

Próteses parciais fixas totalmente cerâmicas: fatores que determinam sucesso e fracasso

All ceramic fixed partial dentures: factors that determine success and failure

Rafael Ferrone Andreiuolo

Doutorando em Dentística pela Uerj
Professor do Curso de Especialização em Prótese Dentária da UVA

José Bernardo Fragoso Costa

Doutor em Dentística pela Uerj

Marcos Gabriel Vianna de Pinho

Especialista em Prótese Dentária pela UVA

Katia Regina H. Cervantes Dias

PhD em Odontologia pela Universidade de Boston
Professora Titular da Disciplina de Dentística da Uerj

Carlos Eduardo Sabrosa

Doutor em Prótese Dentária/Biomateriais pela Universidade de Boston
Professor Adjunto da Disciplina de Dentística da Uerj

RESUMO

Apesar do advento dos implantes osseointegráveis, as próteses parciais fixas continuam a ser restaurações com larga utilidade no arsenal restaurador dos cirurgiões-dentistas. No entanto, a exigência estética dos dias atuais faz com que as próteses livres de metal ocupem o lugar das consagradas próteses metalocerâmicas. Sendo assim, diversos fatores devem ser compreendidos e avaliados para se planejar a confecção de uma prótese parcial fixa totalmente cerâmica. O objetivo desta revisão é expor os fatores que podem determinar o sucesso ou fracasso de próteses parciais fixas totalmente cerâmicas.

Palavras-chave: prótese parcial fixa; cerâmica; falha.

ABSTRACT

Despite the advent of osseointegrated implants, fixed partial dentures remain to have a broad utility in the restorative arsenal of the dentists. However, modern day esthetic requirements causes metal-free prosthesis take the place once occupied in the past by the classic porcelain fused to metal FPDs. This way, several factors must be understood and assessed to plan the fabrication of an all-ceramic fixed partial denture. The purpose of this review article is to look at the factors that can determine success or failure of all-ceramic fixed partial dentures.

Keywords: fixed partial denture; ceramics; failure.

Introdução

As próteses parciais fixas (PPFs) metalocerâmicas representam o “padrão ouro” a ser copiado pelas PPFs totalmente cerâmicas, por apresentarem índices de sucesso que variam de 72-87% após 10 anos, 69-74% após 15 anos e, aproximadamente, 53% de sucesso após 30 anos de serviço (4, 21). Entretanto, tais índices são difíceis de serem obtidos com PPFs cerâmicas devido à menor resistência a fratura inerente aos materiais cerâmicos quando comparados aos metais. O comportamento em fadiga desses materiais é ainda mais crítico, já que as cerâmicas exibem um decréscimo na resistência em função do tempo. Este fenômeno é causado pelo conhecido crescimento subcrítico de trincas. Defeitos microscópicos distribuídos no componente cerâmico podem se propagar na forma de trincas mesmo em baixos níveis de tensão, reduzindo a vida em fadiga do material (16). Desta forma, é de grande valia entender os fatores capazes de determinar o sucesso ou fracasso de uma PPF, tais como: seu modo de fratura predominante, a geometria ideal de seus conectores, os tipos de materiais disponíveis para sua fabricação, com suas indicações e suas limitações, e o efeito da porcelana de recobrimento.

Revisão de Literatura

• Modo de Fratura das PPFs Totalmente Cerâmicas

As PPFs costumam se diferenciar das coroas unitárias quanto à origem da fratura. Em coroas unitárias, as fraturas se iniciam na superfície interna das coroas, propagando-se em direção à superfície externa. Devido a este fato, recomenda-se que o ajuste interno dessas coroas seja cuidadoso, evitando assim a nucleação de trincas, que podem diminuir a resistência mecânica desse tipo de restauração (15). As PPFs geralmente falham em um de seus conectores, área sujeita às maiores concentrações de tensão (17, 19, 23). Estudos *in vitro* demonstraram que as PPFs cerâmicas desenvolvem trincas verticais na área do conector antes de falhar, enquanto as PPFs metalocerâmicas desenvolvem trincas nos pânticos. Um estudo demonstrou, *in vitro* e *in vivo*, que o modo de fratura catastrófica exclusivo das PPFs cerâmicas é através dos conectores (13). Estes resultados foram suportados por estudos clínicos que avaliaram o comportamento de PPFs totalmente cerâmicas (12, 25).

