfície, à resistência à abrasão, ao desgaste ou à penetração de um material em outro. Sendo assim, quanto maior o valor, mais resistente é a sua superfície. O valor é dado em HV, Hardness Vickers, geralmente entre 120 e 420 para as ligas odontológicas.

Módulo de elasticidade (MPa ou N/m²): é a medida da resistência do material, maior será o seu módulo de elasticidade, ou seja, maior a força necessária para deformar este material. O valor do módulo de elasticidade é determinado pela força necessária a um alongamento de 0,2%.

Limite elástico (MPa): também chamado de limite de alongamento, de dilatação ou de escoamento. Corresponde à força necessária para a transição entre uma simples deformação elástica e uma deformação plástica definitiva. A deformação elástica de uma liga permite que após a remoção da força, o metal retome sua forma original. Uma deformação plástica, mesmo após a remoção da força, é permanente. O parâmetro de medida é de 0,2%, determinando a transição entre uma deformação elástica e uma deformação plástica.

Alongamento até fratura (%): chamado também de flexibilidade dúctil, corresponde ao alongamento máximo de um material, até ruptura. Aumentando a força aplicada corresponde a um estágio avançado da deformação plástica.

4. Biocompatibilidade

De acordo com Beck *et al.* (2012), o factor mais importante que afeta a escolha de uma liga metálica é a aceitação desta pelo organismo, ou seja a sua biocompatibilidade.

Um conceito amplamente aceite de biocompatibilidade é “a capacidade de um material provocar uma resposta biológica apropriada numa dada aplicação” (Wataha e Hanks, 1997). Esta capacidade depende da composição do material, do local onde será aplicado e da sua interação com os tecidos orais humanos (Craig e Hanks, 1990).

A aplicabilidade das ligas metálicas está diretamente relacionada com as suas propriedades químicas, físicas e mecânicas (Beck *et al.*, 2012).

A biocompatibilidade das ligas está relacionada com a resposta do organismo à presença dos elementos metálicos. Portanto, é imperativo que os componentes de uma liga não sejam tóxicos e sejam quase inertes aos tecidos circundantes. (Song *et al.*, 2014).

Quando se trata de biocompatibilidade das ligas metálicas em medicina dentária, um dos fatores determinantes é a resistência à corrosão (Wataha, 2000).

Pode-se descrever a corrosão de um metal ou liga metálica como um processo químico ou eletroquímico de ataque por agentes naturais, onde ocorre ionização de elementos deste metal ou liga resultando na dissolução e enfraquecimento parcial ou completo do material, alterando a resistência, estética e biocompatibilidade dos mesmos (Wataha, 2000).

Azevedo, em 2003, define corrosão como “um fenómeno eletrolítico complexo de degradação parcial ou total de um metal ou liga metálica, resultando na libertação de iões presentes.

As peças metálicas que permanecem na cavidade oral estão sujeitas a corrosão, pois o meio bucal apresenta características físicas, químicas e microbiológicas que estimulam a dissolução dos metais. (Burger *et al.*, 2003).

O meio oral tem potencial de biodegradação, através processos de destruição e dissolução em saliva, além da destruição físico-química, desgaste e erosão dentaria, mastigação e

atividade bacteriana; todos esses processos, juntos a variação da temperatura e pH da boca, favorecem a degradação dos materiais no ambiente bucal (Lygre, 2002).

Um estudo de Deprich *et al.*, de 2008, avaliou a resistência à corrosão de algumas ligas metálicas, concluindo que alguns elementos da composição das ligas como o ferro, cobre e prata diminuem a resistência à corrosão das mesmas e também são mais propensos à variação do pH oral. Já os metais nobres, como o cobalto e o molibdênio aumentam a resistência à corrosão. Entre as ligas testadas, a de titânio e a de níquel-cromo foram as mais resistentes à corrosão.

Aumentar a resistência à corrosão de uma liga metálica é possível através de ligações químicas com o oxigênio. Estas ligações geram uma camada de óxido estável, assim como acontece com o titânio (Lygre, 2002).

A resistência a corrosão é extremamente importante porque dela deriva a resistência a fratura e a estética da reabilitação protética (Geis-Gerstorfer, 1994; Bayramoğlu, 2000).

