

Análise radiográfica de uniões soldadas a laser executadas no titânio comercialmente puro fundido, em diversas situações clínicas simuladas

Radiographic analysis in casting titanium laser-joints in diverse clinical situations

Juliana Maria Costa NUÑEZ-PANTOJA

Jessica Mie Ferreira Koyama TAKAHASHI

Doutorandas em Clínica Odontológica - Área de Prótese Dental - Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP - Piracicaba - SP.

Mauro Antônio de Arruda NÓBILO

Professor Titular - Área de Prótese Fixa - Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP - Piracicaba - SP.

Rafael Leonardo Xediek CONSANI

Professor Assistente Doutor - Área de Prótese Total - Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP - Piracicaba - SP.

Marcelo Ferraz MESQUITA

Professor Titular - Área de Prótese Total - Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP - Piracicaba - SP.

RESUMO

Esse estudo foi conduzido para avaliar a possibilidade de visualização de porosidade interna em radiografias periapicais de uniões soldadas a laser, confeccionadas em estruturas de titânio (Ti) comercialmente puro (cp), em diferentes situações de soldagem. Foram confeccionados halteres em resina acrílica, com diâmetros centrais de 1,5; 2,0; e 3,5 mm, por meio de uma matriz metálica bipartida. Os halteres em resina foram fundidos em Ti cp e após acabamento e polimento, seccionados em duas partes iguais. As partes foram alinhadas e fixadas de tal forma que as distâncias entre elas fossem 0,0 e 0,6 mm. A combinação entre as variáveis (distância de soldagem e diâmetro dos halteres) gerou seis grupos (n=10). A soldagem a laser foi realizada com as seguintes especificações: 360V/8ms (1,5 e 2,0 mm) e 380V/9ms (3,5 mm), com foco e frequência regulados em zero, em um aparelho de soldagem a laser Desktop-F. As uniões obtidas receberam acabamento, polimento e foram submetidas à análise radiográfica com exposição à radiação (90 KV, 15 mA, 0,6 seg e 10 a 13 mm de distância) utilizando filme periapical. As radiografias foram analisadas visualmente quanto à presença de porosidade nas uniões soldadas, e os dados obtidos, submetidos ao teste Qui-Quadrado (5%). Com isso, verificou-se ser possível visualizar porosidade interna nessas uniões. Em corpos de prova de menores diâmetros, 1,5 e 2,0 mm, a incidência é maior quando a distância é 0,6 mm. Entretanto, em corpos de prova de 3,5 mm, a incidência é alta para ambas as uniões, não diferindo estatisticamente entre si.

UNITERMOS

Titânio; fundição odontológica; soldagem a laser; radiografia dental.

INTRODUÇÃO

Com o advento da implantodontia (décadas de 50 e 60) o titânio, metal utilizado por muitos anos na indústria aeroespacial e marinha, passou a ser utilizado

na Odontologia. Inicialmente, esse material foi empregado na confecção de implantes osseointegráveis, devido à sua biocompatibilidade e capacidade de osseointegração [1]. As próteses suportadas por esses implantes, eram confeccionadas em metais nobres.

Devido ao alto custo dos mesmos, passaram a ser substituídas por metais não nobres. Esses metais, por sua vez, apresentavam algumas desvantagens, tais como baixa resistência à corrosão, insuficiente adaptação cervical e possíveis reações alérgicas a elementos como níquel e berílio [2,3]. Diante desses problemas, iniciaram-se estudos acerca do uso do titânio também na confecção de infra-estruturas protéticas.