Materiais frágeis como as cerâmicas dentais possuem elevada resistência à compressão e baixa resistência à tração (9, 27). Com os esforços mastigatórios, tensões compressivas se desenvolvem na face oclusal do conector e tensões de tração na superfície gengival do mesmo (17). Devido ao fato da cerâmica apresentar uma menor resistência à tração do que à compressão, a superfície gengival é aquela onde a fratura normalmente se origina (17). Dessa forma, as fraturas nos conectores comumente se assemelham entre si nos casos de PPFs livres de metal, apresentando-se como um tipo de fratura transversal, que parte da base do conector em direção à face oclusal do pântico (6, 17, 26, 27) (figura 1).

• Influência do Desenho do Conector

Em PPFs, os conectores são considerados um fator de risco, por serem atribuídas a eles uma alta taxa de falhas (13, 22). A área do conector representa um risco à fratura particularmente alto na região dos dentes molares, sujeitos a maior carga mastigatória, e que muitas vezes apresentam pouca altura disponível para seu desenho ideal (17). Devido à fragilidade da cerâmica e ao fato da maioria dos insucessos em PPFs estarem associados aos conectores, às dimensões necessárias ao conector são maiores do que aquelas recomendadas para as PPFs metalocerâmicas, havendo uma área mínima recomendada para cada tipo de sistema restaurador utilizado (1).

Para garantir o sucesso em longo prazo em PPFs metalocerâmicas, as dimensões mínimas recomendadas para os conectores são 2.5 mm (altura ocluso/gengival) por 2.5 mm (largura buco/lingual), sua área sendo aproximadamente 6.25 mm². (6) O mesmo não ocorre nas PPFs totalmente cerâmicas, onde conectores mais robustos são necessários em função da maior fragilidade dos materiais cerâmicos (6, 20).

A tabela I apresenta a área mínima de conectores recomendada em relação aos principais materiais disponíveis para a confecção de PPFs.

O projeto dos conectores também pode afetar o desempenho destas restaurações. Alterações no projeto do conector da parte sujeita aos maiores níveis de tração podem vir a otimizar a distribuição de tensões e, em consequência, a vida em fadiga dessa prótese. Foi constatado que como a fratura se inicia na parte gengival do conector, o raio de curvatura nesta região pode afetar fortemente a resistência mecânica da prótese. A explicação para este fato seria de que modificações no projeto do conector tenderiam a favorecer a dissipação de tensão e, em consequência, aumentar a vida em fadiga da prótese (7, 17, 18).

Um trabalho clássico avaliou a influência do projeto dos conectores em próteses parciais fixas de três elementos com conectores de dimensões semelhantes, porém com diferentes raios de curvatura em sua superfície gengival (0,45 mm e 0,25 mm). Eles constataram que as próteses sujeitas aos menores níveis de concentração de tensão na superfície gengival foram aquelas que exibiam um maior raio de curvatura nesta região (Figura 2). Raios de curvatura muito reduzidos dos conectores funcionavam como um entalhe concentrando tensões e aumentando as chances de fratura (17). Estudos mais recentes também apontam a mesma tendência (18, 19, 23).

Quanto à região oclusal dos conectores, não há correlação estatisticamente significativa entre raio de curvatura e resistência à fratura. Com isso, conclui-se que a resistência à fratura pode ser melhorada pela simples modificação no projeto da porção gengival dos conectores e a porção oclusal pode apresentar um desenho mais arrojado sem comprometimento biomecânico (17).