A biocompatibilidade do titânio e suas ligas está relacionada à capacidade de formação de filmes de óxido estáveis e densos (TiO₂) na superfície dos implantes ou próteses (Jeong *et al.*, 2011), pois a interface entre o implante e o sistema biológico envolve a camada de óxido, em vez de titânio em si (Woldemedhin *et al.*, 2012).

Um dos requisitos fundamentais aplicados a qualquer metal ou liga que será utilizada na boca é que não deve formar produtos de corrosão nocivos para o organismo, pois a corrosão das ligas pode resultar em efeitos biológicos, como toxicidade, alergia e mutagenicidade, efeitos funcionais e estéticos. (Ericsson *et al.*, 1986; Wataha e Khajotia, 1998; Anusavice, 2005).

Anusavice (2005) afirma que níquel, cobre e berílio são compostos mutagênicos; todas as ligas, exceto o titânio puro, tem potencial para gerar reações adversas.

5. Peri-Implantite

A peri-implantite é causada pela formação de um biofilme ao nível da superfície do implante de titânio e pela capacidade imunológica comprometida no osso e superfície do implante de titânio. A biocompatibilidade da superfície do implante de titânio pode ser atribuída a uma camada proteica de superfície formada sob condições fisiológicas, que

torna a superfície do implante de titânio adequada para a colonização bacteriana e formação de biofilme (Kitaori *et al.*, 2009).

O papel que o biofilme desempenha ao nível da superfície do implante de titânio no desenvolvimento da peri-implantite está bem documentado; o biofilme protege as bactérias presentes e agentes bactericidas através de vários mecanismos (Donlan e Costerton, 2002; Lewis, 2001).

O tempo imediatamente após a cirurgia é o mais favorável para o desenvolvimento de infecção e formação do biofilme a nível da superfície do implante de titânio devido a mecanismos de defesa do hospedeiro reduzidos (Zhao *et al.*, 2009).

A superfície nanoestruturada de materiais biocompatíveis influencia a adesão e proliferação de biofilme ao nível da superfície do implante de titânio; este fenómeno levou a um aumento do esforço para desenvolver novas estratégias para prevenir a proliferação bacteriana e a formação de biofilme, principalmente através da nano engenharia da superfície do implante de titânio.

As características da superfície do implante são particularmente relevantes na fase inicial da cicatrização óssea peri-implantar, e a microestrutura do tecido ósseo está relacionada com os processos de remodelação ao nível da interface osso e superfície do implante de titânio. (Lewis, 2001; Bassi *et al.*, 2016).

Recentemente, um novo revestimento de implante foi produzido, chamado Anatase Bacterline®: é uma suspensão aquosa de nanopartículas de dióxido de titânio funcionalizadas com íons orgânicos e inorgânicos com propriedades antibacterianas, viricidas e fungicidas. Os íons de prata são ligados covalentemente a nanopartículas de dióxido de titânio, atuando em sinergia com espécies catiónicas, que melhoram o efeito bactericida, fungicida e viricida do produto. Este novo revestimento demonstrou reduzir o número de bactérias inicialmente aderentes, formadas sobretudo por microrganismos gram positivos (Bassi *et al.*, 2016).

Acredita-se que as superfícies de implante de zircônia possa ter uma adesão bacteriana reduzida em comparação com as superfícies de implantes de titânio. (Roehling *et al.*, 2017).

Alguns estudos relataram que as superfícies de implante de zircônia mostraram uma redução estatisticamente significativa na formação de biofilme em comparação com superfícies de implante de titânio (Conserva *et al.*, 2017).

Foi comprovado que a zircônia mostrou uma redução estatisticamente significativa na espessura de três espécies de biofilme (*Streptococcus sanguinis*; *Porphyromonas gingivalis*; *Fusobacterium nucleatum*) em comparação com o titânio (Roehling *et al.*, 2017).

III. DISCUSSÃO

Antes de utilizar os materiais a nível clínico, è imprescindível realizar testes biológicos que investiguem a segurança dos materiais em contacto com os tecidos do corpo (Stanford, 1986).

Existem vários métodos para investigar e determinar a biocompatibilidade dos materiais, por exemplo, através de avaliações em períodos curtos e longos e testes *in vitro* ou *in vivo*. (Chai *et al.*, 2010).

