

RESISTÊNCIA À CORROSÃO DE LIGAS METÁLICAS ALTERNATIVAS, ATRAVÉS DO MÉTODO DE PERDA DE PESO, E ANÁLISE DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE

CORROSION RESISTANCE AND SURFACE ROUGHNESS OF ALTERNATIVE DENTAL ALLOYS

Rafael Francisco Lia MONDELLI*

Akira ISHIKIRIAMA**

Wellington DINELLI***

José MONDELLI**

RESUMO

A resistência à corrosão de ligas metálicas alternativas de uso odontológico foi avaliada através dos métodos de perda ou ganho de peso em imersão alternada (solução-ar) e através da medição da rugosidade de superfície.

Foram utilizadas duas ligas metálicas comerciais "Duracast MS" (D) e "Goldent LA" (E) e três experimentais (A,B,C).

Os corpos de prova foram polidos metalograficamente, submetidos à imersão alternada por 48 horas e obtidos os resultados de perda ou ganho de peso. Após este teste, os espécimes foram levados ao rugosímetro para a obtenção dos valores de rugosidade de superfície (Ra).

As ligas testadas apresentaram de forma geral os mesmos níveis de corrosão e a liga "Duracast MS" apresentou os maiores índices de rugosidade de superfície nas três concentrações de solução testadas.

UNITERMOS

Ligas metálicas alternativas, corrosão; Superfície, rugosidade.

* Professor Assistente do Depto. de Dentística da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP.

** Professor Titular do Depto. de Dentística da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP.

*** Professor Titular do Depto. de Dentística da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

INTRODUÇÃO

Com a introdução das técnicas de inclusão e fundição por PHILBROOK, em 1897, e por TAGGART, em 1907, as restaurações metálicas fundidas tornaram-se um dos mais importantes e complexos procedimentos restauradores em virtude de suas características em reproduzir a forma e a função do dente, bem como proteger as estruturas remanescentes enfraquecidas pela cárie e/ou preparo cavitário.

MONDELLI¹⁴ comenta que as ligas de ouro, por apresentarem propriedades mecânicas, físicas, químicas e biológicas compatíveis com o ambiente bucal, foram as primeiras e continuaram sendo as preferidas na confecção das restaurações metálicas fundidas, mas com o agravamento dos problemas mundiais e a conseqüente elevação do custo do ouro tornou-se, para muitos, impraticável e inacessível a execução de restaurações metálicas fundidas com essas ligas.

Para PAFFENBARGER; CAVL; DICKSON¹⁸, a substituição da liga de ouro por ligas não nobres é um longo e romântico problema para o conhecimento do cirurgião dentista, sendo o custo do metal na época uma pequena parte do custo final da restauração, não justificando desta forma, na opinião dos autores, a utilização de ligas não nobres.

Na medida em que o ouro foi tornando-se menos viável, outros metais foram adicionados às ligas nobres, reduzindo-se nelas, gradativamente, a porcentagem de metais preciosos. O primeiro metal adicionado à liga de ouro foi o zinco; posteriormente, diversos sistemas de ligas foram apresentados.

Convém salientar as informações emitidas pela AMERICAN DENTAL ASSOCIATION², em 1980, onde se assinala que as ligas metálicas que contêm menos de 75% de seu peso em ouro, platina ou outros metais nobres fatalmente apresentam manchas e corrosão, por essa razão deveriam ser usadas como ligas alternativas.

Resulta, portanto, a noção de que uma das grandes limitações das ligas alternativas reside na inadequada resistência às manchas, oxidação e corrosão, o que deve ser considerado fundamental para o sucesso clínico restaurador^{1,2,8,12,14,18,23}.

Melhores características superficiais nas ligas metálicas fundidas são obtidas seguindo-se as técnicas de inclusão e fundição através de um criterioso acabamento e polimento^{4,23}, a fim de que venham a oferecer maior resistência à oxidação e corrosão, quando submetidas aos meios considerados agressivos, principalmente nos pacientes com má higiene oral. O ânion sulfídrico que é ingerido através de alimentos (cebola, ovos, feijão etc) ou ainda liberado pela atividade microbiana faz com que este meio se torne mais propício à corrosão destas ligas metálicas não nobres. O mesmo pode ser dito em relação ao ácido cítrico (sucos cítricos), fosfórico (refrigerantes) e cloreto de sódio e potássio, que também fazem parte da alimentação.

