

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À ABRASÃO DO TI CP FRENTE A DIVERSOS MATERIAIS RESTAURADORES

Evaluation of Wear Resistance Of CP Ti Opposing Several Restorative Materials

Ricardo Faria **RIBEIRO***, Bruno José Rodrigues de **ALMEIDA****, Adriana Cláudia Lapria **FARIA*****, Ana Paula **MACEDO*****, Maria da Gloria Chiarello de **MATTOS***, Renata Cristina Silveira **RODRIGUES******

*Professor Titular do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo

**Aluno de graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo

*** Técnico Especializado de Nível Superior, Departamento de Materiais Dentários e Prótese, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo

****Professor Doutor do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP - Departamento de Materiais Dentários e Prótese

Av. do Café, s/n – Monte Alegre – CEP 14040-904

Ribeirão Preto – SP – Brasil

e-mail: rribeiro@forp.usp.br

RELEVÂNCIA CLÍNICA

O titânio é cada vez mais utilizado na odontologia devido à sua biocompatibilidade, resistência à corrosão e propriedades mecânicas; entretanto, há relatos de que o fenômeno do desgaste seja um fator limitante para seu uso. Assim, a resistência ao desgaste do titânio deve ser avaliada diante de diferentes materiais restauradores.

RESUMO

O uso do titânio comercialmente puro (Ti cp) tem aumentado na confecção de estruturas metálicas de próteses. Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar in vitro a resistência à abrasão do Ti cp em oposição a diversos materiais restauradores. Foram fundidos corpos-de-prova de forma hemiesféricas (5mm de raio) em titânio cp grau I por arco voltaico em atmosfera inerte de argônio. Como antagonistas foram preparados discos com 20,0mm de diâmetro de: Ti cp; ligas de Co-Cr e Ni-Cr, resina composta TPH e cerâmica Empress-2, todos com rugosidade de 0,75µm. Foram realizados aproximadamente 40000 ciclos (4,4Hz) sob carga constante de 5N. A resistência à abrasão do titânio foi medida pelo desgaste vertical dos corpos-de-prova hemiesféricos em projetor de perfil Nikon. Os dados foram submetidos à ANOVA e teste complementar de Tukey ($\alpha=0,05$). Os resultados (µm) encontrados foram: Ti cp X resina (37,75±7,99); Ti cp X cerâmica (73,25±9,96); Ti cp X Co-Cr (77,17±9,95), Ti cp X Ti cp (199,00±86,90) e Ti cp X Ni-Cr (261,50±39,23). Não houve diferença significativa ($p>0,05$) quando os antagonistas foram de resina, cerâmica e liga de Co-Cr. Quando submetido a antagonistas de Ti cp e liga de Ni-Cr os resultados foram estatisticamente significantes ($p<0,05$), com maior desgaste contra o antagonista de Ni-Cr. É possível concluir que o material a ser utilizado na arcada antagonista deve ser escolhido cuidadosamente quando as próteses forem confeccionadas em Ti cp porque há o risco de desgaste da prótese.

Palavras-chave: titânio, desgaste de restauração dentária, cerâmica, ligas metalo-cerâmicas, prótese dentária.

SUMMARY

The use of commercially pure titanium (cp Ti) has increased in prosthodontics frameworks. Thus, the aim of the present study was to evaluate in vitro wear resistance of cp Ti opposing several restorative materials. Hemispheres ($r=5\text{mm}$) were cast in cp grade I by arc melting under inert argon atmosphere. As antagonistic samples, disks of 20mm in diameter were prepared in cp Ti, Co-Cr and Ni-Cr alloy, composite resin and Empress-2 ceramic, and roughness was adjusted to $0.75\ \mu\text{m}$. It was performed approximately 40,000 cycles (4.4Hz) using a load of 5N. Wear resistance of cp Ti was measured as height loss of hemispherical samples in a Nikon profile projector. The data were submitted to ANOVA and post-hoc Tukey test ($\alpha=0.05$). The results (μm) were: cp Ti X composite resin (37.75 ± 7.99); cp Ti X ceramic (73.25 ± 9.96); cp Ti X Co-Cr (77.17 ± 9.95), cp Ti X cp Ti (199.00 ± 86.90) and cp Ti X Ni-Cr (261.50 ± 39.23). No significant difference was noted ($p>0.05$) when antagonistic were composite resin, ceramic or Co-Cr alloy. When cp Ti opposed to cp Ti and Ni-Cr alloy, the results were statistically significant ($p<0.05$), presenting greater wear when Ni-Cr alloy was used as antagonist. It is possible to conclude that the material used as antagonist should be chosen carefully when titanium frameworks are used because there is a risk of wear of prostheses.