Para avaliar a biocompatibilidade das ligas metálicas de uso em medicina dentária, são realizados testes de citotoxicidade *in vitro*, altamente utilizados pela sua rápida execução, baixo custo e ausência de questões éticas comparativamente com os testes *in vivo* em animais ou testes clínicos (Wataha e Khajotia, 1998).

Wataha (2000), demonstrou que um dos métodos mais relevantes para a determinação da biocompatibilidade de uma liga é a quantificação dos iões libertados, os quais, entram em contacto com o organismo humano, podendo gerar efeitos adversos e tóxicos; a toxicidade geralmente manifesta-se pela dissolução e libertação de componentes químicos dos materiais, que podem provocar reações locais, sistémicas, alérgicas, assim como terem efeitos carcinogénicos e mutagénicos.

O risco de reações locais adversas é maior do que a toxicidade sistémica, pois as células da mucosa oral são expostas diretamente e recebem doses maiores de químicos libertados pelas ligas metálicas (Trombetta *et al.*, 2005).

Os sistemas biológicos mais amplamente utilizados para verificar a toxicidade *in vitro* de materiais dentários são sistemas de cultura celular (Craig e Hanks, 1990). As propriedades

biológicas dos materiais são avaliadas através de testes com culturas de osteoblastos, fibroblastos, macrófagos e outros tipos de células. (Wang e Li, 1998; Wataha e Khajotia, 1999; Sjögren *et al.*, 2000; Watanabe *et al.*, 2004).

IV. CONCLUSÃO

As ligas metálicas são hoje em dia uma opção válida e são muito utilizadas devido as suas excelentes propriedades químicas, físicas e mecânicas; características favoráveis; relação custo-benefício e grande utilidade na prática clínica.

Devido as características e propriedades individuais de cada metal, várias qualidades foram incrementadas a composição das ligas metálicas para aumentar e melhorar os efeitos, a adaptação e a biocompatibilidade no meio bucal.

As ligas de titânio e zircônio são o gold-standard para produção de implantes dentários e próteses dentárias graças à biocompatibilidade, resistência à corrosão e propriedades mecânicas; também apoiado por resultados clínicos favoráveis a médio e longo prazo.

A zircônia continua sendo um material cerâmico quebradiço, com uma sensibilidade significativa aos defeitos superficiais. Portanto, o rigoroso controle de qualidade durante o processo de fabricação é uma necessidade para melhorar os resultados clínicos dos implantes de zircônia.

Para a aplicação das ligas odontológicas, os metais e as ligas devem possuir características mínimas e obrigatórias como: a natureza química das ligas não deve produzir efeitos tóxicos, danosos ou alérgicos no paciente, ou seja deve ser garantida uma completa biocompatibilidade; devem apresentar ótimas propriedades mecânicas, resistência à corrosão e ao desgaste.

BIBLIOGRAFIA

Adatia, N. D., *et al.* (2009). Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(1), pp. 17-22.

Albrektsson, T. (1989). *The Branemark osseointegrated implant*. Quintessence; Chicago. pp. 21-78.

Bassi, M. A., *et al.* (2016). Light diffusion through composite restorations added with spherical glass mega fillers. *Oral & implantology*, 9(Suppl 1/2016 to N 4/2016), p. 80.

Akagawa, Y., Abe, Y. (2003). Titanium: the ultimate solution or an evolutionary step?. *The International Journal of Prosthodontics*, 16, p. 28.

Toptan, F., *et al.* (2017). Tribocorrosion behavior of bio-functionalized highly porous titanium. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 69, pp. 144-152.

Anusavice, K. J. (2005). *Phillips Materiais Dentários*, Elsevier. Tradução 11ª Edição.

Arcelli, D., *et al.* (2007). Genetic effects of a titanium surface on osteoblasts: a meta-analysis. *Journal of Oral Science*, 49(4), pp. 299-309.

Balshi, T. J. (1996). An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 11(5), pp. 660-666.

Bayramoğlu, G., *et al.* (2000). The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(7), pp. 563-575.

Beck, K. A., *et al.* (2012). Elemental release from CoCr and NiCr alloys containing palladium. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(2), pp. 88-93.

Bezzon, O. L., *et al.* (1998). Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(5), pp. 570-574.

