

PROTEÇÃO CATÓDICA E A PLAUSIBILIDADE DE USO NA ORTODONTIA

Data de submissão: 22/05/2023

Data de aceite: 03/07/2023

Maria Perpétua Mota Freitas

Professora Adjunta
Universidade Luterana do Brasil,
Programa de Pós-Graduação em
Odontologia, Curso de Odontologia
Canoas – RS
<https://lattes.cnpq.br/4016032073425939>

Miguel Flach

Professor
Universidade Luterana do Brasil,
Programa de Pós-Graduação em
Odontologia, Curso de Engenharia
Canoas – RS
<http://lattes.cnpq.br/5217393505830702>

RESUMO: Apesar da grande diversidade de materiais e acessórios utilizados na Odontologia e do expressivo avanço técnico-científico, ainda existem materiais de uso rotineiro cuja biocompatibilidade é questionável, podendo causar efeitos adversos em situações clínicas. Dentre estes, os mais comumente associados são à base de resinas e metais, bastante utilizados na Dentística, Prótese e Ortodontia. Especificamente para esta última especialidade, a maioria das ligas metálicas utilizadas apresenta composição

similar ao aço inoxidável, a base de cromo e níquel, sendo que muitos dispositivos como máscaras faciais, anéis ortodônticos e bráquetes utilizam algum tipo de solda no processo de confecção. Pesquisas têm mostrado que, em consequência do processo corrosivo, alguns íons podem ser liberados pela exposição desses materiais na cavidade bucal, podendo determinar uma variedade de efeitos adversos com alterações tóxicas diretas de forma aguda, ou de forma crônica. Visando evitar o processo corrosivo das instalações metálicas enterradas, submersas e/ou em contato com eletrólitos, em situações semelhantes aquelas que acontecem no ambiente bucal, na Engenharia tem sido utilizada a chamada Proteção Catódica. Consiste na determinação de um fluxo de corrente elétrica decorrente da diferença de potencial existente entre o metal a proteger e outro escolhido como ânodo e que tem potencial mais negativo na tabela de potenciais. Com a utilização da proteção catódica, consegue-se manter essas instalações metálicas completamente livres da corrosão por tempo indeterminado, mesmo que não seja aplicado sobre suas superfícies algum tipo de revestimento e que as condições agressivas do meio (solo,

água ou outro eletrólito) sejam extremamente severas. Baseados nisso, esse capítulo tem por objetivo fazer uma abordagem sobre a plausibilidade de uso da Proteção Catódica como uma forma de proteção para os pacientes na rotina ortodôntica.

PALAVRAS-CHAVE: aparelho ortodôntico, proteção catódica, corrosão, biocompatibilidade, ligas metálicas.

CATHODIC PROTECTION AND THE PLAUSIBILITY OF USE IN ORTHODONTICS

ABSTRACT: Despite the great diversity of materials and accessories used in dentistry and the expressive technical-scientific advance, there are still materials in routine use whose biocompatibility is questionable, and which may cause adverse effects in clinical situations. Among these, the most commonly associated are resin and metal based materials, widely used in Dentistry, Prosthodontics and Orthodontics. Specifically for this last specialty, most of the metal alloys used have a composition similar to stainless steel, based on chromium and nickel, and many devices such as face masks, orthodontic rings and brackets use some kind of solder in the manufacturing process. Research has shown that as a consequence of the corrosive process, some ions can be released by the exposure of these materials in the oral cavity, which can determine a variety of adverse effects with direct toxic alterations in an acute or chronic way. Aiming to avoid the corrosive process of buried metallic installations, submerged and/or in contact with electrolytes, in situations similar to those that happen in the oral environment, the Cathodic Protection has been used in Engineering. It consists in determining an electric current flow resulting from the potential difference between the metal to be protected and another chosen as anode and that has a more negative potential in the potential table. With the use of cathodic protection it is possible to keep these metallic installations completely free of corrosion for an indefinite period of time, even if no coating is applied on their surfaces and the aggressive conditions of the environment (soil, water, or other electrolyte) are extremely severe. Based on this, this chapter aims to address the plausibility of using cathodic protection as a form of protection for patients in routine orthodontics.

KEY WORDS: orthodontic appliance, cathodic protection, corrosion, biocompatibility, metal alloys.

1 | INTRODUÇÃO

A busca por materiais mais satisfatórios na área odontológica é constante. Tudo começou com o uso de ouro e marfim na área de prótese pelas antigas civilizações, há milhares de anos. Atualmente, a Odontologia tem a sua disposição uma ampla gama de materiais, ainda crescente em virtude da evolução técnico-científica.

