



Resistência flexural de barras em Co-Cr submetidas ao resfriamento após soldagem TIG

Flexural strenght of Co-Cr structures submitted to cooling after TIG welding

Fábio Alves Silva¹
Paula Renata Campello Malta¹
Adriana Rodrigues Frazão²
Sara Elisama Silva de Melo³
Bruno Pereira Alves⁴
Eliza Burlamaqui Klautau⁴

RESUMO

As fundições odontológicas exigem alta precisão e adaptação, levando pesquisadores do mundo inteiro a estudar técnicas de fundição e soldagem. A solda Tungsten Inert Gas Welding (TIG) apresenta custo reduzido, boa resistência e precisão, comparada ao sistema laser, porém ainda com poucos estudos científicos. Desta forma, foram avaliadas a resistência flexural, alongamento e força máxima necessária para fratura de barras em Co-Cr com dois processos de resfriamento após soldagem TIG. A obtenção de barras foi dividida em 6 grupos: G1- controle sem solda, de 2mm; G2- solda, de 2mm com resfriamento em temperatura ambiente; G3- solda, de 2mm com resfriamento em óxido de cálcio (CaO); G4 - controle sem solda, de 3mm; G5 - solda, de 3mm com resfriamento em temperatura ambiente; G6 - solda, de 3mm com resfriamento em CaO. Após soldagem e acabamento, as barras foram submetidas ao ensaio de flexão, utilizando-se o teste de três pontos. Após obtenção dos dados procedeu-se à análise intra e inter-grupos para a resistência flexural, não havendo diferença significativa entre os grupos, sob o teste Kruskal-Wallis. Observou-se no alongamento, sob os testes ANOVA e Tukey, diferença estatística significativa entre o grupo G4 e os demais grupos, enquanto entre esses observou-se semelhança estatística. Para análise da força máxima, utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis, demonstrando semelhança estatística na análise intra-grupos, entretanto, na análise inter-grupos somente os grupos soldados demonstraram comportamento estatístico diferente, com resultados superiores para as barras com 3mm de espessura. Conclui-se que o método de resfriamento não altera significativamente a resistência do corpo de prova.

Palavras chave: Agentes de resfriamento. Ligas metalo-cerâmicas. Soldagem em odontologia.

ABSTRACT

Dental castings require high precision and adaptation, leading researchers from all over the world to study casting and welding technique. The Tungsten Inert Gas Welding (TIG) presents low cost, good resistance and precision compared to laser system, with few scientific studies, though. Thus, the flexural resistance, enlongation and maximum strength required for Co-Cr bar fracture were evaluated with two different cooling processes after TIG welding. The bars were divided into 6 groups: G1 – control without welding, of 2 mm; G2 – solder, 2 mm with cooling at room temperature; G3 – solder, 2 mm,with calcium oxide (CaO) cooling; G4 – weldless control, 3 mm; G5 – 3 mm solder with room temperature cooling; G6 – 3 mm solder with CaO cooling. After welding and finishing, the bars were submitted to bending test, using the three-point test. After data collection, an intra and an inter group analysis were performed for flexural strength with no significant difference between the groups under the Kruskal-Wallis test. Using ANOVA and Tukey test, a statistically significant difference between the G4 group and the other groups was observed in the enlongation, whereas a statistical similarity was found among these groups. For analysis of maximum strength, the Kruskal-Wallis test was used, demonstrating statistical similarity for intra groups analysis, however, on inter groups analysis only the welded groups showed statistically different behavior, with better results for bars with a thickness of 3mm. In conclusion, the cooling method does not significantly alter the specimen strenght.

Keywords: Cooling agents. Metal ceramic alloys. Dental soldering.

¹ Cirurgião(a) dentista

² Mestre em Odontologia

³ Graduando(a), Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Pará

⁴ Professor(a) Doutor(a), Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Pará

INTRODUÇÃO

As fundições odontológicas exigem cópias de formas complexas e com alta precisão e adaptação. Isto tem levado pesquisadores do mundo inteiro a estudar a técnica de fundição e soldagem. Os estudos dão enfoque à comparação entre sistemas de fundição, adaptação marginal^{1,2}, porosidade interna^{3,4} e precisão de fundição⁵, tornando clara a necessidade de aprimoramento dessas técnicas.

