

## **METALIZAÇÃO COM TITÂNIO DE SISTEMAS ODONTOLÓGICOS Ni-Cr/PORCELANA ODONTOLÓGICA.**

A. M. A. de Araújo (1); A. E. Martinelli (1); R. M. do Nascimento (1); D. M. A. Melo (1); L. A. S. M. Rocha (2); E. A. Ávila (2) L. C. Fontana (3).

Rua Jaguarari, 2008, Lagoa Nova, 59054-500 - Natal – RN, Brasil

[andreaaladim@hotmail.com](mailto:andreaaladim@hotmail.com)

(1) UFRN - Universidade Federal do Rio Grande do Norte

Av. Sen. Salgado Filho, S/N, Campus UFRN, Lagoa Nova, 59072-970, Natal/RN,  
Brasil

(2) UMinho - Universidade do Minho. Departamento de Engenharia Mecânica,  
Campus de Azurém4800-048 – Guimarães, Portugal.

(3) UDESC - Universidade do Estado de Santa Catarina

Av. Madre Benvenuta, 2007, Itacorubi, 88.035-001 – Florianópolis/SC, Brasil

*Sistemas metalocerâmicos aliam a resistência mecânica das ligas metálicas à estética das cerâmicas fundidas, tornando-se úteis na reabilitação protética oral. Uma questão crítica relaciona-se à união metalocerâmica, dada por micro retenções mecânicas e interação química dos óxidos superficiais metálicos com a porcelana. O controle das variáveis que governam a qualidade desta união é delicado. Falhas podem gerar microtrincas na interface metalocerâmica. Ensaios tribocorrosivos simulam esforços mastigatórios em saliva artificial, identificando a formação de trincas no sistema metalocerâmico. Este trabalho apresenta resultados de ensaios tribocorrosivos, análise fractográfica e microestrutural em MEV e EDS realizados em amostras planas produzidas com liga de Ni-Cr e porcelana feldspática, comercialmente disponíveis, via procedimento tradicional e, alternativamente, com metalização mecânica ou por plasma da liga com Ti. Os resultados mostraram que a metalização com formação de um filme contínuo*

*de titânio contribuiu para o melhor desempenho dos sistemas metalocerâmicos em condições corrosivas e de esforços mastigatórios*

Palavras-chave: metalocerâmica, porcelana dentária, metalização, tribocorrosão.

## INTRODUÇÃO

Para reposição duradoura de dentes perdidos são exigidas restaurações capazes de recuperar a funcionalidade, preservando características estéticas que se enquadrem aos padrões subjetivos e individuais de beleza<sup>1</sup> e conservando o máximo da estrutura dentária sadia na reabilitação desde um único elemento a toda oclusão<sup>2,3</sup>. Utilizam-se técnicas específicas e materiais com baixas incidência de falhas mecânicas, rugosidade superficial, indução a respostas inflamatórias, retenção de placa bacteriana, potencial abrasivo nos dentes antagonistas e em outros materiais restauradores, assim como boa resistência a ataques químicos e aparência próxima de um dente natural<sup>4</sup>.

A porcelana odontológica é um material que se assemelha à estrutura dentária saudável em textura, coloração e translucidez, sendo quimicamente inerte e isolante termoelétrica. Suas desvantagens para o uso odontológico são a elevada dureza e fragilidade<sup>5</sup>. Altos valores de dureza aceleram a abrasão do esmalte em dentes antagonistas, enquanto a alta fragilidade a torna imprópria para o suporte de grandes cargas mastigatórias oclusais. Associando-se porcelana às ligas metálicas em sistemas metalocerâmicos, cria-se uma relação sinérgica em que a porcelana tem a fragilidade compensada pela resistência mecânica da liga metálica<sup>2,6</sup> e esta tem suas deficiências estéticas e eletroquímicas amparadas pela porcelana.

Fatores econômicos tornam majoritária a escolha de ligas com predominância de metais não-nobres na confecção de próteses metalocerâmicas, sendo as ligas à base de Ni-Cr as mais empregadas. Estas ligas apresentam elevadas resistência mecânica e dureza, alto módulo de elasticidade, alta resistência à fratura e deformação e baixo custo. Suas propriedades indesejáveis são: baixa resistência à corrosão em ambientes

ácidos e biocompatibilidade duvidosa. A hostilidade do ambiente oral é favorável à ação eletroquímica degradante das ligas metálicas<sup>7</sup>, tornando o efeito dessa interação um grande campo de estudos científicos a ser desvendado<sup>8</sup>.