Além disso, no que se refere à relação altura/largura dos conectores, diversos estudos evidenciaram maior concentração de tensões em conectores de altura reduzida e largura aumentada (figura 3) (1,12, 13, 14). Fica implícito, portanto, que áreas edêntulas amplas a serem restauradas, com espaços interoclusais reduzidos, são uma séria limitação à instalação de PPFs. Principalmente quando se pesam o custo biológico e a longevidade da restauração frente a restaurações implantossuportadas.



Figura 1. Modo de fratura mais comumente encontrado em uma PPF. A fratura se estende da parte gengival do conector até a face oclusal do pântico

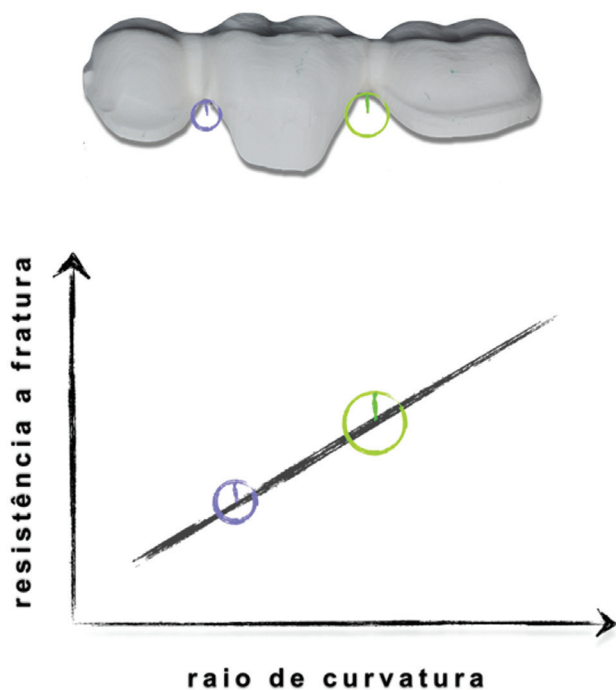


Figura 2. Influência da geometria da porção gengival do conector na resistência à fratura das PPFs. Quanto maior o raio de curvatura, maior a resistência à fratura

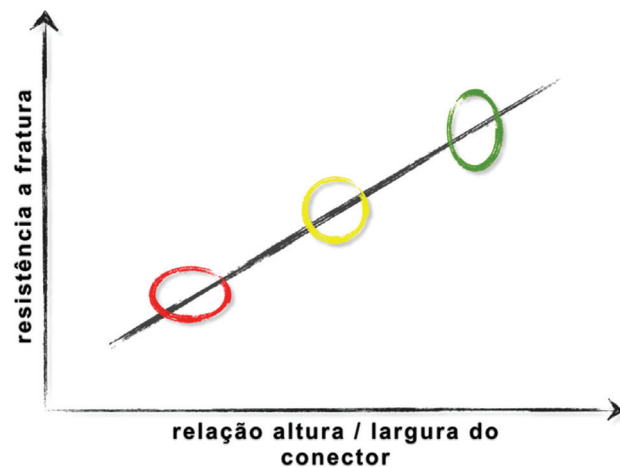


Figura 3. Influência da relação altura/largura do conector na resistência à fratura das PPFs. Observe que quanto mais alto o conector, maior a resistência à fratura (adaptado de Della Bonna A. Adesão às Cerâmicas-Evidências Científicas para o uso Clínico. São Paulo: Ed. Artes Médicas, 2009)

• Sistemas Cerâmicos Disponíveis

Existem diversos sistemas cerâmicos disponíveis atualmente para a confecção de PPFs livres de metal. No momento da escolha do sistema a ser utilizado alguns fatores devem ser avaliados, como por exemplo: o material empregado, sua resistência à flexão, tenacidade à fratura, translucidez e as dimensões mínimas recomendadas para fabricação dos conectores (Tabela I).

A tenacidade à fratura descreve a resistência de materiais frágeis à propagação de trincas sob uma determinada tensão. Assim como a resistência a flexão, seus valores são maiores para os materiais policristalinos frente aos sistemas infiltrados por vidro. Estas duas propriedades limitam a área mínima dos conectores para cada material, assim como a indicação clínica a respeito da região bucal a ser restaurada (16, 19, 23).