- Bidez, M. W., Misch, C. E. (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *The Journal of Oral Implantology*, 18(3), pp. 264-274.
- Black, J., Hastings, G. (1998). Oxide bioceramics: Inert ceramic materials in medicine and dentistry. In *Handbook of Biomaterial Properties*, Chapman & Hall: London, 1st ed, p. 340.
- Boss, J. H., *et al.* (1995). The relativity of biocompatibility. A critique of the concept of biocompatibility. *Israel Journal of Medical Sciences*, 31(4), pp. 203-209.
- Brown, D. (1997). All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. *British Dental Journal*, 182(10), p. 393.
- Burger, J., *et al.* (2003). Methodologies to examine the importance of host factors in bioavailability of metals. *Ecotoxicology and Environmental Safety*, 56(1), pp. 20-31.
- Chai, W. L., *et al.* (2010). Development of a novel model for the investigation of implant–soft tissue interface. *Journal of Periodontology*, 81(8), pp. 1187-1195.
- Conserva, E., *et al.* (2018). Plaque accumulation on titanium disks with different surface treatments: an in vivo investigation. *Odontology*, 106(2), pp. 145-153.
- Cordeiro, J. M., Barão, V. A. (2017). Is there scientific evidence favoring the substitution of commercially pure titanium with titanium alloys for the manufacture of dental implants?. *Materials Science and Engineering: C*, 71, pp. 1201-1215.
- Craig, R. G., Hanks, C. T. (1990). Cytotoxicity of experimental casting alloys evaluated by cell culture tests. *Journal of Dental Research*, 69(8), pp. 1539-1542.
- Datta, S., *et al.* (2016). Imprecise knowledge based design and development of titanium alloys for prosthetic applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53, pp. 350-365.
- Denry, I., Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), pp. 299-307.
- Depprich, R., *et al.* (2008). Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. *Head & Face Medicine*, 4(1), p. 29.

Donlan, R. M., Costerton, J. W. (2002). Biofilms: survival mechanisms of clinically relevant microorganisms. *Clinical Microbiology Reviews*, 15(2), pp. 167-193.

Elias, C. N., *et al.* (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*, 60(3), pp. 46-49.

Ericsson, I., *et al.* (1986). A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *Journal of Clinical Periodontology*, 13(4), pp. 307-312.

Gahlert, M., *et al.* (2012). Failure analysis of fractured dental zirconia implants. *Clinical Oral Implants Research*, 23(3), pp. 287-293.

Geis-Gerstorfer, J. (1994). In vitro corrosion measurements of dental alloys. *Journal of Dentistry*, 22(4), pp. 247-251.

Gonzalez, J. E. G., Mirza-Rosca, J. C. (1999). Study of the corrosion behavior of titanium and some of its alloys for biomedical and dental implant applications. *Journal of Electroanalytical Chemistry*, 471(2), pp. 109-115.

Goutam, M., *et al.* (2014). Titanium allergy: a literature review. *Indian Journal of Dermatology*, 59(6), p. 630.

Kitaori, T., *et al.* (2009). Stromal cell-derived factor 1/CXCR4 signaling is critical for the recruitment of mesenchymal stem cells to the fracture site during skeletal repair in a mouse model. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 60(3), pp. 813-823.

Jeong, Y. H., *et al.* (2011). Nanostructured thin film formation on femtosecond laser-textured Ti-35Nb-xZr alloy for biomedical applications. *Thin Solid Films*, 519(15), pp. 4668-4675.

Lewis, K. (2001). Riddle of biofilm resistance. *Antimicrobial Agents and Chemotherapy*, 45(4), pp. 999-1007.

Lygre, H. (2002). Prosthodontic biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature. *Acta Odontologica Scandinavica*, 60(1), pp. 1-9.

Mareci, D., *et al.* (2005). The electrochemical behaviour of various non-precious Ni and Co based alloys in artificial saliva. *European Cellular Mater*, 10(8), pp. 1-7.

Menghini, P., Battaini, P. (1997). *Metallurgia in odontoiatria*, Masson, Milano.

Mishnaevsky Jr, L., *et al.* (2014). Nanostructured titanium-based materials for medical implants: Modeling and development. *Materials Science and Engineering: Reports*, 81, pp. 1-19.

Morris, H. F., *et al.* (1992). Casting alloys: the materials and" the clinical effects". *Advances in Dental Research*, 6(1), pp. 28-31.