O mecanismo de união metalocerâmica é outro aspecto de grande interesse científico<sup>9-11</sup>, posto que da eficiência da união dependa quase toda a estabilidade químico-mecânica do sistema<sup>6,10</sup>. A interface metalocerâmica, permeada de óxidos associados às partículas cerâmicas da porcelana<sup>10,12-14</sup>, é uma união química estável, mas susceptível a efeitos mecânicos e corrosivos aos quais próteses odontológicas são constantemente expostas. As fraturas do sistema metalocerâmico são divididas em: a) coesivas, quando acontecem isoladamente na porcelana ou na infra-estrutura metálica; b) adesivas, quando há separação interfacial e, c) mistas, associando características de ambas<sup>14</sup>.

Há uma tendência de se empregar ligas metálicas menos dispendiosas recobertas por filmes finos estáveis e protetores<sup>15</sup>, modificando propriedades superficiais. Para os sistemas metalocerâmicos odontológicos, o Ti é uma opção quimicamente interessante contra a instabilidade dos óxidos da interface Ni-Cr/porcelana em meio corrosivo, com a vantagem de ser biocompatível. Quando aplicado como filme fino sobre a superfície metálica de Ni-Cr, antes da sinterização da porcelana, constitui-se numa alternativa para tentar melhorar a aderência e minorar a ação dos eletrólitos e cargas orais sobre as ligas metálicas odontológicas.

Nesse contexto, a proposição deste estudo foi avaliar o desempenho fratográfico e microestrutural de sistemas metalocerâmicos à base de Ni-Cr, contendo ou não contendo camadas interfaciais de Ti, submetidos a ensaios de tribocorrosão em ambiente artificial ácido.

## MATERIAIS E MÉTODOS

A geometria de ensaio e as dimensões dos corpos de prova foram definidas em função dos requisitos do sistema de ensaios de tribocorrosão. Ensaios tribocorrosivos para amostras odontológicas não são normatizados.

Foram produzidas três infra-estruturas com liga de Ni-Cr (Suprem Cast SB, Talladium do Brasil, S. D.), com formato retangular plano de 20,0 mm x 30,0 mm x 0,3 mm. Os corpos de prova foram confeccionados em laboratório de prótese dentária, segundo as normas dos fabricantes e divididos em três grupos de acordo com o tratamento de superfície: CPA - procedimento protético tradicional; CPB - com alteração da interface por deposição mecânica de filme de Ti e, CPE - com deposição de filme de Ti por plasma. Em seguida, foram depositadas três camadas de porcelana odontológica (Ceramco III, Dentsplay), com os respectivos ciclos de queima, seguindo as normas do fabricante.

Todas as amostras foram submetidas às mesmas condições de ensaio de tribocorrosão. Foram monitoradas as variações do coeficiente de atrito e da corrente de corrosão das amostras. A área exposta à saliva artificial (solução de *Fusayama-Meyer*, Tabela 1) foi de 2,54 cm<sup>2</sup>. O potencial de corrosão ( $E_{corr}$ ) dos corpos de prova (em circuito aberto) foi monitorado durante 60 minutos e em seguida, aplicada uma carga de 159,9 N para o início do ensaio de desgaste. O desgaste mecânico ocorreu por deslizamento recíproco em configuração pino-placa (Figura 1), de um pino tronco-cônico de alumina (secção transversal de 3,0 x 2,0 mm) contra os corpos de prova, ou seja, alumina – sistema metalocerâmico. O movimento realizado foi linear e contínuo. A amplitude dos ensaios foi de 3,0 mm e estes aconteceram até que o pino atingisse o substrato metálico. O sistema eletrolítico foi constituído por uma célula com arranjo padrão de três eletrodos. Como eletrodo auxiliar foi utilizado um eletrodo de platina. Como eletrodo de referência, um eletrodo saturado de calomelano e os eletrodos de trabalho foram formados pelas amostras metalocerâmicas. As análises fractográficas foram feitas antes do preparo das amostras para a análise microestrutural em MEV e EDS, todas realizadas somente após os ensaios tribocorrosivos.