As cerâmicas vítreas (exemplo: Empress II, e.max) apresentam os menores valores de resistência à flexão e tenacidade à fratura (7, 19, 26). Por este motivo, sua indicação é restrita a PPFs de três elementos com o pilar mais posterior situado no máximo na região de segundo pré-molar. As dimensões recomendadas de seus conectores são de 4-5 mm de altura e 3-4 mm de espessura, ou seja, de 12 a 20 mm² (20). Apesar de serem altamente translúcidos, em se tratando de PPFs isto pode não ser um sinônimo de estética. É que sua área recomendada de conector é alta frente aos sistemas que se baseiam em materiais mais resistentes mecanicamente, o que pode vir a limitar o trabalho escultural do técnico na região interdental, principalmente em dentes com formato mais triangular. É recomendado que estas restaurações sejam condicionadas e cimentadas adesivamente para que haja melhora das propriedades mecânicas e maior longevidade (22).

O In-Ceram Alumina e o Procera AllCeram também são indicados para a região anterior (20). Com alta translucidez e mais resistentes que as cerâmicas de dissilicato de lítio, esses materiais podem fabricar próteses com conectores menores, conferindo mais espaço para o técnico trabalhar na região interdental (20). Sob este ponto de vista, dentre os sistema a base de alumina, o sistema Procera é o que permite trabalhar com a menor área de conector (20), sendo uma escolha interessante para a área estética. Além disso, a ausência de vidro na composição do sistema Procera indica ser uma vantagem. A estabilidade em longo prazo das cerâmicas está relacionada à propagação subcrítica de trincas e à corrosão sob tensão causados pelo contato da água e saliva com a fase vítrea. Este contato resulta na decomposição da estrutura vítrea e aumenta a propagação de trincas em cerâmicas que contenham vidro em sua composição (16, 23, 24).

O In-Ceram Zircônia é um sistema composto de 50% alumina, 30% zircônia parcialmente estabilizada e 20% vidro de lantânio. Suas boas propriedades mecânicas o indicam para a confecção de PPFs na região posterior e as dimensões mínimas para os conectores são de 4-5 mm de altura e 3-4 mm de largura (1, 20). Um estudo *in vitro* que comparou a translucidez de diversos materiais utilizados na fabricação de subestruturas demonstrou que o In-Ceram Zircônia apresenta um grau de

opacidade comparável à de uma liga metálica (11). Desta forma, o In-Ceram Zircônia não é recomendado para a confecção de PPFs livres de metal na região anterior (20). Para a região posterior, sua indicação também é questionável, uma vez que não apresenta qualquer vantagem frente às cerâmicas policristalinas a base de zircônia (exemplo: Lava, Cercon). Possuem propriedades mecânicas inferiores, necessita de maior área de conector e, como se não bastasse, não apresenta a vantagem da translucidez (5).

A zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP) é o material mais capacitado mecanicamente para substituir as PPFs metalocerâmicas. Estudos *in vitro* demonstraram resistência a flexão de 900-1200 MPa e tenacidade a fratura de 9-10 MPa/m^{1/2}, o que significa quase o dobro do valor reportado para cerâmicas de alumina e quase três vezes maior que o valor demonstrado por cerâmicas de dissilicato de lítio (5, 20). Além disso, a possibilidade de confeccionar PPFs com subestruturas de apenas 0.3 mm de espessura e conectores de apenas 9 mm² permite a fabricação de próteses altamente estéticas com estes materiais, uma vez que o técnico dispõe de mais espaço para trabalhar nas áreas interproximais, permitindo diminuir a percepção de união entre os dentes.