Key-words: titanium, dental restoration wear, ceramics, metal ceramic alloys, dental prosthesis.

INTRODUÇÃO

A resistência à abrasão é uma característica extremamente importante na indicação da longevidade de um tratamento reabilitador, pois a baixa resistência à abrasão de um material restaurador pode levar à perda de contato oclusal, destruição do tecido periodontal, hipersensibilidade e diminuição da dimensão vertical, podendo resultar em desordem temporomandibular, além do comprometimento estético¹⁻³.

Clinicamente, os dentes e seus antagonistas podem ser restaurados com diferentes materiais, como ligas metálicas, resinas diretas e cerâmicas. Materiais metálicos, como as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, são utilizados em restaurações, como alternativa às ligas nobres, e têm desempenhado papel importante devido às suas propriedades, como por exemplo, alto módulo de elasticidade, resistência à corrosão, dureza superficial, porcentagem de alongamento, e possibilidade de associação a resinas ou cerâmicas⁴. Resinas compostas fotopolimerizáveis também são utilizadas por apresentarem boas condições para absorver o estresse oclusal; permitirem fácil ajuste, reparo e polimento e, ainda, serem compatíveis com a dentina quanto ao módulo de elasticidade. Outro material que pode ser utilizado nas restaurações é a cerâmica, embora vários autores apontem sua fragilidade como um fator que aumenta o risco de fratura, além da dureza e abrasividade que podem ser deletérias ao esmalte humano. Entretanto, as cerâmicas são muito utilizadas atualmente devido à excelente estética².

O uso do titânio como material restaurador, tem aumentado nos últimos anos devido a suas características favoráveis, como a biocompatibilidade⁵⁻⁶, as propriedades físicas e mecânicas⁷⁻¹⁰. En-

tretanto, algumas limitações têm sido apontadas, dentre elas a dificuldade de fundição e polimento, além da baixa resistência ao desgaste¹¹.

Como a resistência ao desgaste deve ser considerada para se prever a longevidade, pesquisas devem avaliar este aspecto dos materiais. Entretanto, o fenômeno de desgaste envolve interações complexas, sendo difícil de simular adequadamente in vitro³. Heintze et al¹² compararam diferentes métodos utilizados para avaliação do desgaste, relatando não haver diferença entre os métodos além de ter encontrado correlação entre a perda de altura vertical e a perda volumétrica, o que torna desnecessária a avaliação das duas variáveis.

Estudando a resistência ao desgaste de próteses confeccionadas em titânio cp, Shimura et al¹³ encontraram grande desgaste para peças confeccionadas em titânio puro. Resultados similares foram encontrados por Kawalec et al¹⁴, que também encontraram maior desgaste para peças de titânio quando comparadas a peças confeccionadas em Co-Cr-Mn.

A resistência ao desgaste do Ti cp foi estudada por alguns autores, comparada à da liga Ti-6Al-7Nb¹, ou à do Ti cp e da liga Ti-6Al-4V acrescidos de cobre¹⁵. Os autores relatam que a liga Ti-6Al-7Nb e o Ti cp e Ti-6Al-4V acrescidos de cobre apresentaram maior resistência ao desgaste do que o Ti cp e atribuem estes resultados à diferença de dureza e ao processo de deformação associado com a microestrutura, uma vez que a estrutura cristalina é um fator que influencia a resistência ao desgaste.

Embora existam pesquisas avaliando a resistência ao desgaste do titânio^{1,13-15}, nestas pesquisas o Ti cp foi avaliado utilizando como

antagonistas o próprio material ou ligas de titânio. Assim, faltam informações em relação ao comportamento de desgaste do titânio quando outros materiais restauradores são utilizados como antagonistas. Em virtude disso, o objetivo deste estudo foi analisar a resistência à abrasão do Ti cp frente aos seguintes materiais restauradores: liga de Co-Cr, liga de Ni-Cr, Ti cp, cerâmica e resina composta direta.