Em áreas como a Implantodontia e a Ortodontia, o uso de metais se faz crucial para elaboração das estruturas e acessórios utilizados na clínica. Idealmente, tais metais não devem ser nocivos ao organismo humano, ou seja, considerados biocompatíveis. A exemplo, na implantodontia, o uso do titânio representou um grande avanço, devido as características de biocompatibilidade e osseointegração.

Especificamente sobre a Ortodontia, é uma especialidade que se baseia no uso de acessórios como bráquetes, elásticos, molas, fios, dentre outros. Inicialmente, os bráquetes eram feitos em aço inoxidável, principalmente AISI séries 300 e 400, cujos componentes eram, por vezes, unidos com solda prata. Os bráquetes são ligados por fios ortodônticos, denominados arcos ortodônticos, para que possam, junto com elásticos, molas e sistemas de ancoragem, proporcionar o movimento dos dentes. Faz-se importante salientar que tais acessórios são confeccionados com aço inoxidável, ligas de cromo e cobalto ou ligas de níquel e titânio, além de terem suas partes unidas também por processos de soldagem como solda prata, solda por resistência e por *laser*. Essa combinação de metais e processos pode gerar as chamadas pilhas galvânicas, favorecendo a corrosão com liberação de íons na cavidade bucal, o que pode representar risco para o organismo humano.

Pode-se definir corrosão como a deterioração de um material, geralmente metálico, por ação química ou eletroquímica do meio ambiente aliada ou não a esforços mecânicos. A deterioração causada pela interação físico-química entre o material e o seu meio operacional representa alterações prejudiciais indesejáveis, sofridas pelo material, tais como desgaste, variações químicas ou modificações estruturais, tornando-o inadequado para o uso (GENTIL, 2012).

A corrosão mais importante em materiais ortodônticos é a reação eletroquímica que ocorre na presença de algum eletrólito como água ou saliva, chamada especificamente de corrosão galvânica, e ocorre quando se tem um metal colocado em uma solução em contato com outro metal que tenha um comportamento mais catódico.

Sendo assim uma das condições fundamentais para a presença de materiais a serem utilizados na cavidade bucal é de que eles resistam à ação corrosiva da saliva e de alimentos que podem ser alcalinos ou ácidos, bem como da temperatura em que são ingeridos. Deve-se também usar materiais que não sofram escurecimento, geralmente associado à presença de derivados de enxofre em alguns alimentos como, por exemplo, ovos e cebola. No caso de materiais metálicos usados no tratamento ortodôntico, eles devem resistir à ação conjunta do meio corrosivo e de solicitações mecânicas (GENTIL, 2012).

Outro ponto de fundamental importância na avaliação do emprego de metais pesados é o seu potencial genotóxico, citotóxico e carcinogênico, uma vez que elementos metálicos como o níquel e o cromo apresentam resultados positivos relacionados à toxicidade genética (MENEZES, FREITAS, SIQUEIRA, 2009).

Em Ortodontia, a preocupação com a segurança do paciente, considerando-se que os dispositivos utilizados não devem causar efeitos colaterais na saúde humana tem sido crescente nos últimos anos. Aspectos éticos e legais sobre a utilização de produtos contendo níquel, látex e corantes, presentes nos elásticos coloridos, tem sido alvo de preocupações da “California Dental Association”. Estima-se que a incidência de reações adversas em pacientes ortodônticos têm sido de 1:100, com 85% dos pacientes apresentando dermatite

de contato, sendo mais associada ao arco extra-oral (MENEZES, FREITAS, SIQUEIRA, 2009).

Em 1989, JACOBSEN, HENSTEN-PETTERSEN questionaram 137 ortodontistas noruegueses, constatando que aproximadamente 1% dos pacientes ortodônticos apresentou reações intra-orais com etiologia relacionada a metais e/ou resinas acrílicas. MENEZES et al. (2004) ratificaram essa baixa prevalência ao investigar a hipersensibilidade dos metais. Avaliaram 38 pacientes, sendo testados os íons cobalto, cloro, potássio, ferro, manganês, molibdênio, níquel e titânio. Oito amostras contendo as substâncias de teste foram posicionadas nas costas dos pacientes, removidos após 48 horas e analisados pelo dermatologista após 48 e 72 horas. Houve positividade nos testes para níquel (21,1%), potássio (21,1%) e manganês (7,9%). Não foi detectada diferença estatisticamente significativa entre as reações antes e depois da instalação do aparelho ortodôntico, indicando que o mesmo não afetou a sensibilidade dos pacientes ou sua tolerância aos metais no período estudado.

Com o intuito de proteger essas estruturas metálicas, e conseqüentemente os pacientes, a técnica de proteção catódica empregada na área da Engenharia pode representar uma opção, tendo em vista que o princípio básico já está sendo aplicado com sucesso, visando combater a corrosão das instalações metálicas enterradas, submersas e/ou em contato com eletrólitos, em situações semelhantes aquelas que acontecem no ambiente bucal (GENTIL, 2012).