O acabamento e polimento adequados das restaurações metálicas fundidas são de fundamental importância e por esta razão têm sido considerados como requisitos periodontais e biológicos das restaurações^{15,23}, sendo um fator determinante para o sucesso clínico. A superfície metálica lisa e polida resulta em maior possibilidade e facilidade de higienização, dificultando o acúmulo e retenção de placas bacterianas, bem como preservando os tecidos periodontais circundantes.

Estas ligas metálicas podem apresentar passividade, que é a formação de uma película de óxidos na superfície da restauração, que a protege contra a oxidação e corrosão. Uma restauração altamente polida pode ter aumentada grandemente sua resistência à corrosão, pois este polimento resulta em uma camada superficial homogênea e resistente aos ataques do meio bucal, podendo esta manchar-se ligeiramente, contudo sem sofrer oxidação e/ou corrosão⁴.

Paralelamente à extensa utilização destas ligas alternativas em nosso país, várias pesquisas foram realizadas para determinar a resistência à corrosão e oxidação destas ligas, pelas mais diversas técnicas; com base na literatura especializada optou-se em determinar a resistência à corrosão e oxidação de ligas metálicas alternativas através do método de perda ou ganho de peso em imersão alternada, sugerido por TUCCILLO; NIELSEN²¹ e empregado por STEAGALL* e MONDELLI¹⁴, e as conseqüentes alterações produzidas nas superfícies das ligas, determinadas através da medição da rugosidade de superfície.

MATERIAL E MÉTODOS

Ligas Metálicas

Foram selecionadas três ligas metálicas experimentais do sistema cobre-zinco-alumínio, confeccionadas no Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo**, e duas ligas metálicas comerciais, "Duracast MS"**** e "Goldent LA"****, todas à base de cobre (tabela 1).

TABELA 1 - Composição básica das ligas metálicas experimentais e comerciais utilizadas (% em peso)

ligas	código experimental	Cu	Zn	Al	Ni	Sn	Fe	Mn	Si	Be	Co	P
A	Cu-Be-Co-1	80,0	8,9	6,0	t	-	-	t	t	t	t	-
B	Cu-Be-1	80,0	9,8	6,0	t	t	-	t	t	t	-	t
C	Cu-Be-2	80,0	9,5	6,0	t	t	-	t	t	t	-	t
D	Duracast MS	80,0	t	9,27	3,8	t	4,2	1,6	-	-	-	-
E	Glodent LA	77,0	12,8	4,5	5,6	-	-	t	-	-	-	-

* t - traços

Confeção dos Corpos de Prova

Os corpos de prova em forma de moedas com 10,7 mm de diâmetro x 3,0 mm de altura foram obtidos pelo processo de fundição odontológica, no qual os padrões de cera foram montados em uma base formadora de cadinho, adaptados a um anel metálico revestido com uma tira de amianto e incluídos a vácuo em revestimento à base de cristobalita*****. O conjunto anel-revestimento-padrão era levado ao forno e a temperatura elevada lentamente até atingir 500°C por um período de uma hora, em seguida a temperatura do forno era aumentada até atingir 700°C, permanecendo por mais 30 minutos, findos os quais eram executadas as fundições com maçarico gás/ar comprimido e a conseqüente injeção da mesma, pelo processo de centrifugação e deixados esfriar até a temperatura ambiente.

Depois da remoção dos corpos de prova do revestimento, estes eram limpos com água e escova, submetidos ao jato de areia, e era realizado o acabamento e polimento metalográfico iniciado com um desgaste mecânico com lixas d'água com granulação de 280 a 600 e depois eram

submetidos ao brilho final com óxido de cromo e alumina em uma politriz mecânica[†]. Após polimento metalográfico, os corpos de prova eram levados inicialmente ao rugosímetro, com o objetivo de verificar se estes apresentavam níveis de rugosidade mínimo (0,01 μ m), caso contrário, estes eram novamente polidos até atingirem o nível de rugosidade mínima desejada. Os corpos de prova, num total de 15 espécimes (3 para cada liga metálica), foram reaproveitados para as três concentrações avaliadas, onde eram novamente polidos metalograficamente, secos e submetidos a um novo ensaio.

Obtenção dos Valores de Perda ou Ganho de Peso

Os corpos de prova já polidos, limpos e secos eram pesados em uma balança de precisão[†] (décimos de miligramas) antes de serem submetidos ao meio corrosivo (solução de sulfeto de sódio a 1%, 2% e 5%). Utilizou-se um dispositivo (Figura 1) construído no Departamento de Dentística da FOB-USP^{††} e similar ao empregado por TUCCILO; NIELSEN²¹, que permitia uma exposição cíclica dos corpos de prova ao ar (45 segundos) e à solução química (15 segundos) por um período de 48 horas à temperatura de 38°C, introduzindo-se o conjunto (dispositivo/corpo de prova/solução química) no interior de uma estufa que funcionava como cabine de umidade para o teste de corrosão.