O titânio é atrativo devido à combinação de propriedades desejáveis como baixa densidade, biocompatibilidade, baixo custo, baixa condutibilidade térmica, alta resistência mecânica e à corrosão [3, 4, 5, 6, 7]. Muitas dessas propriedades comparam-se às das ligas de ouro tipo III e IV [8]. Entretanto, esse metal apresenta alto ponto de fusão (+17000 C) e elevada reatividade química com o oxigênio e nitrogênio do ar quando aquecido a temperaturas elevadas (acima de 6000 C), necessitando assim da proteção de atmosfera inerte de gás argônio nos processos de fundição e soldagem [3, 6, 7]. Além disso, apresenta baixo número atômico, que associado à baixa densidade do mesmo, confere-lhe baixo grau de radiopacidade, sendo passível de observação radiográfica [9]. Diversos autores relataram ser possível verificar a presença de poros no interior de estruturas fundidas nesse metal por meio de radiografias periapicais [8, 9, 10, 11, 12], entretanto, alguns deles relataram não ser possível realizar essa análise em uniões soldadas a laser em estruturas de titânio e liga de Ti-6Al-4V [8].

Para obter sucesso nos tratamentos utilizando próteses implantossuportadas, faz-se necessário o planejamento cauteloso, tomando-se cuidado durante os procedimentos clínicos e laboratoriais. As infra-estruturas metálicas devem resistir aos esforços mastigatórios e à corrosão, e devem ser assentadas com passividade aos pilares [13]. Devido à ausência de ligamento periodontal nos implantes, a adaptação dessas infra-estruturas devem ser superiores às confeccionadas sobre dentes naturais [4,14]. Contudo, muitas vezes, os procedimentos clínicos e laboratoriais, mesmo quando realizados de maneira criteriosa, geram distorções na peça finalizada [15,16]. Nesses casos, é necessário seccionar a peça, para soldá-la após novo relacionamento [1]. No caso do titânio, a técnica de soldagem a laser é a mais empregada [4, 13, 17, 18].

A soldagem a laser tem demonstrado pequena zona afetada pelo calor (ZAC), reduzida distorção causada pela soldagem, pequeno dano ao revestimento estético da prótese, e resistência equivalente à do metal base sob condições estáticas [4,13,18]. Entretanto, percebeu-se aumento da dureza na zona soldada e

presença de porosidade no interior das uniões [8, 17], que podem tornar as infra-estruturas soldadas menos resistentes quando comparadas às não soldadas.

Diante do relatado, este estudo foi conduzido a fim de analisar a eficiência do método radiográfico na visualização de poros presentes no interior das uniões soldadas a laser no Ti cp, e avaliar radiograficamente a incidência de porosidade interna diante das variações de distâncias de soldagem e de diâmetros das estruturas.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram confeccionados padrões em resina acrílica Duralay II (DuraLay, Reliance Dental Mfg Co, Chicago, EUA), com formato semelhante a um halter, baseado na norma ASTM E8M-04 [19], a partir de matrizes metálicas bipartidas. Os padrões encerados foram observados visualmente procurando obtê-los uniformes e livres de falhas. Esses, posteriormente, foram adaptados a condutos de alimentação laterais de 4 mm de diâmetro, e a cada padrão, dois condutos de alimentação adicionais foram adaptados aos condutos laterais (5 mm), evitando-se a formação de ângulos vivos nas intersecções que poderiam dificultar a injeção da liga fundida no molde de revestimento (Figura 1). Em seguida, os condutos de alimentação foram unidos à base cônica do anel inclusor de silicone (Anel de Silicone, Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha). O revestimento (Rematitan Plus, Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) foi proporcionado de acordo com as instruções do fabricante (40 mL de líquido específico e 250g de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 s em um espatulador elétrico (Multivac 4, Degussa-Hüls, Hanau, Alemanha). Após a manipulação, a massa foi vertida sob vibração e deixada em temperatura ambiente até o início da reação de cristalização, momento em que o anel foi removido. Após 40 min do início da manipulação do revestimento e previamente ao processo de fundição, o bloco cristalizado foi colocado em forno elétrico de aquecimento (EDGCON 5P, Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil), previamente programado, segundo recomendações do fabricante [11]. Transcorrido o período de aquecimento, os corpos de prova foram fundidos em Ti cp (Tritan, Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG, Inspringen, Alemanha) em máquina de fundição a vácuo, equipada com arco voltaico (Rematitan, Dentaurum, Pforzheim, Alemanha).