Com a utilização da proteção catódica consegue-se manter essas instalações metálicas completamente livres da corrosão por tempo indeterminado, mesmo que não seja aplicado sobre suas superfícies nenhum tipo de revestimento e que as condições agressivas do meio (solo, água ou outro eletrólito) sejam extremamente severas (GENTIL, 2012).

Baseado nisso e na necessidade de reduzir o risco a que estão submetidos os pacientes quando recebem os acessórios ortodônticos em boca, esse capítulo tem como objetivo fazer uma abordagem sobre a viabilidade de utilização da proteção catódica na área de Ortodontia, com vistas a proteger esses materiais, evitando assim a corrosão galvânica na cavidade bucal.

2 | CORROSÃO GALVÂNICA E BIOCOMPATIBILIDADE DOS MATERIAIS EM ORTODONTIA

A capacidade de um material ser biocompatível ou não é dependente da sua composição e localização, bem como da sua interação com a cavidade oral humana (CRAIG, 1990). Um dos fatores determinantes da biocompatibilidade das ligas metálicas em Odontologia é a resistência à corrosão (WATAHA, LOCKWOOD, NODA, NELSON, METTENBURG, 2002). Segundo BARRET, BISHARA, QUINN (1993), para avaliar o

potencial que poderia ser atribuído aos aparelhos odontológicos sobre a saúde, devem-se quantificar três fatores: a taxa de liberação dos componentes prejudiciais dos metais dos aparelhos na cavidade oral; o grau de absorção dos compostos metálicos pelo organismo humano; e, finalmente, o tempo que estes compostos são retidos nos tecidos.

Embora as interações entre uma liga metálica e os tecidos possam ser de diversas formas, a liberação de elementos da liga na cavidade oral é o foco primário de estudo, visto que efeitos biológicos adversos como alergias, inflamação têm sido atribuídos a esse processo (WATAHA, MESSER, 2004). Além disso, testes como citotoxicidade, bem como a relação entre liberação iônica e citotoxicidade são os mais comumente indicados (WATAHA, LOCKWOOD, KHAJOTIA, TURNER, 1998).

Diversos trabalhos têm focado a liberação de íons metálicos de bráquetes ortodônticos, principalmente ferro, cromo e níquel, que representam os principais produtos da corrosão do aço inoxidável. Entretanto, de acordo com o “International Register of Potentially Toxic Chemical of United Nations Environment Program”, outros íons metálicos, também presentes na aparelhagem ortodôntica, como o cádmio, o cobre e o zinco, podem ser liberados na cavidade oral e já são considerados produtos químicos potencialmente perigosos, sendo incluídos na lista de substâncias e processos considerados de grande risco para a vida humana (FREITAS et al., 2011).

Quando dois materiais metálicos, com diferentes potenciais, estão em contato na presença de um eletrólito, ocorre uma diferença de potencial e a conseqüente transferência de elétrons: $Fe \rightarrow Fe^{++} + 2e^-$. Tem-se então o tipo de corrosão chamado corrosão galvânica, causando uma transferência de carga elétrica de um para outro, por terem potenciais elétricos diferentes. Ela se caracteriza por apresentar corrosão localizada próximo à região do acoplamento, ocasionando profundas perfurações no material metálico que funciona como ânodo (GENTIL, 2012).

A deterioração causada pela interação físico-química entre o material e o seu meio operacional representa alterações prejudiciais indesejáveis, sofridas pelo material, tais como desgaste, variações químicas ou modificações estruturais, tornando-o inadequado para o uso (GENTIL, 2012). Com exceção de alguns metais nobres, como o ouro, que podem ocorrer no estado elementar, os metais são geralmente encontrados na natureza sob a forma de compostos, sendo comum a ocorrência de óxidos e sulfetos metálicos. Os compostos que possuem conteúdo energético inferior aos dos metais, são relativamente estáveis. Desse modo, o metal tende a reagir espontaneamente com os líquidos ou gases do meio ambiente em que é colocado: o ferro se oxida ao ar e na água, e objetos de prata escurecem quando expostos ao ar (GENTIL, 2012).