Embora a solda laser seja hoje tendência da literatura mundial, existem técnicas e equipamentos mais baratos e que o próprio mercado da implantodontia vem demonstrando sua importância, uma vez que vem substituindo as ligas de titânio pelas ligas de Co-Cr para os componentes protéticos, assim como demonstrando os benefícios da solda Tungsten Inert Gas Welding (TIG), também conhecido como GTAW, para uso em peças odontológicas, com custo de equipamento bem mais reduzido, boa resistência e precisão, porém ainda com poucos estudos científicos^{1,6,7}.

No sistema LASER a energia é fornecida por um feixe de luz muito concentrado e rápido, em atmosfera de argônio, fazendo com que haja uma microfusão no local, necessitando de muitos pontos ao redor de uma peça, para fazer uma união resistente. No sistema TIG, a energia é fornecida por um arco voltaico controlado, semelhante à solda elétrica convencional, porém fluindo de um eletrodo fino de tungstênio, que não se deposita na peça soldada^{1,6,7}.

Em 2009 foi demonstrado como promissor o emprego da solda por meio de equipamento TIG na confecção de infraestruturas protéticas⁸, demonstrando resultados similares à soldagem a laser^{9, 10}.

Estudos de resistência mecânica de estruturas envolvendo ensaios de flexão são comuns à literatura relacionada ao desempenho de próteses dentárias, fixas ou removíveis, seja para avaliar diferentes planejamentos estruturais da peça protética, seja para testar novos materiais em desenvolvimento ou já lançados no mercado odontológico. Dessa forma, torna-se de grande valor o desenvolvimento de um método de soldagem, e a análise da sua influência sobre as propriedades essenciais desse material, tais como: resistência mecânica à flexão e desajuste marginal^{10,11}.

O surgimento das ligas predominante de metais básicos se deu no início dos anos 70. Essas ligas contêm,

por definição, menos de 25% de metais nobres na sua composição, muito embora atualmente grande parte delas não contenham metais nobres. Hoje elas assumem um papel muito importante, detendo grande parte do mercado mundial devido ao seu baixo custo e excelentes propriedades físicas¹².

Essas ligas apresentam características favoráveis para a utilização como estrutura de prótese de metal e cerâmicas, possuindo alta dureza, ductibilidade razoavelmente alta e módulo de elasticidade maior que as ligas nobres, permitindo assim, fundições mais finas e rígidas. Elas apresentam também uma boa resistência devido ao seu relativo alto ponto de fusão, tornando-as resistentes às deformações durante o processo de sinterização das cerâmicas, além de possuírem uma boa resistência à corrosão devido à presença de uma fina camada de óxido de cromo sobre a superfície da liga, tornando-a estável quimicamente às trocas iônicas^{12,13}.

O uso do Co-Cr é justificado uma vez que os equipamentos para sua fundição e sua técnica são amplamente difundidos no Brasil e no mundo, diferente da tendência de se utilizar o titânio que ainda exige equipamentos muito caros.

Com base da literatura, por meio de resfriamento após soldagem, a fim de promover reorganização dos átomos, e análise da resistência à flexão; julgamos pertinente o estudo da solda a TIG associado ao Co-Cr, permitindo o aprimoramento de sua técnica, a fim de torná-lo um substituto vantajoso e viável para o titânio e ligas nobres, bem como tornar o uso da solda a TIG mais consolidado na literatura.

METODOLOGIA

Foram confeccionados 30 corpos de prova (CP) de Co-Cr com dois diâmetros diferentes (2,0mm e 3,0mm), os quais foram divididos em 6 grupos (n=5).

Confecção das amostras

Os espécimes foram obtidos através da fundição de “sprues” em cera de formato cilíndrico (Kota, São Paulo, SP, BR), com as respectivas dimensões, baseado na norma A-438 da American Society for Testing and Materials (ASTM), obtendo-se corpos de prova com as dimensões de 2,0 mm de diâmetro por 5,0 cm de comprimento para os grupos G1, G2 e G3 e 3,0 mm de diâmetro por 7,5 cm de comprimento para os grupos G4,

G5 e G6; respeitando as proporções estabelecidas pela norma.