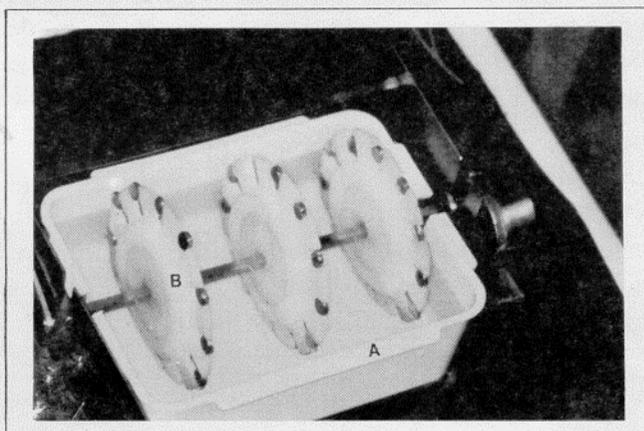


Fig1- Pormenor dispositivo (A), onde se notam as rodas de plástico que, girando, mergulham as moedas de ligas no interior da solução e as expõem ao ar, alternadamente (B). As modificações constantes deste dispositivo foram feitas pelo técnico Especializado Dr. Carlos Alberto Vilaça de Souza Barros.

** Projeto de Pesquisa patrocinado pela FINEP, sob o título "Ligas Alternativas Substitutas das ligas Áureas"- processo nº 4.3.84.0381.00, com pedido de patente junto ao INPI sob o número definitivo do registro: PI 88001916

***DENTAL GAÚCHO - Marquart & Cia. Ltda., SP.

****AJE - Comércio e Representações Ltda., SP

*****CRISTOBALITE- Sybron Kerr Indústria e Comércio Ltda., SP.

† FORTEL- Indústria e Comércio Ltda., SP.

Decorrido este período de imersão alternada, os corpos de prova eram lavados em água corrente e introduzidos em um aparelho de ultra-som com detergente neutro diluído em água durante 15 minutos, submetidos depois à escovação com água e detergente, sendo secos com jatos de ar comprimido e novamente pesados em balança de precisão.

A diferença encontrada entre as duas pesagens efetuadas correspondem respectivamente à perda ou ganho de peso das ligas testadas.

Teste Rugosimétrico

Foi utilizado o aparelho HOMMEL TESTER T1000 da HOMMEL WERKE GmbH, no qual foram realizadas 2 leituras de rugosidade superficial, uma inicial, após o polimento metalográfico, e uma final, após os corpos de prova serem submetidos ao ensaio de corrosão. Ambas as leituras foram realizadas no limite de tolerância de 0,01 à 8,00 μ m, com extensão de tracejamento (LT) de 1,5mm, extensão de medição de 1,25mm, "Cut-off" (LC) de 0,25mm, faixa de medição de $\pm 40\mu$ m e velocidade de tracejamento de 0,15m/s.

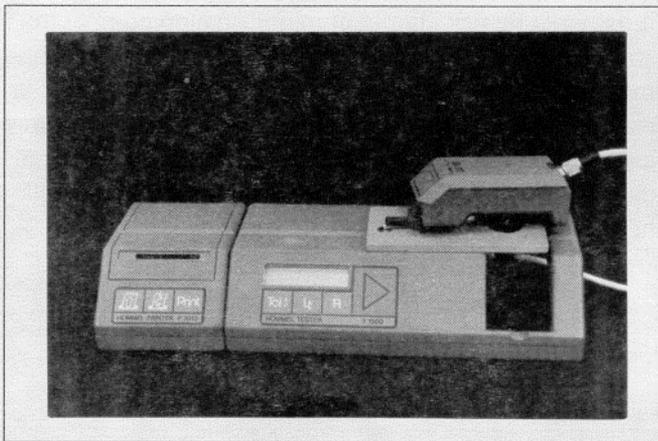


Fig.2- Aparelho HOMMEL TESTER T 1000.