Sendo assim, as peças metálicas que permanecem na cavidade oral estão sujeitas à corrosão, pois este ambiente apresenta propriedades físicas, químicas e microbiológicas que estimulam a dissolução de metais (FRAUNHOFER, 1997; ELIADES *et al.*, 2002). Dessa forma, diversos são os fatores que podem interferir na liberação iônica de uma

liga: o primeiro grupo engloba o processo de fabricação, tipo de liga e as características superficiais do acessório; o segundo está relacionado às características do meio em que a peça está inserida, como composição, temperatura, pH, flora bacteriana, atividade enzimática e presença de proteínas (STAFFOLANI *et al.*, 1999). O terceiro grupo de fatores corresponde ao uso (envelhecimento) da liga, que pode estar sujeita a adversidades como estresse, tratamento térmico, reciclagem ou reutilização de componentes, dentre outros (HUANG, YEN, KAO, 2001).

De acordo com WATAHA (2000), o método mais relevante para determinação da biocompatibilidade de uma liga é a quantificação dos íons liberados, visto que tais íons em contato com o organismo humano podem gerar efeitos adversos. Para BARRET, BISHARA, QUINN (1993), a liberação iônica advinda dos aparelhos ortodônticos pode, hipoteticamente aumentar a concentração dos íons no corpo, acima da concentração de ingestão ou exposição aos metais pelo meio ambiente.

A tendência de liberação de íons está, muitas vezes, associada à sua instabilidade ou labilidade. Para WATAHA (2000), cobre, níquel e gálio são elementos que apresentam essas características. Por outro lado, a labilidade do elemento não é absoluta e pode ser alterada pela presença de outros elementos na liga.

Nos estudos “in vitro”, a solução utilizada representa um fator de extrema relevância (SORIA, MENEZES, DEDAVID, PIRES, RIZZATTO, COSTA FILHO, 2005). De acordo com WATAHA, NELSON, LOCKWOOD (2001) a presença de proteínas na solução é uma variável importante no processo de liberação iônica. A composição da solução pode influenciar a capacidade do metal em formar uma camada protetora de óxido sobre a superfície para evitar a corrosão e a liberação iônica, tornando o material mais susceptível ao processo corrosivo. Entretanto, na presença de um meio mais complexo (proteínas, células, sais e outras pequenas moléculas), WATAHA, NELSON, LOCKWOOD (2001) mostraram uma menor liberação iônica. Segundo esses autores, as outras moléculas adicionadas poderiam atuar como protetoras da liga.

Isso foi comprovado no trabalho de FREITAS *et al.* (2011), onde foi observada uma redução na liberação iônica após os 30 e 60 dias de instalação do aparelho ortodôntico em boca, com tendência à estabilização, aproximando-se dos valores anteriores à instalação. De acordo com ELIADES e BOUREAUUEL (2005) isso se deve à passividade química atingida pelos metais em boca, em decorrência da formação do filme biológico que altera as características superficiais da liga. Para GJERDET, ERICHSEN, REMLO (1991), este pode ser um fator favorável de resistência à corrosão “in vivo”. A presença de um meio altamente complexo, como a cavidade oral, tende a diminuir o processo corrosivo, porém o mecanismo pelo qual as proteínas e moléculas alteram tal processo ainda não está claramente definido (WATAHA, NELSON, LOCKWOOD, 2001). Em contraste com tal proteção, a presença de cloretos e variações no pH bucal, podem contribuir positivamente para a corrosão (HUANG, YEN, KAO, 200; ELIADES *et al.*, 2002).

Já em 1979, as propriedades corrosivas das ligas à base de prata foram estudadas por SARKAR, FUYS, STANFORD. Encontraram que as ligas com maiores concentrações de prata e cobre sofreram maior dissolução desses íons, diferente daquelas que apresentavam porcentagens mais altas de ouro ou paládio em sua composição. Partilhando da mesma idéia, em 1986, NIEMI, MINNI, IVASKA imergiram diferentes ligas (prata-paládio-cobre-ouro, cobre-paládio e prata) em solução salina e observaram que o cobre foi consideravelmente liberado da liga cobre-paládio em decorrência de ser o metal menos nobre, além disso, ocorreu uma concentração dos íons paládio na superfície da liga. As ligas de prata de fase única liberaram levemente os íons prata, entretanto esse íon e o cobre foram amplamente dissolvidos na liga multifase de prata-paládio-cobre-ouro.