Os controles (G1 e G4) foram fundidos em corpo único. Os demais grupos, que receberam solda foram fundidos em 2 partes representando exatamente a metade do comprimento final, garantindo desta forma suas dimensões padronizadas após soldagem. A figura 1 representa as dimensões dos “sprues” de cera para fundição de acordo com as variáveis da pesquisa.

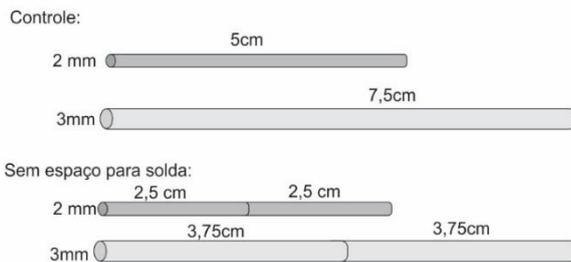


Figura 1 – Geometria dos corpos de prova

Sequencialmente, as amostras de cera foram incluídas em revestimento. A fundição foi realizada com liga metálica de Co-Cr Fit Flex (Talmax, Curitiba, PR, BR) a uma temperatura de fusão de 900° C para obtenção de barras e divididas em 6 grupos: G1- controle sem solda, de 2 mm; G2- solda, CP de 2,0 mm com resfriamento em temperatura ambiente; G3- solda, CP de 2,0 mm com resfriamento imerso em óxido de cálcio (CaI); G4- controle sem solda, de 3 mm; G5- solda, CP de 3,0 mm com resfriamento em temperatura ambiente; G6- solda, CP de 3,0 mm com resfriamento imerso em óxido de cálcio.

As amostras foram acabadas e polidas em um torno mecânico de bancada com lixas de granulação decrescentes (36, 40, 50, 80 e 100 μ m), sendo as dimensões aferidas com paquímetro digital.

Procedimento de Soldagem TIG

As amostras foram mantidas presas em blocos de acrílico (Figura 2) em posições pré-determinadas de acordo com cada grupo, soldadas então em um equipamento de soldagem TIG NTY 60C (Kernit, Indaiatuba, SP, BR) com potência de 1 e tempo de 1 para os CP de 2 mm e uma potência de 5 e o tempo de 4 para os CP de 3 mm, inicialmente em um lado e em seguida na face diametralmente oposta, para uma fixação prévia. Em seguida, toda a circunferência dos corpos de prova recebeu pontos de solda através da irradiação de

múltiplos pulsos sobrepostos. Em função do resfriamento em material térmico, após cada pulso o CP foi imerso em pó de cal, onde o G3 ficou 2 minutos, e o G6 ficou 3 minutos, atuando como isolamento térmico. Previamente a cada pulso foi jogado um jato de ar para limpeza do CP e remoção do material térmico.

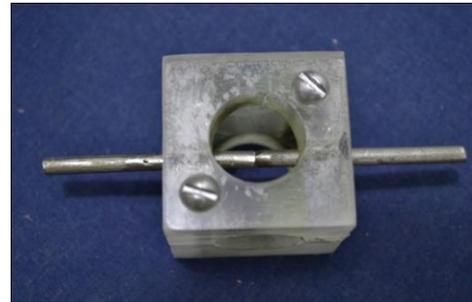


Figura 2 – Blocos de acrílico com fixação dos CP para soldagem.

Teste Flexural

Após soldagem TIG e acabamento da área soldada, os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de flexão em uma Máquina de Ensaio Universal – Kratos (Cotia, SP, BR), utilizando-se o teste de três pontos, com velocidade constante de 0,5 mm/minutos, carregando a amostra na região central, mantendo-se o vão entre os pontos de apoio, de 30 mm para os corpos de prova com 2 mm de diâmetro e 55 mm para os corpos de prova com 3 mm de diâmetro. Durante o ensaio, a força necessária para deformação permanente foi quantificada (Newton) no exato momento em que ela aconteceu (Figura 3).



Figura 3 – Teste de flexão em máquina Kratos.

Microscopia eletrônica de varredura

Após a ruptura das amostras, suas superfícies de fratura foram limpas com ultrassom e observadas sob microscopia eletrônica de varredura (MEV) (LEO 1430, Zeiss, Oberkochen, Baden-Württemberg, DE), para análise qualitativa da topografia de superfície obtendo-se imagens com aumento de 50 vezes e 400 vezes.