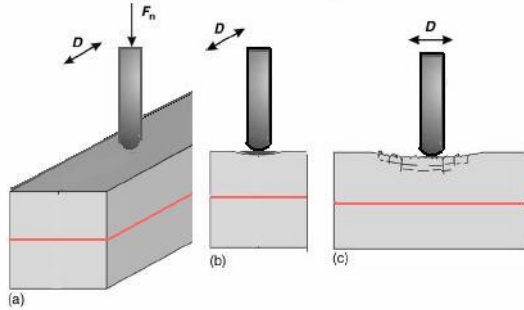


Tabela 1: Composição química da solução de *Fusayama-Meyer*:

Eletrólito	Concentração
KCl	0,4
NaCl	0,4
CaCl <sub>2</sub> .2H <sub>2</sub> O	0,906
NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> .2H <sub>2</sub> O	0,69
Na <sub>2</sub> S.9H <sub>2</sub> O	0,005
Uréia	1,0

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Ensaio de deslizamento recíproco unidirecional simulam a dinâmica mastigatória, constituindo-se num método rápido e útil para avaliar o comportamento de desgaste e fricção de materiais odontológicos<sup>16</sup>. Esta técnica permite acompanhar a cinética da corrosão local, em tempo real, pela medição de corrente<sup>17</sup>.

Em linhas gerais, os ensaios tribocorrosivos evidenciaram um aumento do coeficiente de atrito durante o início do ensaio, correspondente ao contato inicial do pino de alumina contra a superfície de porcelana (rodagem). Os ensaios tribocorrosivos normalmente se iniciam com o ajuste mecânico das duas superfícies em contato, sem afetar a química da superfície em nível eletroquímico. Após um tempo de deslizamento, característico de cada amostra, a fratura final coincide com o aumento brusco do coeficiente de atrito e da

corrente de corrosão, finalizando com a queda repentina desses dois parâmetros.

Para a amostra CPA (jateada com alumina, oxidada e sem intercamada de titânio - Figura 2), estes eventos ocorreram após 225 min de ensaio. Neste ponto, o aumento do coeficiente de atrito coincidiu com a elevação da corrente para valores altamente negativos, indicando a ocorrência de reações catódicas pela infiltração do eletrólito até a liga metálica e contato direto do pino de alumina com o substrato. A presença de trincas é potencialmente prejudicial à estabilidade químico-mecânica do sistema metalocerâmico. Quimicamente, a aproximação da saliva com o substrato metálico, facilita trocas eletrolíticas e iniciação do fenômeno corrosivo. Iniciado, o processo de corrosão torna-se irreversível, sendo especialmente danoso aos pacientes com sensibilidade aos componentes da liga. Mecanicamente, a presença de trincas favorece a redução da resistência mecânica do sistema metalocerâmico às solicitações da mastigação. A descontinuidade do componente cerâmico desestabilizaria a dissipação da carga mastigatória ao longo da peça protética, atuando como área concentradora de tensão e favorecendo a propagação da trinca.

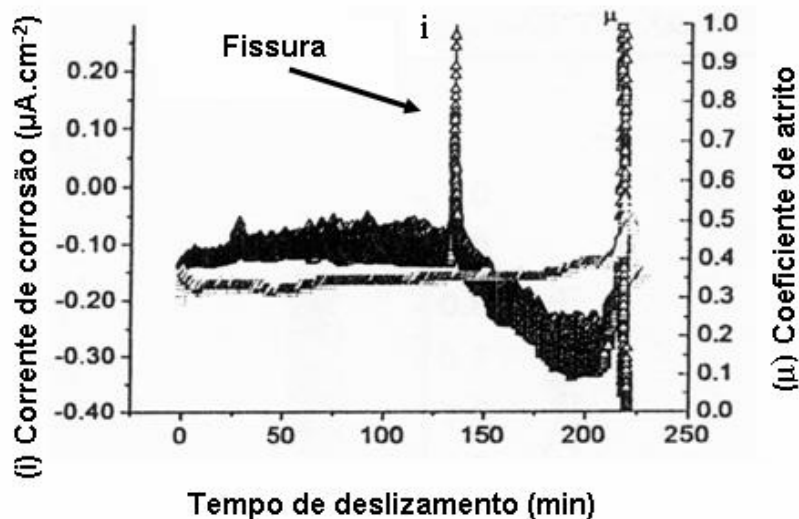


Figura 2: Evolução da corrente de corrosão e do coeficiente de atrito com o tempo de deslizamento para a amostra CPA.