As medidas aritméticas de Rugosidade (Ra) foram obtidas através de 4 medições realizadas na superfície de cada um dos 15 corpos de prova, num total de 120 medições.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Teste de Perda ou Ganho de Peso

Os dados obtidos para a variável perda ou ganho de peso e a análise estatística realizada com o objetivo de verificar a existência ou não de efeitos influentes para cada um dos fatores em estudo encontram-se agrupados na tabela 2. Esses valores representam as médias obtidas nos ensaios de perda ou ganho de peso com três espécimes para cada liga estudada.

LIGAS	1%	2%	5%
A	+ 1,5	0,7	1,2
B	1,2	0,8	0,6
C	1,4	1,6	0,3
D	2,3	+2,3	+3,7
E	0,9	1,4	0,7

+ = liga que ganhou peso
valor crítico a 5% = 7,82
1% Kruskal-Wallis = 3,979 (não significante)
2% Kruskal-Wallis = 2,354 (não significante)
5% Kruskal-Wallis = 3,919 (não significante)

Para a realização e interpretação da análise estatística optou-se pela utilização do teste não-paramétrico de KRUSKALL & WALLIS¹¹ com nível de significância de 5%, supondo-se que os resultados das variáveis em estudo não apresentassem uma distribuição normal.

A liga experimental "A" em solução de sulfeto de sódio a 1% e a liga comercial "D" em solução de sulfeto de sódio a 2% e 5% não foram relacionadas na análise estatística, pois apresentaram ganho de peso, ou seja, tiveram um comportamento diferente das demais ligas. Através do exame das médias de perda ou ganho de peso das cinco ligas metálicas estudadas, podemos constatar pela tabela 2 que, para as três concentrações de solução utilizadas, estas produziram algum tipo de interação com a superfície dos corpos de prova, culminando com a perda de peso e eventualmente com o ganho de peso das ligas metálicas.

SWARTZ; PHILLIPS; TANNIR²⁰ comentam da dificuldade clínica de distinção entre manchamento e corrosão das ligas metálicas, conceituando corrosão como um ataque gradual químico e eletroquímico do metal pela atmosfera, umidade e outros agentes e manchamento como a descoloração da superfície metálica devido à formação de uma película de óxidos. WILLIAMS²⁴ define manchamento (oxidação) como

RESISTÊNCIA A CORROSÃO DE LIGAS METÁLICAS

sendo a produção de um fino filme aderente sobre o metal, interferindo com o brilho original e usualmente causando mudança de cor, podendo aumentar o peso da liga, enquanto a corrosão pode ser definida como a perda de peso de um metal. Analisando o comportamento das ligas metálicas testadas, podemos constatar que a liga experimental "A" em solução de sulfeto de sódio a 1% e liga comercial "Duracast MS" em solução de sulfeto de sódio a 2% e 5% apresentaram ganho de peso, ocorrendo a deposição de um filme na superfície dos corpos de prova, caracterizando provavelmente o fenômeno de oxidação. Convém salientar que na superfície das ligas metálicas forma-se a camada de passivação (oxidação) representada pela formação de uma película na superfície das ligas podendo protegê-las contra a corrosão. Uma restauração altamente polida pode ter aumentada grandemente sua resistência à corrosão, pois este polimento resulta em uma camada homogênea resistente aos ataques do meio bucal, podendo as ligas manchar-se ligeiramente, contudo não sofrer corrosão⁴.

Frente ao comportamento destas ligas metálicas que apresentaram ganho de peso, fica difícil distinguir o momento de transição no qual as superfícies dos corpos de prova deixam de apresentar a camada de passivação para sofrer oxidação. Este fenômeno está relacionado provavelmente com a deposição de óxidos e sulfetos de cobre na superfície das ligas culminando com o aumento de peso dos espécimes, sendo responsável pelo manchamento, escurecimento e o acúmulo de produtos de corrosão na superfície das ligas.

Através da análise do gráfico 1, podemos observar que as ligas experimental "A" e comercial "Duracast MS" se comportaram de maneira adversa nas três concentrações de soluções de sulfeto de sódio utilizadas. Enquanto a liga experimental "A" apresentou um ganho de peso em solução a 1% e depois perdeu peso nas soluções a 2% e 5%, a liga comercial "Duracast MS" apresentou perda de peso em solução a 1% e ganhou peso nas soluções a 2% e 5%. Através da interpretação de trabalhos que correlacionam o teste "in vivo" com o teste "in vitro"^{6,8,12,22}, podemos constatar a existência de uma correlação entre os dois testes, onde conseguimos predeterminar com bastante margem de confiança o comportamento clínico destas ligas quando utilizadas na cavidade oral.