RESULTADOS

Observa-se na tabela 1 as médias e representação da significância estatística das três análises realizadas (resistência flexural, alongamento e força máxima).

Inicialmente foi realizada a análise intra e inter-grupos, para a resistência flexural, onde não foi observada nenhuma diferença significativa entre todos os grupos. Sequencialmente o teste ANOVA com Tukey foi aplicado para análise do alongamento linear, onde foi observada uma diferença estatística significativa entre o G4 e os demais grupos (G1, G2, G3, G5 e G6), enquanto entre estes observou-se semelhança estatística.

Para análise da força máxima necessária para fratura dos corpos de prova, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, onde se observou semelhança estatística na análise intra-grupos. Na análise inter-grupos somente os grupos soldados demonstraram comportamento estatístico diferente, com resultados superiores para os corpos de prova com 3 mm de espessura.

Na microscopia eletrônica de varredura superficial das áreas fraturadas puderam-se observar vários pontos de falha na solda, principalmente nas barras soldadas com adição de material (Figura 4).

Tabela 1 – Médias de resistência à flexão (Gpa), alongamento (mm) e força máxima (N)

	G1 (2 mm)	G2 (2 mm)	G3 (2 mm)	G4 (3 mm)	G5 (3 mm)	G6 (3 mm)
Resistência flexural	962.5950a	755.7300a	813.6675a	921.4333a	955.9000a	999.3378a
Alongamento	4.6240a	3.2000a	2.4780a	11.3920b	4.1020a	3.5380a
Força máxima	171.1280a	134.3520a	143.4520a	301.5600b	312.8400b	327.0560b

Letras iguais na linha: similaridade estatística e letras diferentes na linha: diferença estatística significante.

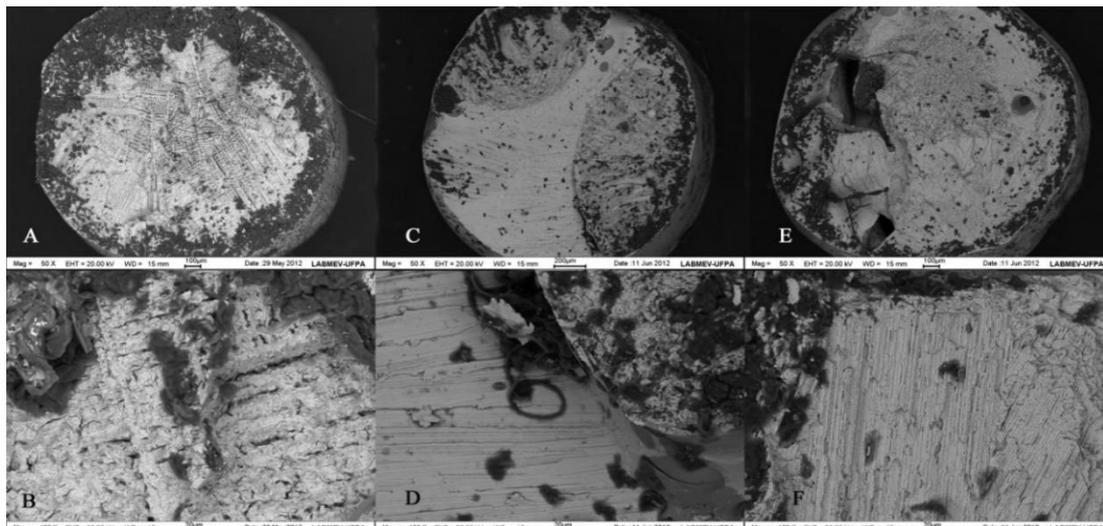


Figura 4 – A: Imagem de 50x de G1; B: Imagem de 400x de G1; C: Imagem de 50x de G4; D: Imagem de 400x de G4; E: Imagem de 50x de G2; F: Imagem de 400x de G2.

DISCUSSÃO

Os diâmetros, de 2 mm e 3 mm, e o formato cilíndrico dos corpos de prova foram escolhidos para uma melhor adequação clínica de próteses dentárias e infraestruturas de implantes, assim como o uso de “sprues” de cera pré-fabricados como uma facilidade de padronização na obtenção dos corpos de prova, fator esse relevante, pois a padronização do processo de soldagem conforme um protocolo faz-se necessária, visando evitar falhas no processo de união que poderiam ocasionar fraturas nas próteses dentárias sob cargas oclusais a que as próteses são submetidas.