MATERIAL E MÉTODOS

O método escolhido para realização da presente pesquisa teve como referência estudos realizados pelos autores Dahl e Oilo 16, Teoh et al 17, e Ilijima et al 1.

Para a realização dos testes de resistência à abrasão, foram confeccionados corpos-de-prova de forma hemiesférica, cujo raio é de 5,0mm; e antagonistas em forma de discos, apresentando 20,0mm de diâmetro e 3,0mm de espessura.

Padrões-de-cera hemiesféricos foram obtidos vertendo cera amarela GEO-Dip (Renfert, Hilingen, Alemanha), plastificada utilizando o plastificador Hotty (Renfert), em uma matriz de teflon confeccionada na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP). Após o resfriamento da cera, a superfície inferior do padrão foi aplainada com espátula aquecida e este foi removido da matriz. Foram obtidos 30 padrões-de-cera a serem fundidos com titânio comercialmente puro (Ti cp) grau I (Tritan, Dentaurum, Pforzheim, Alemanha). Os padrões-de-cera hemiesféricos foram então posicionados em base conformadora de cadinho e incluídos em revestimento fosfatado Rematitan Plus (Dentaurum), espatulados a vácuo durante 60s no espatulador elétrico Turbo Mix (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil) seguindo as instruções fornecidas pelo fabricante. Após a presa do revestimento, os anéis foram levados ao forno EDG 7000 (EDG Equipamentos e Controles Ltda.) e submetidos ao ciclo de expansão térmica do revestimento recomendado pelo fabricante. A fundição dos corpos-de-prova foi realizada na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil), que faz a fundição por arco voltaico, sob vácuo e atmosfera inerte de argônio, com injeção da liga/metal no molde por vácuo-pressão.

Após a fundição, todas as peças foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio (80 psi = 5,62 kgf/cm²) para remoção dos resíduos de revestimento. Em seguida foram cortadas dos lastros de fundição e os corpos-de-prova foram polidos conforme o padrão indicado para restaurações me-

tálicas fundidas, utilizando um kit específico para polimento de titânio (Dentaurum), simulando o polimento de uma peça clínica.

Para a obtenção dos antagonistas, cera liquefeita foi vertida em uma matriz de teflon, com 20,0mm de diâmetro e 3,0mm de espessura, confeccionada na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP). Para os antagonistas a serem fundidos em liga Ni-Cr (Vera Bond II, Aalba Dent. Inc. EUA) e Co-Cr (Vera PDI, Aalba Dent. Inc. EUA), os padrões-de-cera foram posicionados em base conformadora de cadinho e incluídos utilizando o revestimento fosfatado Crom-O-Cast (Polidental Ind. e Com. Ltda., Brasil) enquanto os padrões-de-cera a serem fundidos em Ti cp grau I (Tritan, Dentaurum) foram incluídos em revestimento fosfatado Rematitan Plus (Dentaurum). Após a presa do revestimento, os anéis foram levados ao forno para eliminação da cera e expansão térmica do revestimento, seguindo as recomendações dos fabricantes. A fundição dos antagonistas foi realizada por arco voltaico na máquina Discovery Plasma.

Foram utilizados ainda como antagonistas, cerâmica e resina composta. Os antagonistas cerâmicos de IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), foram prensados, também, a partir dos padrões-de-cera confeccionados da mesma maneira que os utilizados na fundição metálica. A cerâmica foi prensada conforme instruções do fabricante, utilizando o forno de injeção EP600 que possui um mecanismo eletrônico de injeção, com sensor de pressão e com um mecanismo automático de abertura do forno. Esses mecanismos permitem um processamento ideal para os materiais cerâmicos IPS Empress e IPS Empress 2. Com a mesma matriz, porém utilizando um espaçador de 3mm, obtiveram-se os antagonistas em resina TPH (Dentsply, Catanduva, Brasil). Cada pastilha foi confeccionada por meio da técnica incremental. Dois incrementos foram feitos, com o tempo de polimerização de 90 segundos para cada um. Ao final, os antagonistas de resina eram retirados da matriz e submetidos a mais 90 segundos de polimerização. Os antagonistas de resina ficaram armazenados durante 7 dias, em água destilada numa estufa à temperatura de 37° ± 1° C previamente à realização dos ensaios. Foram obtidos 6 corpos-de-prova para cada material antagonista testado.