Tabela I. Sistemas cerâmicos disponíveis atualmente no mercado e suas características

Sistema	Material da Subestrutura	Resist. Flexão (MPa)	Tenacidade à Fratura KIC(MPa/m ^{1/2})	Área do Conector (mm ²)
Empress II (Ivoclar)	Dissilicato de lítio	300-400	2,8 - 3,5	12 - 20
In-Ceram Alumina (VITA)	Alumina infiltrada por vidro	236-600	3,1 - 4,6	12
Procera AllCeram (Nobel Biocare)	Alumina densa	487-699	4,4 - 6	6
In-Ceram Zirconia (VITA)	Alumina infiltrada por vidro c/ 35% zircônia	421-800	6 - 8	12 - 20
Cercon (Dentsply)	Zircônia densa (Y-TZP)	900-1200	9 - 10	7 - 11
Lava (3M ESPE)	Zircônia densa (Y-TZP)	900-1200	9 - 10	9

• Influência da Extensão da Prótese

O diâmetro mínimo dos conectores não está relacionado apenas ao tipo de material da PPF, mas também à sua extensão. A distância entre o pilar e a parte mais fina do conector é particularmente importante, uma vez que determina o momento fletor na região do conector. Conectores mais distantes dos elementos pilares estão sujeitos a maior força de alavanca, fazendo com que próteses de 3, 4 e 5 elementos se comportem de maneira diferente (1, 23).

Neste contexto, um estudo de STUDART *et al.* (23) correlacionou a tensão máxima observada com o diâmetro de conectores de modelos de PPFs e estimou qual seria o diâmetro de conector necessário para manter as tensões abaixo de um valor crítico de 346 MPa. Foi concluído que a probabilidade de falha em fadiga após 20 anos pode ser reduzida a 5% em PPFs de 3, 4 e 5 unidades se as mesmas apresentem conectores com diâmetro mínimo de 2,5, 4,0 e 4,9 mm, respectivamente. Cabe ressaltar que este estudo avaliou próteses em zircônia densa sem cerâmica de recobrimento.

STUDART *et al.* (23) reportaram que as exigências dimensionais para PPFs de três elementos são similares quer seja sob fadiga cíclica a cargas moderadas (250 N) ou fratura sob altas cargas monotônicas (800 N). No entanto, para PPFs de quatro e cinco elementos, a vida em fadiga parece exigir mais do material frente a altas cargas monotônicas. Desta forma, estudos feitos com barras e que tentem projetar seus resultados para PPFs cerâmicas devem ser avaliados com ressalva.

• Influência do Recobrimento Cerâmico

O recobrimento da subestrutura com porcelana feldspática a temperaturas relativamente altas pode vir a influenciar o desempenho do material. A análise da resistência mecânica de subestruturas de zircônia após aquecimento a temperatura e tempo especificados mostrou que a resistência mecânica das subestruturas não revestidas foi significativamente mais elevada (25, 26), sugerindo o oposto de alguns autores, que indicam a influência positiva do recobrimento de porcelana na resistência mecânica da prótese (3, 10, 13, 14). Uma possível explicação para a queda na resistência mecânica seria a influência do ciclo térmico de aplicação da porcelana na transformação reversa M→T ou a modificação do tamanho de grão durante a aplicação da porcelana (25, 26).

Levando em consideração que a temperatura e a umidade ajudam a desencadear o fenômeno de envelhecimento, pode-se esperar que este também fosse um mecanismo envolvido na queda das propriedades mecânicas da zircônia após a aplicação cerâmica (2).

Face aos questionamentos acima, alguns autores defendem o não recobrimento na região de conectores das PPFs. O não recobrimento dos conectores possibilitaria uma maior espessura do material da subestrutura, proporcionando maior resistência à PPF. Além disso, se os conectores forem confeccionados somente com o substrato, as dimensões necessárias para o uso do material poderão ser alcançadas naqueles pacientes que possuam um pequeno espaço interoclusal disponível (10, 21).

Conclusão

Fraturas em regiões de conectores têm sido as maiores responsáveis pela falha de PPFs cerâmicas. Para preveni-las é necessário especial atenção à altura, espessura e raio de curvatura dos conectores.

As propriedades mecânicas de PPFs totalmente cerâmicas são determinadas pelo material e desenho das subestruturas.