A literatura referente a estudos de solda TIG ainda é reduzida. Entre os artigos publicados, observa-se grande variedade de resultados tornando difícil estabelecer parâmetros de comparação direta, além da falta de padronização metodológica referente ao protocolo de soldagem¹⁴.

Optou-se pelo teste de resistência à flexão, pois seus resultados aproximam-se do desempenho das próteses na cavidade oral, porém não descrevem o desgaste e envelhecimento do sistema⁸. Assim os resultados não podem ser transferidos diretamente para a prática clínica e sim orientar a busca de parâmetros mais adequados quanto às etapas laboratoriais.

O comportamento apresentado pelos CP na análise inter e intra-grupos, para resistência flexural, demonstrou que tanto os grupos controle (monobloco) quanto os grupos que receberam solda apresentaram semelhança estatística, não corroborando com trabalho de 2009, que observou que tanto a solda LASER como a solda TIG, não preenchem totalmente os espaços internos, fato que favorece a fratura⁸. Estes resultados demonstram sucesso nos protocolos de soldagem com as espessuras analisadas (2 mm e 3 mm), promovendo soldas com porosidades reduzidas ou nulas. Tal comportamento demonstra correlação importante a ser considerada em procedimentos clínicos entre área e força máxima, no entanto, estruturas metálicas são submetidas a deformações específicas, diretamente relacionadas ao procedimento realizado. Com intuito de esclarecer esse comportamento dois fatores: alongamento e força máxima para deformação permanente, importantes na análise da resistência flexural, foram analisados paralelamente.

Analisando o alongamento sofrido pelos corpos de prova, observa-se influência direta da solda na deformação do material, caracterizada por valores superiores nos grupos obtidos em monobloco, apesar desse comportamento ser significativo somente nos corpos de prova com maior diâmetro, demonstrando resultados de alongamento superior com 3 mm de espessura, o que culmina por influenciar diretamente na deformação após soldagem, enquanto os corpos de prova com dimensões reduzidas (2 mm) nivelam-se com alongamento reduzido entre estruturas soldadas ou não. O alongamento é importante para a flexibilidade de estruturas metálicas, caracterizando-o como uma das principais propriedades das ligas de Co-Cr, influenciado pelas porcentagens de molibdênio, a qual não deve ultrapassar 4,75%, o que promove aumento na dureza, diminuindo assim o alongamento¹⁵. A concentração de molibdênio da liga Fit Flex (Talmax[®]) utilizada, apresenta uma concentração de 6,2% influenciando assim no alongamento, principalmente dos corpos de prova de menor espessura, os quais com elevada dureza se tornam mais suscetíveis a fratura, em função do reduzido volume de estrutura metálica; enaltecendo a importância da seleção do material a ser utilizado pelo profissional, de acordo com o procedimento a ser realizado.

Ressaltando a análise anterior, observa-se influência direta do diâmetro dos corpos de prova também na força máxima para deformação permanente, evidenciada por aproximadamente 45% a mais de força para os grupos com 3 mm de espessura. No entanto não foi observada diferença estatística significativa na análise intra-grupos, ou seja, a solda não foi responsável por variação importante na força de fratura dos corpos de provas, em função de soldas satisfatórias caracterizadas por diferentes potências e tempo de exposição em função do diâmetro. Resultados esses justificados em 2007, que demonstraram que a diminuição na espessura aumenta a porcentagem de área soldada, em função de aumento da energia de soldagem, caracterizando a necessidade de padronização do equipamento em função da espessura da área a ser soldada, para que se obtenha aumento na resistência à fratura das juntas¹⁶.

Considerando os fatores analisados observa-se que a variação térmica sofrida pelos corpos de prova com dimensões reduzidas (2 mm e 3 mm) durante o procedimento de soldagem TIG, não foi responsável por alteração na reorganização dos átomos; demonstrada por

comportamento semelhante de resistência sob diferentes velocidades de resfriamento.