Para a realização dos ensaios de resistência à abrasão, os antagonistas, em forma de discos, foram embutidos, centralizados, em anéis de PVC (Tigre, Brasil), com 2,0cm de diâmetro X 1,5cm de altura, utilizando resina acrílica autopolimerizável

(Clássico, Brasil) e posteriormente polidos em lixa-deira-politriz mecânica EF-30 (Fortel, Brasil), sob refrigeração abundante, utilizando seqüencialmente lixas 180, 320, 400 e 600, e foram ainda jateados com partículas de óxido de alumínio 100 µm (80 psi = 5,62 kgf/cm²), tendo a rugosidade superficial ajustada em 0,75µm 18, verificada em rugosímetro SPJ 2 (Mitutoyo, Japão). Os corpos-de-prova hemiesféricos, da mesma forma, também foram incluídos em anéis de PVC, com as dimensões acima descritas, utilizando o mesmo método.

Antes e após o teste de desgaste, os corpos-de-prova foram levados a um projetor de perfil (Nikon Profile Projector, 6C, Nikon, Tokyo) com aumento de 20X, e o perfil das amostras era traçado em papel vegetal. A diferença entre os perfis traçados antes e após o teste foi medida com auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Japão) e a resistência ao desgaste foi medida como perda de altura vertical. Para assegurar que o corpo-de-prova fosse projetado em posição semelhante à que foi realizado o primeiro traçado do perfil, foi utilizada uma mesa posicionadora devidamente marcada. Foram obtidos seis de corpos-de-prova para cada grupo experimental de antagonistas testado.

O ensaio de resistência à abrasão foi realizado num equipamento desenvolvido na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP¹⁹⁻²¹. Nesse equipamento, um motor ¼CV/1736rpm movimentava um excêntrico que transfere por polia/correia o movimento cíclico com velocidade de 240 ciclos/min. A parte inferior deste braço é presa à mesa e o movimento é transferido à base do recipiente que recebe o antagonístico. Este recipiente tem curso de 10mm, resultando na velocidade de 80mm/s para o ensaio.

O antagonista foi posicionado, dentro do recipiente e imerso em água deionizada. O corpo-

de-prova foi fixado numa haste com ajuste vertical, permitindo que o mesmo fosse colocado diretamente sobre o antagonista. O percurso realizado no ensaio era limitado pelo tamanho do recipiente que contém a pastilha (10mm). Assim que ajustada, a haste foi totalmente liberada para que todo o seu peso (500g => ~5N) incidisse sobre o corpo-de-prova durante o ensaio, cujo tempo para cada corpo-de-prova era de 170 min totalizando 40.800 ciclos, com frequência de 4,4Hz.

Após a realização do ensaio, imediatamente após a remoção da água deionizada, os corpos-de-prova foram secos com toalha de papel e jatos suaves de ar, isentos de óleo, por 15 segundos. Em seguida, tiveram seu contorno final traçado no perfilômetro, para que a medida do desgaste fosse determinada pela diferença entre os dois traçados, utilizando um paquímetro digital com precisão de 0,01mm. Traçava-se uma perpendicular ao desgaste até a tangente no ponto mais alto do corpo-de-prova hemiesférico e depois se transformava os valores do papel para micrometros.

A seqüência de ensaio foi repetida fazendo o cruzamento entre os materiais dos corpos-de-prova com material diferente no antagonista. Os dados obtidos foram tabulados e submetidos à análise estatística utilizando o software SPSS 12.0 (SPSS Inc., EUA). Detectada a normalidade da distribuição amostral foi realizada ANOVA e teste complementar de Tukey HSD.

RESULTADOS

Os resultados de desgaste, medidos como perda de altura vertical em micrometros são apresentados na Tabela 1.