As amostras metalizadas com titânio demonstraram maior capacidade de repassivação, correspondente à formação de  $TiO_2$ . Este fato pode ser observado no resultado do ensaio da amostra CPB (jateada com alumina e metalizada mecanicamente com titânio - Figura 3). À medida que o tempo de deslizamento aumenta, a corrente apresenta variações sem respectivo aumento do coeficiente de atrito até aproximadamente 250 minutos de ensaio, quando ocorre a fratura da amostra.

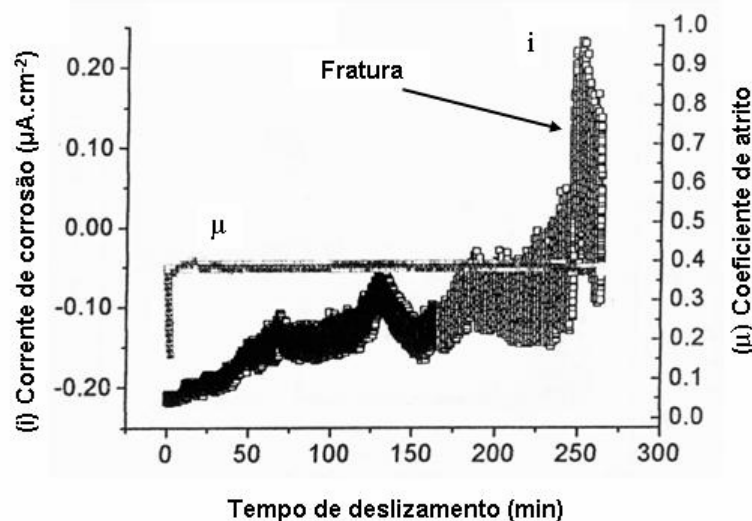


Figura 3: Ensaio tribocorrosivo da amostra CPB.

Na amostra CPE (jateada com alumina e com intercamada de titânio por plasma – Figura 4) a corrente manteve-se constante e próxima de zero por mais de 300 minutos. A partir desse ponto, a amostra apresentou fissuras, demonstradas pelo aumento nos valores de corrente, sem concomitante aumento do coeficiente de atrito. A fratura da amostra parece ter ocorrido após 390 min de ensaio, correspondendo ao maior tempo de sobrevivência das amostras ensaiadas neste estudo. Este comportamento pode ser atribuído à presença de uma camada fina e contínua de titânio na interface metalocerâmica, contribuindo para a passivação do sistema e maior aderência da interface.

Uma melhor qualidade na aderência da interface metalocerâmica é sempre desejada, posto que esta seja a região crítica para o sucesso no comportamento clínico do sistema. Ainda que a resistência apresentada pelo sistema

convencional seja satisfatória, existem muitos parâmetros laboratoriais não controláveis para os quais ainda é possível se tentarem tratamentos alternativos a fim de minimizar os efeitos indesejáveis. Nesta condição específica de tratamento, a metalização uniforme e controlada, parece ter possibilitado uma interação química substrato-porcelana de maior efetividade, traduzida em maior resistência à fratura promovida pelo ensaio de tribocorrosão. As condições de simulação *in vitro* desenvolvidas neste estudo extrapolam as da fisiologia humana, entretanto, o tempo de ensaio é bastante inferior à quantidade de horas que as peças *in vivo* vêm a ser solicitadas no decorrer dos anos em função. A passivação do substrato que o titânio promove, permite maior resistência às variações de pH do ambiente oral. A maior resistência mecânica do sistema metalocerâmico com intercamada de titânio depositada por plasma projeta maior durabilidade *in vitro* da junta metalocerâmica frente às solicitações mecânicas.

A amostra CPA, cujo tratamento independe da presença de titânio, responde de forma semelhante à CPB (com metalização mecânica de titânio), mas com tempo de fratura inferior. A amostra CPB tem apresenta variação no comportamento tribocorrosivo decorrente da não uniformidade do processo de deposição mecânica, que gera filmes falhos. Enquanto a amostra CPE (intercamada de titânio por plasma) respondeu com um padrão uniforme às condições de ensaios propostas.