Nelson, S. K., *et al.* (1999). Accelerated toxicity testing of casting alloys and reduction of intraoral release of elements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(6), pp. 715-720.

Niinomi, M. (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 243(1-2), pp. 231-236.

Oliveira, D. P., *et al.* (2015). Gene expression of human osteoblasts cells on chemically treated surfaces of Ti-6Al-4V-ELI. *Materials Science and Engineering: C*, 51, pp. 248-255.

Osman, R. B., *et al.* (2013). Fractured zirconia implants and related implant designs: scanning electron microscopy analysis. *Clinical oral Implants Research*, 24(5), pp. 592-597.

Palmquist, A., *et al.* (2009). Morphological studies on machined implants of commercially pure titanium and titanium alloy (Ti6Al4V) in the rabbit. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 91(1), pp. 309-319.

Parr, G. R., *et al.* (1985). Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 54(3), pp. 410-414.

Piattelli, A., *et al.* (1998). Light and scanning electron microscopic report of four fractured implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(4).

Piconi, C., Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), pp. 1-25.

- Pozio, A., *et al.* (2012). Titanium nanotubes activate genes related to bone formation in vitro. *Dental Research Journal*, 9(Suppl 2), p. S164.
- Rizzo, A. A. (1988). Proceedings of the consensus development conference on dental implants. *Journal Dental Education*, 52, pp. 678-827.
- Roehling, S., *et al.* (2017). In vitro biofilm formation on titanium and zirconia implant surfaces. *Journal of Periodontology*, 88(3), pp. 298-307.
- Schmalz, G., Garhammer, P. (2002). Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dental Materials*, 18(5), pp. 396-406.
- Sjögren, G., *et al.* (2000). Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(2), pp. 229-236.
- Song, Y. H., *et al.* (2014). Cytotoxicity of alloying elements and experimental titanium alloys by WST-1 and agar overlay tests. *Dental Materials*, 30(9), pp. 977-983.
- Stanford, J. W. (1986). Recommendations for determining biocompatibility and safety for the clinical use of metals in dentistry. *International Dental Journal*, 36(1), pp. 45-48.
- Tamai, K., *et al.* (2001). A case of allergic reaction to surgical metal clips inserted for postoperative boost irradiation in a patient undergoing breast-conserving therapy. *Breast Cancer*, 8(1), pp. 90-92.
- Thomas, P., *et al.* (2006). Hypersensitivity to titanium osteosynthesis with impaired fracture healing, eczema, and T-cell hyperresponsiveness in vitro: case report and review of the literature. *Contact Dermatitis*, 55(4), pp. 199-202.
- Trombetta, D., *et al.* (2005). Toxic effect of nickel in an in vitro model of human oral epithelium. *Toxicology Letters*, 159(3), pp. 219-225.
- Van Noort, R. (2004). *Introdução aos Materiais Dentários*. Artmed, São Paulo. 2° ed.
- Wang, R., Fenton, A. (1996). Titanium for prosthodontics applications: a review of the literature. *Quintessence Internacional*. 27(6), pp. 401- 408.

Wang, R. R., Li, Y. (1998). In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(4), pp. 495-500.

Wataha, J. C., Hanks, C. T. (1997). Biocompatibility testing-what can we anticipate. *Trans Academy Dental Mater*, 10, pp. 109-120.

Wataha, J. C., Khajotia, S. S. (1998). Effect of pH on element release from dental casting alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), pp. 691-698.

Wataha, J. C. (2000). Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2), pp. 223-234.

Wataha, J. C., Messer, R. L. (2004). Casting alloys. *Dental Clinics*, 48(2), pp. 499-512.

Watanabe, I., *et al.* (2004). Cytotoxicity of commercial and novel binary titanium alloys with and without a surface-reaction layer. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(2), pp. 185-189.

Wennerberg, A., Albrektsson, T. (2009). Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 20, pp. 172-184.

Woldemedhin, M. T., *et al.* (2012). Characterization of thin anodic oxides of Ti–Nb alloys by electrochemical impedance spectroscopy. *Electrochimica Acta*, 82, pp. 324-332.

Zhang, Y., *et al.* (2013). Fatigue of dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 41(12), pp. 1135-1147.

Zhao, L., *et al.* (2009). Antibacterial coatings on titanium implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 91(1), 470-480.