Os dados foram submetidos à ANOVA, cujos resultados estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 1- Resultados do desgaste observado (µm) para os corpos-de-prova semiesféricos de Ti cp contra diferentes antagonistas

Corpos-de-prova	Material antagonista				
	Liga de Co-Cr	Liga de Ni-Cr	Cerâmica	Resina	Ti cp
1	89,50	245,00	74,50	29,00	101,00
2	70,50	207,50	85,00	34,00	255,00
3	81,00	297,50	83,00	48,00	202,50
4	81,00	272,00	69,00	47,50	274,50
5	61,00	236,00	70,00	33,50	84,00
6	80,00	311,00	58,00	34,50	277,00
Média	77,17	261,50	73,25	37,75	199,00
Desvio-Padrão	9,95	39,23	9,96	7,99	86,90

Tabela 2- Resultados da análise de variância - ANOVA (dados em μm)

	Soma de quadrados	df	Quadrado médio	F	Sig.
Entre grupos	219449,283	4	54862,321	29,327	,000
Dentro dos grupos	46767,083	25	1870,683		
Total	266216,367	29			

Como foi encontrada diferença estatisticamente significativa foi realizado o teste complementar de Tukey HSD, cujos dados são apresentados na Tabela 3, evidenciando que não houve diferença significativa ($p>0,05$) quando os antagonistas foram

de resina, cerâmica e liga de Co-Cr, do menor para o maior desgaste. Quando submetido a antagonistas de Ti cp e liga de Ni-Cr os resultados foram estatisticamente significantes ($p<0,05$), com maior desgaste contra o antagonista de Ni-Cr.

Tabela 3- Resultados do teste de Tukey HSD (dados em μm)

	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
Ti cp X resina	6	37,75	
Ti cp X cerâmica	6	73,25	
Ti cp X Co-Cr	6	77,17	
Ti cp X Ti cp	6		199,00
Ti cp X Ni-Cr	6		261,50
Sig.		,524	,122

DISCUSSÃO

Embora o desgaste de um material seja um importante aspecto a ser estudado¹⁻³, há vários fatores interagindo na cavidade bucal e a simulação in vitro destes fatores não é possível³. Entretanto, métodos de avaliação do desgaste in vitro são úteis para comparar os diferentes materiais a serem aplicados na cavidade bucal, embora a variedade de métodos proposta na literatura^{2,12}, variando o número de ciclos, a carga e a distância a ser percorrida, não permita comparação numérica do desgaste dos materiais entre os diferentes estudos.

A partir dos resultados encontrados neste estudo, testando corpos-de-prova de Ti cp combinados a diferentes materiais restauradores, é possível verificar que esses materiais interagem com o titânio de forma diferente. Os resultados (μm) encontrados neste estudo após o desgaste por abrasão: Ti cp X resina ($37,75\pm 7,99$); Ti cp X cerâmica ($73,25\pm 9,96$); Ti cp X Co-Cr ($77,17\pm 9,95$), Ti cp X Ti cp ($199,00\pm 86,90$) e Ti cp X Ni-Cr ($261,50\pm 39,23$) demonstraram não haver diferença significativa ($p>0,05$) quando os antagonistas foram de resina, cerâmica e liga de Co-Cr, do menor para o maior desgaste. Embora alguns autores relatem que a cerâmica seja mais abrasiva do que o ouro, amálgama, resina composta e esmalte²²⁻²³, sendo

responsável, portanto, por causar desgaste nos dentes e nas restaurações metálicas¹⁶, os resultados de desgaste da cerâmica e da resina composta foram semelhantes neste estudo. Entretanto, tal resultado pode ser explicado por variações na composição da cerâmica e da resina composta. De acordo com Imai et al²⁴, variações na composição e microestrutura da cerâmica podem afetar as características de desgaste da mesma. Além disso, Suzuki et al²⁵ tem apontado melhora na resistência ao desgaste das resinas compostas ao longo do tempo, o que pode ser atribuído às micropartículas de carga presentes em sua composição. O uso da resina composta direta tem aumentado porque esta apresenta boas condições para absorver o estresse oclusal; permite fácil ajuste, reparo e polimento; não desgasta a estrutura dental antagonista; possui estabilidade de cor e, ainda, é compatível com a dentina²⁶. Nesse trabalho, os antagonistas de resina foram os que causaram o menor desgaste do Ti cp.