Em 1982, a corrosão de arcos ortodônticos soldados foi pesquisada por BERGE, GJERDET, ERICHSEN. Os autores avaliaram dois tipos de ligas: aço inoxidável e cromo-cobalto. Foram montados dez corpos de prova para cada tipo de arco, através da soldagem de dois segmentos entre si, utilizando 0,02g de solda de prata. Os espécimes foram imersos em NaCl a 0,9% por 24 dias, sendo a troca completa da solução realizada no terceiro dia. As concentrações maiores foram mensuradas no espectrofotômetro de absorção atômica por chama, enquanto as concentrações menores foram determinadas no espectrofotômetro de absorção atômica com forno de grafite. Os autores verificaram que, exceto para o cádmio e o cobre, os fios de aço inoxidável soldados liberaram maiores quantidades de íons na solução. Considerando-se os 24 dias do experimento, as quantidades de níquel, cromo, ferro, cádmio e cobre, liberadas pelos fios soldados de aço inoxidável foram de 6,2µg, 3,0µg, 27,8µg, 16,4µg e 157µg, respectivamente, enquanto as quantidades liberadas pelos fios soldados de cromo-cobalto foram de 1,3µg, 0,1µg, 0µg, 18,6µg e 238µg. Os autores observaram que os fios de aço inoxidável degradaram-se mais durante o experimento, mas a solda-prata dos fios de cromo-cobalto foi responsável pelas elevadas taxas de cádmio e cobre. Verificaram, também, que a solda-prata foi bastante atacada durante o processo corrosivo, funcionando como ânodo na dissolução eletroquímica das peças metálicas.

Sobre a solda de prata utilizada nos acessórios ortodônticos, sabe-se que ela pode gerar corrente galvânica (GJERDET, HERO, 1987; GRIMSDOTTIR, GJERDET, HENSTEN-PETERSEN, 1992; HWANG, SHIN, CHA, 2001) ou precipitação de carbonetos (Kohl, 196), acelerando a corrosão do aço inoxidável. A corrente galvânica pode ser gerada porque as ligas metálicas utilizadas nas soldas ortodônticas podem ter nobreza maior ou menor que o aço inoxidável austenítico, fazendo com que este possa funcionar como cátodo ou ânodo, dependendo da situação. Já a precipitação de carbonetos ocorre devido ao aquecimento determinado durante o procedimento (KOHL, 1964). O Quadro 1 mostra a susceptibilidade da interface de soldagem das ligas de aço inoxidável e ligas para soldagem à corrosão (MATASA, 1995).

Liga para solda	Aço Inoxidável	
	Ferrítico	Austenítico
Ag-Cu-Zn-Cd	C	D
Ag-Cu-Zn	C	D
Ag-Cu-Zn-Cd-Ni	D	B
Ag-Cu-Zn-Ni	D	B
Ag-Cu-Zn-Ni-Mn	D	B
Ag-Cu-Zn-Sn	D	B
Ag-Cu	C	C
Ag-Mn	C	C
Ag-Cu-In-Ni	A	A
Ag-Cu-Sn-Ni	A	A

A = resistência satisfatória; B = duração limitada; C = falhas; D = curta duração

Quadro 1: Susceptibilidade da interface de soldagem: liga de aço inoxidável e liga para solda.

Fonte: Matasa (1995)

Características outras como o pH da solução (MAIJER, SMITH, 1986; STAFFOLANI *et al.*, 1999) e presença de cloretos influenciam decisivamente no processo de biodegradação das ligas (HUANG, YEN, KAO, 2001). Acrescenta-se que a higiene oral pode ser considerada um importante fator no aumento da liberação iônica, já que a presença de ácidos orgânicos facilita tal processo (STAFFOLANI *et al.*, 1999; WATAHA, 2000), bem como o processo de escovação propriamente dito, pode determinar a alteração e/ou remoção da camada protetora superficial, considerada detentora do controle da liberação iônica, conseqüentemente, do processo corrosivo (WATAHA *et al.*, 2002).

Em geral, qualquer forma de estresse sofrido pelas ligas pode levar a uma maior liberação de íons na cavidade oral. Assim, contatos oclusais prematuros contribuem pra aumentar a quantidade de íons liberados (TAI, DE LONG, GOODKING, DOUGLAS, 1992). Tal fenômeno tem grande relevância, pois o tratamento ortodôntico é um sistema dinâmico com grande nível de estresse devido às forças mastigatórias e à mecânica ortodôntica utilizada.

Sobre o tratamento térmico (recozimento), também pode ser considerado fator importante na liberação de íons (HUANG, YEN, KAO, 2001). GJERDET, HERO (1987) estudaram os arcos de aço inoxidável após submetê-los a diferentes temperaturas e concluíram que, quando ocorre tratamento térmico, a temperaturas superiores a 400°C, esses fios liberam quantidades significativamente maiores de íons níquel e ferro, sendo que esse aumento ocorre de forma gradativa, até atingir a temperatura de 800°C, quando acontece uma estabilização nos valores liberados.

3 | PROTEÇÃO CATÓDICA E A VIABILIDADE DE APLICAÇÃO EM APARELHOS ORTODÔNTICOS

O estudo sobre corrosão na área da Engenharia tem objetivos diferentes dos estudos na área da Odontologia. Enquanto a Engenharia se preocupa mais com as possibilidades de falhas catastróficas de suas máquinas, equipamentos e estruturas, raramente isso acontecerá na área Odontológica, como afirma FRAUNHOFER (1997). De acordo com esse autor, a corrosão na cavidade oral não causa destruição significativa do metal utilizado, porém quando certos tipos de soluções de limpeza são utilizados, podem ocorrer ataques destrutivos nas áreas que contém juntas soldadas.