A resistência flexural não foi influenciada pelas dimensões analisadas, no entanto observam-se superioridades mecânicas de alongamento e força para fratura nos corpos de prova com 3 mm de espessura, demonstrando fatores relevantes em considerações clínicas, como maiores deformações elásticas antes da fratura e ausência de prejuízo em profundidade da solda.

O método de soldagem TIG tem se mostrado confiável dentro da literatura para indicações odontológicas^{9,17,18}. A solda TIG produz soldas de excelente qualidade e o custo do equipamento é expressivamente inferior ao da solda LASER, o que contribui significativamente para a redução do custo final do trabalho reabilitador. Porém, embora eficaz, o processo exige uma maior destreza e coordenação do operador, pois de acordo com o trabalho realizado em 2006, sua resistência depende da efetividade do argônio na zona afetada pelo calor e do processo de refrigeração da solda, caracterizando a importância profissional na acuidade dos procedimentos reabilitadores¹⁸.

CONCLUSÃO

Baseado nos resultados obtidos pode-se concluir que as dimensões analisadas demonstraram comportamento semelhante na organização da estrutura atômica sob variação de temperatura com soldagem TIG. Barras com 3 mm de espessura demonstraram propriedades mecânicas compatíveis com comportamento clínico superior. A solda TIG é um método de soldagem confiável em relação à resistência à flexão, com valores superiores à força mastigatória. A análise microscópica demonstrou relação direta entre qualidade de solda e resistência flexural.

REFERÊNCIAS

1. Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent*. 1991;65(2):309-15.
2. Santos J, Miranda J. Análise da interface cilindro protético e intermediário com duas técnicas de fundição. *Innov Implant J Biomater Esthet*. 2010;5(3):39-47.
3. Hero H, Syverud M, Waarli M. Mold filling and porosity in castings of titanium. *Dent Mater*. 1993; 9(1):15-8.

4. Nomoto R, Takayama Y, Tsuchida F, Nakajima H. Non-destructive three-dimensional evaluation of pores at different welded joints and their effects on joints strength. *Dent Mater*. 2010;26(12):246-52.
5. Chai T, Stein R. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. *J Prosthet Dent*. 1995;73(6):534-41.
6. Riedy S, Lang B, Lang B. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*. 1997; 78(6):596-604.
7. Wang R, Chang C. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. *J Prosthet Dent*. 1998;79(3):335-41.
8. Cavalcante LAL, Ferreira FM, Novais VR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, Araújo CA, et al. Análise da resistência à flexão em braços suspensos de protocolos alternativos sobre implantes utilizando diferentes técnicas de soldagem. *Rev Horiz Cient*. 2009 dec;3(1):1-25.
9. Rocha R, Pinheiro A, Villaverde A. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. *Braz Dent J*. 2006;17(1):20-3.
10. Gunsoy S, Ulusoy M. Evaluation of marginal/internal fit of chrome-cobalt crowns: Direct laser metal sintering versus computer-aided design and computer-aided manufacturing. *Niger J Clínica Prat* 2016; 19(5): 636–44.
11. Beer F, Johnstone E. *Resistência dos materiais*. São Paulo: McGraw-Hill; 1982.
12. Phillips R, Anusavice K, Albuquerque D, Grinbaum N, Loguercio A, Reis A. *Phillips Materiais Dentários*. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
13. Kelly J, Rose T. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: A literature review. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(3):363-70.
14. Atoui JA, Felipucci DNB, Pagnano VO, Orsi IA, Nóbilo MAA, Bezzon OL. Tensile and flexural strength of commercially pure titanium submitted to laser and tungsten inert gas welds. *Braz Dent J*. 2013; 24(6):630–4.
15. Vergam C, Leonardi P, Cucci A, Giampaolo E. Análise qualitativa e quantitativa de ligas metálicas para próteses parciais removíveis. *Rev Odontol*. 1994; 23(2): 297-305.
16. Lin M, Lin S, Wang Y, Hu S, Lee T, Chen L, et al. Fracture resistance of Nd:YAG laser-welded cast titanium joints with various clinical thicknesses and welding pulse energies. *Dent Mater J*. 2007;26(3):367-72.
17. Wang R, Welsch G. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent*. 1995;74(5):521-30.
18. Hart C, Wilson P. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 2006;96(1):25-32.