Com relação à cerâmica IPS Empress 2, é uma cerâmica vítrea cujos cristais de dissilicato de lítio evitam a propagação de trincas e contribuem para uma translucidez muito próxima do dente natural²⁷. Como a abrasão das cerâmicas é consequência da propagação de trincas, pois a cerâmica próxima às trincas forma debris que se soltam e acabam agindo como partículas abrasivas².

o fato da cerâmica IPS Empress 2 apresentar cristais de dissilicato de lítio que evitam a propagação de trincas justifica os bons resultados encontrados para a cerâmica neste estudo. A fase cristalina desta cerâmica possui em torno de 70% do volume da cerâmica vitrificada, aumentando, substancialmente, a resistência à fratura (três vezes maior que a da cerâmica vitrificada com leucita). Além disso, a estrutura microcristalina de fluorapatita utilizada na cerâmica vítrea sinterizada é semelhante à encontrada nos dentes naturais, otimizando assim a biocompatibilidade e facilitando o controle das propriedades óticas das restaurações²⁸. Vale lembrar ainda que esta cerâmica é empregada por um processo semelhante ao processo de fundição²⁸, o que permitiu melhor padronização das pastilhas antagonistas.

A liga de Co-Cr, embora com alto módulo de elasticidade e elevada dureza²⁹, não causou desgaste estatisticamente diferente do causado pela resina direta e pela cerâmica prensada. Interessante foi o resultado encontrado quando o Ti cp foi usado contra antagonista de Ti cp, gerando desgaste estatisticamente diferente ($p < 0,05$) em relação ao observado para resina direta, cerâmica e liga de Co-Cr, com quase o dobro do valor desta última. Estes resultados corroboram os relatos de Kawalec et al¹⁴ e Shimura et al¹³, que relataram maior desgaste do Ti-6Al-4V e Ti cp quando são utilizadas com antagonistas do mesmo material.

Quando o teste foi realizado utilizando antagonistas de Ti cp e liga de Ni-Cr, os resultados foram estatisticamente significantes ($p < 0,05$), sendo diferente dos demais materiais. Embora o desgaste do Ti cp tenha sido menor do que o causado pela liga de Ni-Cr, não houve diferença estatística entre os dois antagonistas. A partir de estudos que objetivam a avaliação das características dos materiais restauradores em relação à resistência à abrasão, sabe-se que não há material metálico ideal em todos os seus propósitos e que o material restaurador adequado deve causar mínimo desgaste do esmalte oposto ou no material antagonista²⁹.

A liga de Ni-Cr Vera Bond II, um dos materiais antagonistas utilizados neste estudo, é comumente usada na confecção de restaurações metálicas, possui alto módulo de elasticidade, que é um requisito para o sucesso de subestruturas do sistema metalocerâmico, além de ser uma alternativa de relativo baixo custo^{4,29}. Causou, no entanto, o maior valor de desgaste nos corpos-de-prova de Ti cp, e pode-se, então, sugerir que não seria uma associação interessante na clínica.

Este estudo demonstrou que a indicação do Ti cp como material restaurador ainda deixa

algumas dúvidas, e que essa escolha deve provir de decisão criteriosa, pois os resultados sugerem que o comportamento do material é dependente da combinação com diferentes materiais antagonistas, merecendo novos estudos elucidativos.

CONCLUSÃO

Conclui-se que quando forem indicadas próteses confeccionadas em Ti cp, deve ser levado em consideração qual o material usado na arcada antagonista, já que o comportamento do metal quanto à resistência à abrasão foi diferente para os vários materiais usados como antagonista.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP (07/01079-9 – IC), e ao Sr. Luiz Sérgio Soares, pelo apoio técnico.