Embora o teste "in vitro" apresente um nível de confiabilidade alta, neste experimento em decorrência da não uniformidade das ligas experimental "A" e comercial "Duracast MS" nas soluções testadas, fica difícil prejulgar o comportamento clínico destas quando forem utilizadas clinicamente e prováveis conseqüências que possam causar aos pacientes, principalmente se estas vierem a se oxidar e apresentarem descoloração, manchamento e aumento da rugosidade de superfície, sendo responsáveis provavelmente por futuras alterações no periodonto de proteção próximo às margens cervicais das restaurações metálicas fundidas¹⁵.

Quando observamos o comportamento das outras três ligas metálicas estudadas através do gráfico 1, podemos constatar uma certa uniformidade entre estas, pois todas apresentaram perda de peso nas três concentrações de solução de sulfeto de sódio utilizadas. Esta perda de peso apresentada pelas ligas metálicas não seguiram uma correlação em termos de porcentagem de perda de peso x concentração da solução, ou seja, não necessariamente significando que a liga metálica em uma solução de maior concentração deverá apresentar uma perda de peso também maior quando comparada à solução de menor concentração. Estas características individuais apresentadas pelas ligas metálicas estudadas estão relacionadas diretamente com sua composição e estrutura da liga¹⁴, capacidade de polimento da liga⁴, pH da cavidade oral, composição da saliva, dieta, drogas, higiene oral e presença de outros metais⁶.

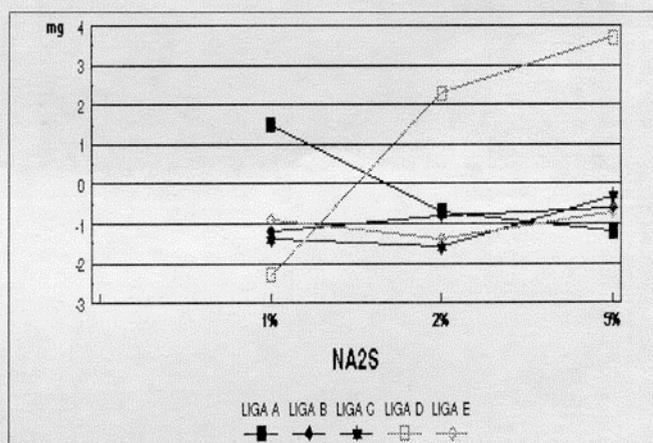


Gráfico 1- Médias de perda ou ganho de peso das ligas experimentais e comerciais imersas em solução de Na_2S a 1%, 2% e 5% (48h).

Em decorrência do uso disseminado e intenso de vários sistemas de ligas metálicas alternativas em vários países e a falta de informações quanto ao comportamento clínico destas ligas metálicas, vários estudos "in vitro" ^{16,17}, e "in vivo" ^{5,7} foram realizados para medir o grau de liberação dos elementos constituintes das ligas metálicas ao qual foram expostas. Inicialmente ocorre uma maior liberação dos íons metálicos para o meio e com a formação da camada de passivação já nas primeiras horas ^{3,13} observa-se uma diminuição gradual da liberação destes íons metálicos, mas sempre em níveis toleráveis pelo organismo dentro dos parâmetros fornecidos pela dieta diária dos indivíduos ⁷. Quando estes sistemas de ligas apresentam corrosão, também se observa a liberação dos íons metálicos para o meio com uma dissolução seletiva dos íons metálicos menos nobres da superfície das ligas metálicas, caracterizando um aumento da corrosão nas primeiras horas e depois uma estabilização com o decorrer do tempo ¹⁷.

Esta liberação de íons metálicos em decorrência da corrosão das ligas metálicas pode acarretar o manchamento e inflamação tecidual próximo às incrustações metálicas, sendo maior para as ligas à base de cobre-alumínio e cobre-zinco. ISENBERG et al. ⁹ comentam ainda que as ligas do sistema cobre-alumínio não devem ser indicadas para tratamentos clínicos de rotina.

BURNS; LUCAS ⁵ verificaram este aumento de íons cobre na gengiva adjacente às coroas metálicas à base de cobre, com uma maior concentração desse metal para uma liga experimental e uma liga comercial ("Goldent LA"), embora quando analisada a concentração de cobre no sangue e no fígado dos cães utilizados no experimento os autores não tivessem encontrado nenhuma alteração na concentração de cobre no grupo testado.