Áreas edêntulas amplas, com espaços interoclusais reduzidos, representam um considerável risco e contraindicam a utilização de PPFs cerâmicas.

Referências Bibliográficas

- ANDREIUOLO, R. F. Resistência à Fratura de Subestruturas de Próteses Parciais Fixas Posteriores de In-Ceram Zircônia CAD/CAM sob Testes de Fadiga Cíclica (dissertação). Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, Engenharia Metalúrgica e de Materiais; 2007. 71 p. M. Sc.
- CHEVALIER, J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; 535-43.
- CHONG, K. H., CHAI, J., TAKAHASHI, Y. *et al.* Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core materials, *International Journal of Prosthodontics*. 2002; 15: 183-8.
- CREUGERS, N. H., KAYSER, A. F., VAN'T HOF, M. A. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges, *Community of Dental Oral Epidemiology*. 1994; 22: 448-52.
- DENRY, I., KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*. 2008; 24 (3): 299-307.
- FILSER, F., KOCHER, P., WEIBEL, F. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computer Dentistry*. 2001; 4: 89-106.
- FISCHER, H., WEBER, M., MARX, R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J. Dent. Res.* 2003; 82 (5): 406.
- GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., RINGER, S. P. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials, Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*. 2004; 20: 449-56.
- GUAZZATO, M., PROOS, K., QUACH, L. *et al.* Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*. 2004; 25: 5045-52.
- GUAZZATO, M., QUACH, L., ALBAKRY, M. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic, *Journal of Dentistry*. 2005; 33: 9-18.
- HEFFERNAN, M., AQUILINO, S., DIAZ-ARNOLD, A. M. *et al.* Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002; 88 (1): 4-9.
- KAMPOSITORA, P., PAPAVALIOU, G., BAYNE, S. C. *et al.* Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures, *Quintessence International*. 1996; 27: 701-6.
- KELLY, J. R., TESK, J. A., SORENSEN, J. A. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vivo: analysis and modeling, *Journal of Dental Research*. 1995; 74: 1253-8.
- KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999; 81: 652-61.
- LUTHARD, R. G., HOLZHÜTER, M. S., RUDOLPH, H. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*. 2004; 20: 655-62.
- MAROCHO, S. M. S., STUDART, A. R., BOTTINO, M. A. *et al.* Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dental Materials*. 2010; 26: 483-90.
- OH, W. S., ANUSAVICE, K. J. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002; 87: 536-42.
- PLENGSOMBUT, K., BREWER, J. D., MONACO, E. A. Jr. *et al.* Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009; 101 (3): 166-73.
- QUINN, G. D., STUDART, A. R., HEBERT, C. *et al.* Fatigue of zirconia and dental bridge geometry: Design implications. *Dental Materials*. 2010; 26 (12): 1133-6.
- RAIGRODSKI, A. J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004; 92 (6): 557-62.
- SOERENSEN, J. A., KANG, S. K., TORRES, T. J. *et al.* In-ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *Journal of the California Dental Association*. 1998; 26: 207-14.
- SOERENSEN, J. A., CRUZ, M., MITO, W. T. *et al.* Clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*. 1999; 11: 95-106.
- STUDART, A., FILSER, F., KOCHER, P. *et al.* Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dental Materials*. 2007; 23 (1): 106-14.
- STUDART, A., FILSER, F., KOCHER, P. *et al.* Cyclic fatigue in water of veneered-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Materials*. 2007; 23 (2): 177-85.
- SUNDH, A., MOLIN, M., SJÖGREN, G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials*. 2005; 21 (5): 476-82.
- SUNDH, A., SJÖGREN, G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental Materials*. 2006; 22 (8): 778-84.
- TINSCHERT, J., NATT, G., MAUTSCH, W. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *International Journal of Prosthodontics*. 2001; 14: 231-8.

Recebido em: 07/03/2012 / Aprovado em: 27/03/2012

Rafael Ferrone Andreiuolo

Rua Mem de Sá, 19/505 – Icaraí

Niterói/RJ, Brasil – CEP: 24.220-260

E-mail: rafandrei@ig.com.br