Baseados nisso, surge a opção de proteger a estrutura metálica, visando reduzir esses efeitos adversos já descritos, a Proteção Catódica. Consiste na determinação de um fluxo de corrente elétrica decorrente da diferença de potencial existente entre o metal a proteger e outro escolhido como ânodo e que tem potencial mais negativo na tabela de potenciais. Sendo assim, para obtenção da proteção catódica, dois métodos podem ser utilizados, ambos baseados no mesmo princípio de funcionamento, que é o de injeção de corrente elétrica na estrutura. São eles a proteção catódica galvânica ou por anodos galvânicos ou de sacrifício e a proteção catódica por corrente impressa ou forçada (GENTIL, 2012).

Na proteção catódica galvânica, o fluxo de corrente elétrica origina-se da diferença de potencial existente entre o metal a proteger e outro escolhido como ânodo e que tem potencial mais negativo na tabela de potenciais, conforme pode ser observada na série galvânica prática, mostrada na Tabela 1. Os materiais utilizados, na prática, como ânodos galvânicos são ligas de magnésio, zinco ou alumínio. Esses ânodos devem satisfazer a certas exigências, tais como: ter bom rendimento teórico da corrente em relação às massas consumidas; a sua corrente não deve diminuir com o tempo, formando camadas passivantes e o rendimento prático de corrente não deve ser muito inferior ao teórico (GENTIL, 2012).

Como a composição da liga é de fundamental importância para o bom desempenho do ânodo galvânico, procura-se adicionar elementos para que o ânodo apresente as características desejadas com potencial de corrosão suficientemente negativo, o que justifica a adição de manganês nos ânodos de magnésio. Outra característica importante é a alta eficiência do ânodo. Para tanto, não deve conter impurezas que possam originar autocorrosão ou torná-lo ineficiente. Por fim, ter efetividade para que o ânodo seja corroído uniformemente, evitando que ocorra sua passivação.

A seleção dos ânodos é função das características da estrutura a proteger e do tipo de eletrólito em contato com o material metálico. A Tabela 3 apresenta aplicações típicas dos anodos galvânicos.

Material	Volt*
Magnésio comercialmente puro	-1,75
Liga de magnésio (6% Al. 3% Zn. 0,15% Mn)	-1,60
Zinco	-1,10
Liga de alumínio (5% Zn)	-1,05
Alumínio comercialmente puro	0,80
Aço (limpo)	-0,50 a -0,80
Aço enferrujado	-0,20 a -0,50
Ferro fundido branco	-0,50
Chumbo	-0,50
Aço em concreto	-0,20
Cobre, bronze, latão	-0,20
Ferro fundido com alto teor de silício	-0,20
Aço com carepa de laminação	-0,20
Carbono, grafite, coque	+0,30

*Potenciais típicos normalmente observados em solos neutros e água, medidos em relação ao eletrodo de Cu/CuSO₄. Valores um pouco diferentes podem ser encontrados em diferentes tipos de solos.

Tabela 1: Série galvânica prática.

Fonte: Adaptado de GENTIL (2012)

Metal	Liga de Zn	Liga de Mg	Liga de Al	
Alumínio	0,1 – 0,5	5,3 – 6,7	Balanço	Balanço
Cádmio	0,05 – 0,15	-	-	-
Chumbo	0,006 (Máx.)	0,02 (Máx.)	-	-
Cobre	0,005 (Máx.)	0,02 (Máx.)	0,006 (Máx.)	0,01
Ferro	0,005 (Máx.)	0,003 (Máx.)	0,08 (Máx.)	-
Índio	-	-	-	0,02
Magnésio	-	Balanço	-	0,80
Manganês	-	0,15 (Min.)	-	-
Mercúrio	-	-	0,035 – 0,50	-
Níquel	-	0,002 (Máx.)	-	-
Silício	0,135 (Máx.)	0,10 (Máx.)	0,11 – 0,21	0,10 (Máx.)
Zinco	Balanço	2,5 – 3,5	0,35 – 0,50	5,0

Tabela 2: Composição química típica para anodos galvânicos (% Em peso)

Fonte: GENTIL (2012)

Anodos	Aplicações
Alumínio	Estruturas metálicas imersas em água do mar
Magnésio	Estruturas metálicas imersas em água doce, de baixa resistividade, ou enterradas em solos com resistividade elétrica até 30 Ω .cm
Zinco	Estruturas metálicas imersas em água do mar ou enterradas em solos com resistividade elétrica até 10 Ω .m

Tabela 3: Aplicações típicas dos anodos galvânicos.