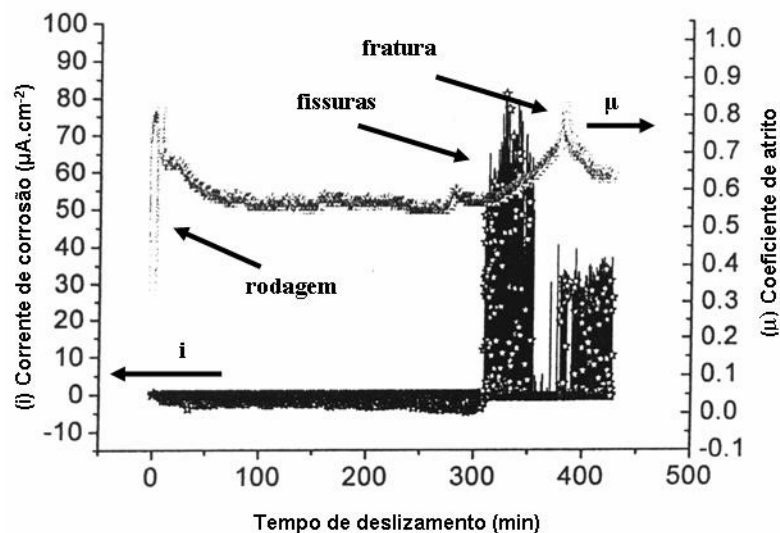


Figura 4: Ensaio tribocorrosivo da amostra CPE

A uniformidade na resposta pode ser creditada à continuidade do filme de titânio, que reduz a dispersão do comportamento da amostra. Como a superfície do substrato encontra-se quimicamente padronizada, a resposta ao desgaste químico-mecânico apresenta-se igualmente uniforme.

A análise microestrutural e fraturográfica, feita após os ensaios tribocorrosivos, é interessante e significativa do ponto de vista das possibilidades clínicas. Ao analisar a micrografia da região ensaiada CPA (Figura 5), observa-se uma seqüência de linhas de fratura na porcelana, dispersas em diferentes direções. Há uma separação na camada de porcelana. É possível ainda verificar a presença de poros com diâmetros variados na porcelana, podendo influenciar negativamente no comportamento mecânico do sistema, atuando como áreas de concentração de tensão.

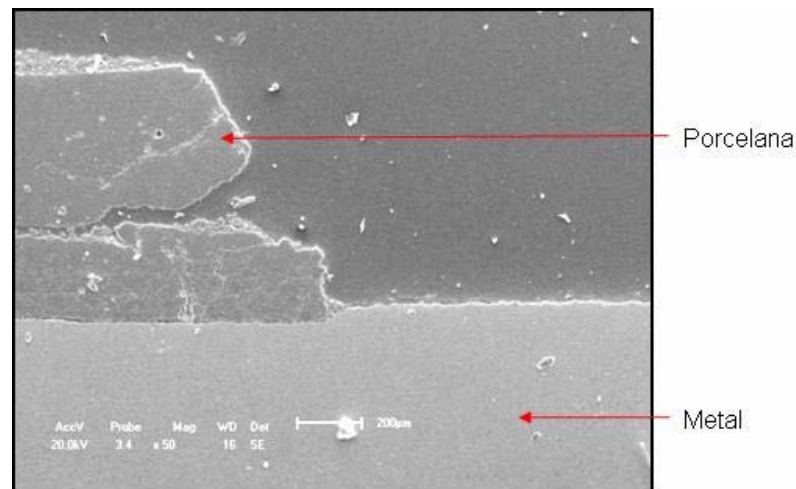


Figura 5: Micrografia do padrão fraturográfico da amostra CPA.

Na micrografia da região ensaiada da amostra CPB (Figura 6), múltiplos traços de fratura perpendiculares à borda voltada para a área ensaiada são observados. Há pelo menos um traço comunicando a superfície da porcelana com a superfície metálica na interface do sistema, permitindo o trânsito de fluidos eletrolíticos corrosivos para o interior da união metalocerâmica.