REFERÊNCIAS

1. Iijima D, Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Kurosaki N. Wear properties of Ti and Ti-6Al-7Nb castings for dental prostheses. *Biomaterials*. 2003; 24 (8), 1519-24.
2. Kadokawa A, Suzuki S, Tanaka T. Wear evaluation of porcelain opposing gold, composite resin, and enamel. *J Prosthet Dent*. 2006; 96 (4), 258-65.
3. Ohlmann B, Uekermann J, Dreyhaupt J, Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P. Clinical wear of posterior metal-free polymer crowns. One year results from a randomized clinical trial. *J Dent*. 2007; 35 (3), 246-52.
4. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*. 2002; 87 (4), 351-63.
5. Jones TK, Hansen CA, Singer MT, Kessler HP. Dental implications of nickel hypersensitivity. *J Prosthet Dent*. 1986; 56 (4), 507-9.
6. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater*. 2002; 18 (5), 396-406.
7. Blackman R, Tonaka T, Baez RJ. Strength comparisons of cast titanium using three phosphate type investments. *J Dent Res*. 1991; 70 (special issue):485.

8. Vallittu PK, Kokkonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *J Prosthet Dent.* 1995; 74 (4), 412-9.
9. Kotake M, Wakabayashi N, Ai M, Yoneyama T, Hamanaka H. Fatigue resistance of titanium-nickel alloy cast clasps. *Int J Prosthodont.* 1997; 10 (6), 547-52.
10. Rodrigues RCS, Ribeiro RF, Mattos MGC, Bezzon OL. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002; 88 (3), 290-6.
11. Hirata T, Nakamura T, Takashima F, Maruyama T, Taira M, Takahashi J. Studies on polishing of Ti and Ag-Pd-Cu-Au alloy with five dental abrasives. *J Oral Rehabil.* 2001; 28 (8), 773-777.
12. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. A comparison of three different methods for the quantification on the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater.* 2006; 22 (11), 1051-62.
13. Shimura I. In vitro study evaluating the relative wear resistance of CP titanium and artificial teeth materials. *Tsurumi U Dent J.* 2001; 27, 45-58.
14. Kawalec JS, Brown SA, Payer JH, Merritt K. Mixed-metal fretting corrosion of Ti6Al4V and wrought cobalt alloy. *J Biomed Mater Res.* 1995; 29 (7), 867-73.
15. Ohkubo C, Shimura I, Aoki T, Hanatani S, Hosoi T, Hattori M, Oda Y, Okabe T. In vitro wear assessment of titanium alloy teeth. *J Prosthodont.* 2002; 11 (4), 263-9.
16. Dahl BL, Oilo G. *In vivo* wear of some restorative materials. *Quintessence Int.* 1994; 25 (8), 561-5.
17. Teoh SH, Ong LFK, Yap AUJ, Hastings GW. Bruxism-type dental wear simulator for ranking of dental restorative materials. *J Biomed Mater Res.* 1998; 43 (2), 175-83.
18. International Organization for Standardization. ISO/TS 14569-2 Dental materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two-and/or three body contact, 2001.
19. Costa APCS, Macedo AP, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Souza HMMR. Comparação in vitro entre três materiais restauradores indiretos para bruxômanos. *RBO.* 2007; 64 (1 e 2), 83-8.
20. Ricciardi Coppedê A, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Impl Res.* 2009; 20 (6), 624-32.
21. Mello PC, Ricciardi Coppedê A, Macedo AP, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17 (5), 451-6.
22. Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosthet Dent.* 1971; 25 (3), 299-306.
23. Ramp MH, Ramp LC, Suzuki S. Vertical height loss: An investigation of four restorative materials opposing enamel. *J Prosthodont.* 1999; 8 (4), 252-7.
24. Imai Y, Suzuki S, Fukushima S. Enamel wear of modified porcelains. *Am J Dent.* 2000; 13 (6), 315-23.
25. Suzuki S, Nagai E, Taira Y, Minesaki Y. In vitro wear of indirect composite restoratives. *J Prosthet Dent.* 2002; 88 (4), 431-6.
26. Krejci I, Boretti R, Gienzedanner P, Lutz F. Adhesive crowns and fixed partial dentures fabricated of ceromer: clinical and laboratory procedures. *Pract Periodont Aesthet Dent.* 1998; 10 (4), 487-98.
27. Pagani C, Miranda CB, Bottino MC. Avaliação da tenacidade à fratura de diferentes sistemas cerâmicos. *J Appl Oral Sci.* 2003; 11 (1), 69-75.

28. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Gillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 2004; 91 (6), 561-9.
29. Anusavice KJ. *Phillips: materiais dentários.* 11ed Kenneth J Anusavice, tradução de Alessandro Dourado et al. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. 764p.