Através dos resultados estatísticos obtidos, observa-se que as ligas metálicas experimentais e comerciais testadas nas soluções de sulfeto de sódio a 1%, 2% e 5% não apresentaram diferença estatisticamente significativa para as três soluções, com exclusão das ligas que ganharam peso e não foram incluídas na análise estatística. Em termos de perda de peso, as ligas metálicas apresentaram de forma geral baixos níveis de oxidação e corrosão, viabilizando a utilização clínica destas ligas em trabalhos protéticos.

Teste de Rugosidade de Superfície

Os resultados obtidos para a variável rugosidade de superfície e a análise estatística se encontram agrupados na tabela 3. Esses valores representam as médias obtidas de 4 medições realizadas em cada um dos três corpos de prova para as ligas estudadas.

LIGAS	1%	2%	5%
A	+ 0,14	0,16	0,20
B	0,19	0,10	0,42
C	0,18	0,13	0,59
D	1,03	+2,47	+8,00
E	0,16	0,20	0,08

+ = liga que ganhou peso
valor crítico a 5% = 7,82
1% Kruskal-Wallis = 7,694 (não significante)
2% Kruskal-Wallis = 8,436 (significante)
5% Kruskal-Wallis = 10,421 (significante)

A característica de resistir à oxidação e corrosão das ligas metálicas alternativas utilizadas na cavidade oral tem sido talvez a maior preocupação dos pesquisadores em encontrar um sistema de liga que apresente resultados satisfatórios quando da sua utilização na cavidade oral. A maior falha apresentada pelas restaurações metálicas fundidas confeccionadas com ligas metálicas alternativas é a falta de resistência ao manchamento e corrosão em períodos curtos de utilização ^{12,18,20}, determinando o fracasso da restauração metálica fundida pelo aparecimento de manchas e descoloração, principalmente nas áreas de difícil higienização.

Esta alteração química na superfície das ligas metálicas pode ser evidenciada pela análise da rugosidade de superfície conjuntamente com o teste de perda ou ganho de peso das ligas. Esta rugosidade de superfície quando aumentada pela oxidação e corrosão propicia um maior acúmulo de placa na região, principalmente nas áreas de difícil higienização, onde observamos um maior percentual de falhas destas restaurações. Este acúmulo de placa ocorrendo na superfície das ligas poderá predispor as restaurações a sofrerem oxidação e corrosão e o conseqüente comprometimento periodontal ¹⁵.

Examinando-se as médias da rugosidade de superfície das ligas metálicas estudadas através da tabela 3, podemos observar um comportamento similar para as

RESISTÊNCIA A CORROSÃO DE LIGAS METÁLICAS

ligas, que apresentaram um aumento nas médias de rugosidade de superfície de acordo com o aumento da concentração das soluções de sulfeto de sódio. Este fato já não ocorreu no teste de perda de peso, com exceção da liga "Goldent LA", que apresentou uma diminuição nos níveis de rugosidade de superfície para a solução de sulfeto de sódio a 5%, o que pode ser constatado pela análise do gráfico 2.

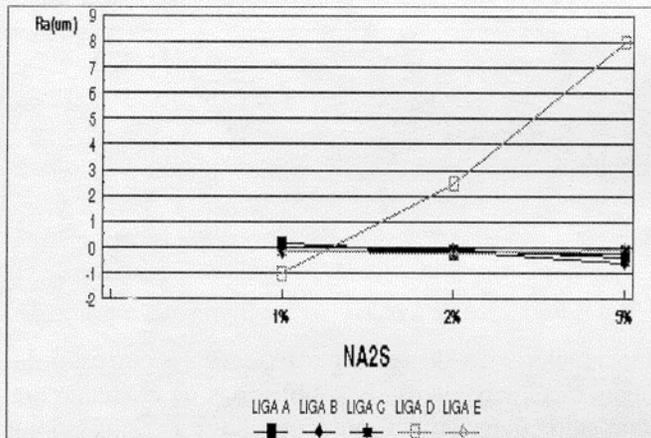


Gráfico 2- Médias de rugosidade de superfície (μm) das ligas metálicas experimentais e comerciais imersas em solução de Na_2S a 1%, 2% e 5% (48h).