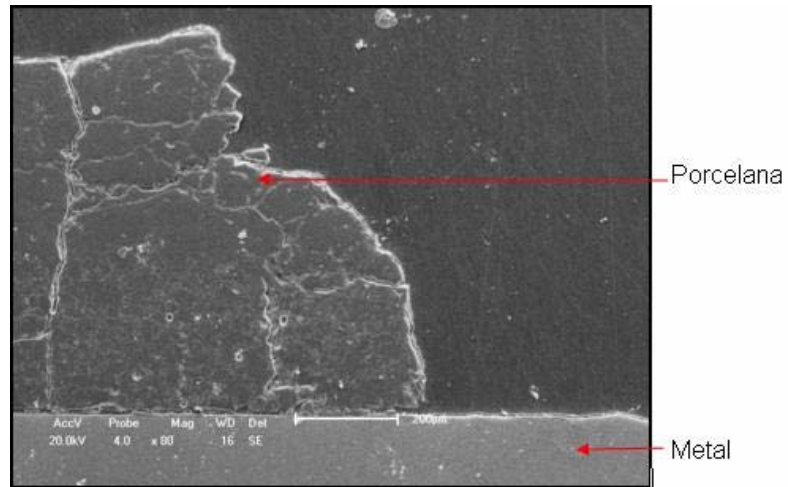


Figura 6: Micrografia do padrão fatrográfico da amostra CPB.

Observa-se na micrografia da área ensaiada da amostra CPE (Figura7) várias linhas de fratura, a maioria unidirecionais, que atingem a interface em dois pontos sem aparentar qualquer dano maior à união metalocerâmica.

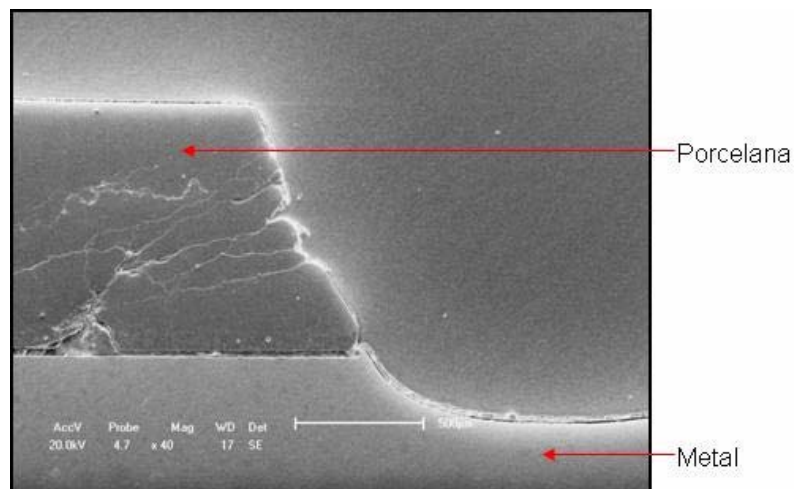


Figura 7: Micrografia do padrão fatrográfico da amostra CPE.

Clinicamente, o surgimento de trincas em regiões distantes da área de captação dos esforços mastigatórios (superfícies oclusal e incisal), poderia gerar falha na borda da prótese. Se o término protético estivesse em área subgingival, produtos de corrosão levariam ao manchamento superficial da peça, prejudicando a estética da gengiva marginal e ao desenvolvimento de

reações inflamatórias periodontais. O exudato gengival, rico em proteínas, eletrólitos e bactérias, colaboraria no processo de degradação do metal. Se o término fosse supragengival, trincas nas margens da prótese prejudicariam a estética. Em ambas as situações as trincas atuariam como nichos para colonização bacteriana. Devido à proximidade do término cervical com o periodonto de proteção, reações inflamatórias (gengivite) em resposta ao acúmulo de placa bacteriana, não estariam descartadas, assim como o risco para a desmineralização do remanescente dentário, iniciando lesão cáries.

## CONCLUSÕES

Este estudo comparou o comportamento tribocorrosivo e fraturável de uniões metalocerâmicas odontológicas com e sem intercamada de Ti. Nos resultados aponta-se resistência mecânica superior para o grupo de interface modificada com deposição de titânio em plasma; resistência intermediária para o grupo com intercamada de titânio depositado mecanicamente e menor resistência, porém aceitável, para o sistema tradicional de tratamento de superfície. O filme de titânio depositado sobre o substrato de níquel-cromo promove a proteção de interfaces metalocerâmicas contra a agressividade do ambiente corrosivo oral, em decorrência da formação da estável camada de dióxido de titânio.