Fonte: GENTIL (2012)

DONG *et al.* (2010) afirmaram que a proteção catódica do aço inoxidável pode ser feita com aço carbono. Esses autores estudaram as tubulações de aço carbono com juntas em aço inoxidável na extração de petróleo. Nesse estudo, levantaram curvas potenciodinâmicas, bem como avaliaram as relações entre as áreas anódicas e catódicas, além da influência da velocidade do eletrólito em relação aos materiais estudados.

No mesmo ano, o trabalho de KASHIWABARA *et al.*, (2010) propôs uma liga de alumínio para proteção catódica de materiais dentários durante sua desinfecção. O material dentário a ser esterilizado foi conectado diretamente a uma placa de alumínio e um grampo plástico manteve o contato entre eles. Isto proporcionou resultados visíveis na redução da corrosão em materiais dentários de aço inoxidável.

Dois anos depois, PATHAK *et al.* (2012) avaliaram o magnésio como recobrimento em ligas de alumínio, comprovando sua eficácia, segundo o levantamento de suas curvas potenciodinâmicas.

Já em 2013, MOHEDANO *et al.* (2013) estudaram o magnésio ligado a neodímio e gadolínio. Observaram uma melhora do poder de proteção catódica com a adição de terras raras ao magnésio, também observando o levantamento de suas curvas potenciodinâmicas e aliando a análise de perda de massa dos eletrodos em serviço.

Sobre a Proteção Catódica por corrente impressa, este sistema consiste na aplicação de uma corrente elétrica na estrutura a ser protegida. Tal corrente deve ser do tipo contínua, (CC) e pode ser fornecida por retificadores de corrente ou baterias, portanto, impossível de ser utilizada na cavidade oral humana.

Para a escolha do sistema a ser adotado para a proteção catódica eficiente de uma determinada estrutura metálica, devem ser considerados tanto os aspectos técnicos quanto os econômicos, sendo essa escolha função basicamente das características da estrutura metálica a proteger e do meio onde ela estiver construída.

CONCLUSÕES

Com base nesses achados, fica perceptível a plausibilidade de utilização dessa técnica de proteção da ligas metálicas na cavidade bucal, sendo imprescindíveis, entretanto, a realização de estudos *in vitro* que simulem a situação e, na sequência, estudos *in vivo*

para viabilizar a projeção de acessórios que se utilizem da proteção catódica como uma forma de proteção para o paciente na rotina ortodôntica.

REFERÊNCIAS

- BARRET, R.D.; BISHARA, S.; QUINN JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.103, n.1, p.8-14, 1993.
- BERGE, M.; GJERDET, N.R.; ERICHSEN, E.S. Corrosion of silver soldered orthodontics wires. **Acta Odontol Scand.** v.40, p.75-79, 1982.
- C.F.DONG, K.XIAO, X.G.LI, Y.F.CHENG. Erosion accelerated corrosion of a carbon steel-stainless steel galvanic couple in a chloride solution. **Wear**, Beijing, 24 sep 2010, p.30-45.
- CRAIG, R.G.; HANKS, C.T. Cytotoxicity of experimental casting alloys evaluated by cell culture tests. **J Dent Res.** v.69, p.1539-1542, 1990.
- ELIADES, T.; BOUREAUUEL, C. Intraoral aging of orthodontics materials: The picture we miss and clinical relevance. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.127, p.403-412, 2005.
- ELIADES, T.; ZINELLIS, S.; ELIADES, G.; ATHANASIOU, G.E. Nickel content of as received, retrieved end recycled stainless steel brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.122, p.217-220, 2002.
- FRAUNHOFER, J. A. V. Corrosion of Ortodontic Devices. **Seminars in Orthodontics.** Baltimore: W.B. Saunders Company. 1997. p. 198-205.
- FREITAS, M.P.M.; OSHIMA, H.S.; MENEZES, L.M. Release of toxic ions from silver solder used in orthodontics: An in-situ evaluation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.40, p.177-81, 2011.
- FREITAS, M.P.M.; OSHIMA, H.M.S.; MENEZES, L.M.; MACHADO, D.C.; VIEZZER, C. Cytotoxicity of Silver Solder Employed in Orthodontics. **Angle Orthod.** v.79, p.939-944, 2009.
- GENTIL, VICENTE. **Corrosão.** Rio de Janeiro: LTC, 2012.
- GJERDET, N.R.; ERICHSEN, E.S.; REMLO, H.E.; EVJEN, G. Nickel and iron in saliva of patients with fixed orthodontic appliances. **Acta Odontol Scand.** v.49, p.73-78, 1991.
- GJERDET, N.R.; HERO, H. Metal release from heat-treated orthodontic archwires. **Acta Odontol Scand.** v.45, p.409-414, 1987.
- GRIMSDOTTIR, M.R.; HENSTEN-PETTERSEN, H.; KULLMANN, A. Citotoxic effect of orthodontic appliances. **Eur J Orthod.** v.14, p.47-53,1992.
- HUANG, T.; YEN, C.; KAO, C. Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.120, p.68-75, 2001.
- HWANG, C.; SHIN, J.; CHA, J. Metal release from simulated fixed orthodontic appliances. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.120, n.4, p.383-391, 2001.
- JACOBSEN, N.; HENSTEN-PETTERSEN, A. Occupational health problem and adverse patient reactions in orthodontics from 1987 to 2000. **Eur J Orthod.** v.11, n.3, p.254-264, 1989.