Fato interessante ocorreu com a liga experimental "A", que apresentou ganho de peso em solução de sulfeto de sódio a 1% e demonstrou porém o menor índice de rugosidade de superfície em comparação às demais ligas, caracterizando a formação homogênea de uma película de oxidação em sua superfície. Por outro lado, o mesmo não ocorreu com a liga "Duracast MS", que também ganhou peso nas soluções de sulfeto de sódio a 2% e 5%, mas apresentou os maiores níveis de rugosidade de superfície nas três soluções testadas, atingindo o nível máximo de rugosidade de superfície ($8,00 \mu\text{m}$) na solução a 5%. Este comportamento apresentado por esta liga no teste "in vitro" indica uma maior deposição de íons metálicos em sua superfície, responsável pelos altos níveis alcançados em termos de rugosidade de superfície, decorrente provavelmente do número de fases, composição, tamanho do grão e heterogeneidade na formação da camada de película. A liga "Duracast MS" quando utilizada clinicamente poderá ter seu tempo de vida útil diminuído grandemente em decorrência desta degradação em sua estrutura superficial.

Através dos resultados estatísticos obtidos, verificamos que não houve significância estatística entre as ligas em solução de sulfeto de sódio a 1%. Em solução a 2%, a liga "Goldent LA" apresentou índice alto de rugosidade de superfície, demonstrando significância estatística em relação à liga experimental "B".

As ligas experimentais "A", "B" e "C" apresentaram índices baixos de rugosidade de superfície, não sendo estatisticamente significantes entre si. Em solução a 5%, a liga experimental "C" apresentou índice superior de rugosidade de superfície em relação à liga comercial "Goldent LA", demonstrando significância estatística. As ligas comercial "Goldent LA" e experimentais "A" e "B" apresentaram índices baixos de rugosidade de superfície, não sendo estatisticamente significantes entre si.

Frente aos resultados obtidos no teste de perda de peso e no teste de rugosidade de superfície, as ligas experimentais "A", "B" e "C" e a liga comercial "Goldent LA" obtiveram um comportamento bastante similar, demonstrando melhor homogeneidade e resistência à corrosão ao meio corrosivo a que foram submetidas. O mesmo não ocorreu com a liga comercial "Duracast MS", apresentando um comportamento adverso às demais ligas, levando-nos a pensar nos resultados obtidos pelos autores STOFFERS et al.¹⁹ e JOHANSSON; LEMONS; HAO¹⁰, os quais contra-indicam a utilização clínica da liga "Duracast MS", em decorrência da elevada suscetibilidade desta em sofrer oxidação e corrosão.

CONCLUSÕES

Teste de Perda ou Ganho de Peso

- ◆ a liga experimental "A" apresentou ganho de peso em solução de Na_2S a 1% e a liga comercial "Duracast MS" em solução de Na_2S a 2% e 5%;
- ◆ não houve diferença estatística para as ligas experimentais e comerciais, que perderam peso nas três soluções testadas e apresentaram de forma geral os mesmos níveis de corrosão.

Teste de Rugosidade de Superfície

- ◆ a liga experimental "A", que ganhou peso na solução a 1%, apresentou o menor índice de rugosidade de superfície em comparação às demais ligas;
- ◆ a liga comercial "Duracast MS", que ganhou peso nas soluções a 2% e 5%, apresentou os maiores índices de rugosidade de superfície em comparação às demais ligas;
- ◆ frente aos resultados obtidos no teste de rugosidade de superfície, as ligas experimentais "A", "B" e "C" e a liga comercial "Goldent LA" apresentaram um comportamento satisfatório e similar, o mesmo não ocorrendo com a liga comercial "Duracast MS", que apresentou os maiores índices de rugosidade de superfície nas três concentrações de solução testadas.

ABSTRACT

The corrosion resistance and surface roughness of five alternative dental alloys were determined. Two commercial ("Duracast MS" and "Goldent LA") and three experimental alloys were used in this study. First the metal specimens were polished and assembled on plastic discs which were connected to an electric motor. Circular movements were executed, so the specimens were constantly immersed in the solution. After 48 hours the specimens were weighed with a scale and the gain or loss of weight determined.

The surface roughness was assessed after the polishing and after the immersion baths using a profilometer. The results were analysed and showed that the five alloys lost weight, however among the alloys were not significantly different.

The surface roughness results were statistically significant and the "Duracast MS" alloy showed the highest surface roughness.