## REFERÊNCIAS

1. BASTING, R.T.; CARLINI JR, B.; SERRA, M.C.; PIMENTA. A.L.F. Como Procedimentos Restauradores Diretos Podem Melhorar o Sorriso? **Revista Brasileira de Odontologia on-line**. Disponível em: <http://www.aborj.org.br>, acesso em: 16/08/2003.
2. BASSANTA, A. D.; BASSANTA, D. S. **Prótese fixa – atualidades e perspectivas**. SP/Brasil: Sarvier, 1997.

3. AYKUL, H.; TOPARLI, M.; DALKIZ, M. A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. ***Journal of oral rehabilitation*** (2002) 29:381-386
4. PRADO, R. A. *et al.* Influência da temperatura de sinterização sobre a rugosidade superficial de três porcelanas odontológicas. ***Cienc Odontol Brás*** (2003) 6(3): 72-78.
5. ANUSAVICE, K.J. ***Phillips: Materiais Dentários*** 10<sup>a</sup> ed. RJ/Brasil: Guanabara Koogan, 1998.
6. ROLLO, J.M.D.A; ROSSITTI, S.M. Metal-ceramic restoration: comparative thermal compatibility of Ni-Cr alloys and porcelains. ***Rev Odontol Univ São Paulo*** (1999) 13 (1): 61-66
7. BRITTO, K.M.F. ***Comportamento mecânico e de corrosão de fios de níquel – titânio em função do período de tratamento ortodôntico.*** 2004, 119p. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Programa de Pós-graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, PPgCEM/UFRN, Natal/RN.
8. EFTEKHARI, A. Fractal study of Ni-Cr-Mo alloy for dental applications: effect of beryllium. ***Applied surface science*** 220 (2003) 343-348.
9. LEE, W.C.; Strength of Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>/ Ni-Cr-Fe alloy joints with test methods: shear, three-point and four-point bending. ***Journal of material science*** 32 (1997) 6657-6660.
10. FISCHER, J. Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy. ***Biomaterials*** (2002) 23: 1303- 1311.
11. KU, C.; PARK, S.; YANG, H. Comparison of the strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. ***J Prosthet Dent*** (2002) 88: 170-5.
12. SHILLINGBURG JR, H. T. *et al.* ***Fundamentos de Prótese Fixa.*** 3<sup>a</sup> ed. SP/ Brasil: 1998
13. HOFSTEDE, T. M. *et al.* Influence of metal surface finishing on porcelain porosity and beam failure loads at the metal-ceramic interface. ***J Prosthet dent*** (2000) 84: 309-17.

14. GALINDO, D.F. *et al.* Effect of soldering on metal-porcelain bond strength in repairs porcelain-fused-to-metal castings. **J. Prosthet Dent** (2001) 85: 88-94.
15. LOPEZ, A.S. *et al.* Technical and functional properties of some biocompatible thin films. **Materials Chemistry and Physics**. 86 (2004) 38-43.
16. YU, H.Y. *et al.*, Friction and wear behavior of dental feldspathic porcelain. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com> acesso em 19/08/2006.
17. BARRIL, S.; MISCHLER, S.; LANDOLT, D. Triboelectrochemical investigation of the friction and wear behavior of TiN coatings in neutral solution. **Tribology International** 34 (2001) 599-608.

## TITANIUM METALLIZATION OF NI-CR/ DENTAL PORCELAIN IN DENTAL SYSTEMS.

### ABSTRACT

*Ceramometal systems are highly useful in dental prosthodontics by combining the mechanical strength of metallic alloys to the superior aesthetics of dental porcelains. The interface between the metallic and ceramic component is a critical issue in determining the success of the system. Metals are joined to ceramics by mechanical interlocking and chemical reactions taking place between the oxide layers present on the surface of the metal with the ceramic counterpart. Control over the parameters that determine the quality of the joint is crucial to avoid fracture at the interface. Tribocorrosion tests simulate masticatory efforts in artificial saliva, making it possible to identify the presence of cracks in the ceramometal system. The present study reports results obtained from tribocorrosive tests in addition to fractographic and microstructural analyses carried out by SEM and EDS using planar Ni-Cr/dental porcelain joints. In addition to the traditional system, interfaces containing Ti layers deposited by mechanical metallization or plasma etching were also tested. The results revealed that plasma metallization resulted in a thin continuous coating layer that*

*improved the performance of ceramometal systems under corrosive and wear conditions.*

KEY-WORDS: ceramometal, dental porcelain, metallization, tribocorrosion.