- KASHIWABARA, T.; GOTO, T.; SATO, Y.; TOMOTAKE, Y.; NAGAO, K.; ICHIKAWA, T. A new method to prevent the corrosion of dental metals during didinfection using funcional water: Sacrificial Protection. **Journal of Prosthodontic Research**, Tokio, feb 2010.
- KOHL, WK. Metallurgy in Orthodontics. **Metallurgy**. v.34, n.1, p.37-53, 1964.
- MAIJER, R.; SMITH, D.C. Biodegradation of the orthodontic bracket system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v.90, n.3, p.195-198, 1986.
- MATASA, C.G. Attachment corrosion and its testing. **J Clin Orthod**. XXIX(1):16-25, 1995.
- MENEZES, L.M.; CAMPOS, L.C.; QUINTAO, C.C.; BOLOGNESE, A.M. Hypersensitivity to metals in orthodontics, **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v.126, p.58-64, 2004.
- MENEZES, L.M.; FREITAS, M.P.M.; GONÇALVES, T.S. Biocompatibilidade dos materiais em Ortodontia: mito ou realidade? **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, 14, n. 2, p. 144-157, 2009.
- MOHEDANO, M.; ARRABAL, R.; PARDO, A.; PAUCAR., K. Galvanic corrosion of rare earth modified AM50 and AZ91D magnesium alloys coupled to steel and aluminium alloys. **Revista da Metalurgia**, Madrid, 16 july 2013, p.13.
- NIEMI, L.; MINNI, E.; IVASKA, A. An electrochemical and Multispectroscopic Study of Corrosion of Ag-Pd-Cu-Au Alloys. **J Dent Res**. v.65, n.6, p.888-891, 1986.
- PATHAK, S.S.; SHARATHKUMAR K. MENDON; MICHAEL D. BLANTON AND JAMES W. RAWLINS. Magnesium-Based Sacrificial Anode Cathodic Protection. **Metals Journal**, Hattiesburg, 14 sept 2012, p.353-376.
- SARKAR, N.K.; FUYS, J.R.; STANFORD, W. The chloride corrosion behavior of silver-base casting alloys. **J Dent Res**. v.58, n.6, p.1572-1577, 1979.
- SORIA, M.; MENEZES, L.M.; DEDAVID, B.; PIRES, M.; RIZZATTO, S.; COSTA FILHO, L.C. Avaliação in vitro da liberação de níquel por bráquetes metálicos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. v.10, n.3, p.87-96, 2005.
- STAFFOLANI N. et al. Ion release from orthodontic appliances. **J Dent**. 27:449-454, 1999.
- TAI, Y.; DE LONG, R.; GOODKIND, R.J.; DOUGLAS, W.H. Leaching of nickel, cromium and beryllium ions from base metal alloy in an artificial oral invironment. **J Prosthet Dent**. v.68, n.4, p.692-697, 1992.
- WATAHA, J.C. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. **J Prosthet Dent**. 2000;83(2):223-234.
- WATAHA, J.C.; LOCKWOOD, P.E.; KHAJOTIA, S.S.; TURNER, R. Effect of pH on element release from dental casting alloys. **J Prosthet Dent**. v.80, p.691-698, 1998.
- WATAHA, J.C.; LOCKWOOD, P.E.; NODA, M.; NELSON, S.K.; METTENBURG, D.J. Effect of toothbrushing on the toxicity of casting alloys. **J Prosthet Dent**. v.87, p.94-98, 2002.
- WATAHA, J.C.; MESSER, R.L. Casting alloys. **Dent Clin N Am**. v.48, p.499-512, 2004.
- WATAHA, J.C.; NELSON, S.K.; LOCKWOOD, P.E. Elemental release from dental casting alloys into biological media with and without protein. **Dent Mater**. v.17, p.409-414, 2001.