UNITERMS:

Alternative dental alloys, corrosion; Surface, roughness.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1-AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials and Devices. Expansion of the acceptance program for dental materials and devices: alloys for cast dental restorative and prosthetic devices. *J. Amer. dent. Ass.*, v.93, n.6, p.1188-9, Dec. 1976.
- 2-AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Status report on low-gold-content alloys for fixed prostheses. *J. Amer. dent. Ass.*, v.100, n.2, p.237-40, Feb. 1980.
- 3-ANDRADE, M.F. *Estudo comparativo da dureza superficial e resistência à corrosão de ligas alternativas à base de cobre. Efeito do tipo de liga, condições de fundição e meios de imersão.* Araraquara, 1989. 91p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 4-BRAGA, R.T. Correntes elétricas na cavidade oral causadas por obturações metálicas. Corrosão das obturações de amálgama produzida por correntes elétricas. *An. Fac. Nac. Odont.*, v.12, p. 176-80, 1959.
- 5-BURNS, J.K.; LUCAS, L.C. Atomic absorption analysis in a canine copper dental alloy study. *J.dent. Res.*, v.68, p.332, Mar. 1989. Special issue. / Abstract n.1124/
- 6-BURSE, A.B. et al. Comparison of the *in vitro* and *in vivo* tarnish of three gold alloys. *J. Biomed. Mater. Res.*, v.6, p. 267-77, 1972.
- 7-CHEVITARESE, O.; PFEIFFER, W.; SILVEIRA, J.A.R. Duracast MS: liberação do cobre na boca. *Rev. bras. Odont.*, v.43, n.5, p.2-5, set./out. 1986.
- 8-GETTLEMAN, L. et al. Measurement of *in vivo* corrosion rates in baboons, and correlation with *in vitro* tests. *J. dent. Res.*, v. 59, n.4, p.689-707, Apr. 1980.
- 9-ISENBERG, B.P. et al. Continuing "in vivo" investigation of Cu - based alloys. *J. dent. Res.*, v.68, p.998, June 1989. Special issue. /Abstract n.1049/
- 10-JOHANSSON, B.I.; LEMONS, J.E.; HAO, S.Q. Corrosion of dental copper, nickel, and gold alloys in artificial saliva and saline solutions. *Dent. Mat.*, v.5, p.324-8, Sept. 1989.
- 11-KRUSKALL, W.; WALLIS, W.A. Use of ranks in once-criterion variance analysis. *J. Amer. Statist. Ass.* v.47, p.583-621, 1952.
- 12-LANG, B.R. et al. Tarnish and corrosion of noble metal alloys. *J. prosth. Dent.*, v.48, n.3, p.245-52, Sept. 1982.
- 13-LAUAR, S. *Resistência à corrosão de ligas metálicas do sistema cobre-alumínio, à luz de refletância aparente e avaliação microscópica. Efeito de ligas, agentes de polimento e tempos.* Araraquara, 1984. 79p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 14-MONDELLI, J. *Estudo de algumas propriedades de ligas metálicas, utilizadas na obtenção de incrustações dentais, como possíveis sucedâneas das ligas de ouro.* Bauru, 1967. 152p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 15-MONDELLI, J. et al. Estudo comparativo das reações inflamatórias gengivais em humanos portadores de restaurações metálicas fundidas, confeccionadas com ligas à base de cobre. *Quintessência*, v.2, n.2, p.73-85, mar. 1991.
- 16-NAGAO, A. et al. Contribuição para o estudo "in vitro" da liberação de íons cobre das ligas de cobre-alumínio em solução aquosa. *Rev. Inst. Odont. paul.*, v.2, n.2, p.5-7, jul./dez. 1984.
- 17-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.888-91, June 1986.
- 18-PAFFENBARGER, G.C.; CAVL, H.J.; DICKSON, G. Base metal alloys for oral restorations. *J. Amer. dent. Ass.*, v.30, p.852-62, June 1943.
- 19-STOFFERS, S.K. et al. Evaluation of properties of MS dental casting alloy. *J. dent. Res.*, v.66, p.205, 1987. /Abstract n.785/
- 20-SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W.; TANNIR, M. S. E. Tarnish of certain dental alloys. *J. dent. Res.*, v.37, n.5, p.837-47, Sept./Oct. 1958.
- 21-TUCCILLO, J.J.; NIELSEN, J.P. Observation of onset of sulfide tarnish on gold-base alloys. *J. prosth. Dent.*, v.25, n.6, p.629-37, June 1971.
- 22-TUCCILLO, J.J.; NIELSEN, J.P. Microprobe analysis of an "in vivo" discoloration. *J.prosth. Dent.*, v.31, n.3, p.285-9, Mar. 1974.
- 23-VIEIRA, D.F. Metais e ligas metálicas: noções básicas para os dentistas. 2. ed. rev. at. São Paulo, Ed. Edgard Blucher, 1967. p.143-57.
- 24-WILLIAMS, R.V. Use of indium in dental alloys. *J. Amer. Coll. Dent.*, v.5. p.78, 1938.