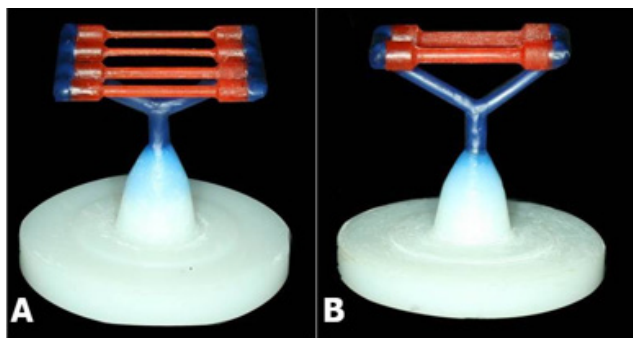


Figura 1 - Corpos de prova unidos aos condutos de alimentação (A) 1,5 e 2,0 mm de diâmetro (B) 3,5 mm de diâmetro

Após a fundição, o revestimento foi imediatamente esfriado em água, por recomendação do fabricante, para evitar contaminação. Em seguida, foi fraturado manualmente e o conjunto metálico removido. Os corpos de prova foram desincluídos do revestimento com auxílio de um martelo pneumático (M320, Flli Manfredi, Sofia, Itália) e jateados com micro esferas de vidro em jateador elétrico (Oxyker Dry, Flli Manfredi, Sofia, Itália). Em seguida, os mesmos receberam acabamento e polimento manual com brocas apropriadas para titânio (Rematitan, Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), borrachas para polimento no 5001 (Dedeco dental, New York, EUA) e pedra para polimento em titânio (Tiger Brillant Polier Paste, Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), tendo seus diâmetros constantemente aferidos com paquímetro digital com precisão de 0,01 mm (Starret, Microtec Instrumentos de Precisão M. E., São Paulo, SP). Os procedimentos de fundição dos corpos de prova foram realizados por um técnico experiente e capacitado a fim de simular a prática clínica.

Os halteres fundidos foram submetidos à análise radiográfica para inspeção de porosidade interna. A tomada radiográfica constituiu na exposição do corpo de prova à radiação (90 KV, 15 mA, 0,6 seg e 10 a 13 mm de distância) utilizando filme periapical [12]. Os corpos de prova que apresentaram vazios internos na porção central dos halteres, observados pelo método radiográfico, foram desprezados.

Sessenta corpos de prova fundidos (20 de cada diâmetro) foram então seccionados na porção central, em função dos seus longos eixos e as partes a serem soldadas, realinhadas na matriz metálica, de tal forma que as distâncias entre elas fossem de 0,0 ou 0,6 mm. Foram selecionados três diâmetros e duas distâncias de soldagem para simular as seguintes situações clínicas: 1. Diâmetro de 1,5 mm: união de infra-estruturas de prótese fixa; 2. Diâmetro de 2,0 mm: união de barra para overdenture; 3. Diâmetro de 3,5 mm: união de

infra-estrutura de prótese total fixa implantossuportada; 4. Distância de 0,0 mm: corte pré-fundição; 5. Distância de 0,6 mm: corte com disco fino.

A combinação entre as variáveis (distância e diâmetro) gerou 6 grupos (n=10). Os corpos de prova alinhados na matriz metálica foram fixados, respeitando-se as distâncias pré-definidas, utilizando-se resina acrílica Duralay II (DuraLay, Reliance Dental Mfg Co, Chicago, USA). Após a união, as extremidades dos halteres foram incluídas em bloco de gesso pedra tipo IV. Terminada a cristalização do gesso, a resina foi removida com auxílio de alicate de corte, e o metal adjacente à fenda jateado com óxido de alumínio de granulação 100 μ m e pressão de 5,6 kgf/cm². Após o jateamento, foi realizada a soldagem em um dos lados da amostra e em seguida no outro, para fixação prévia. O gesso foi removido e a soldagem completada em toda a volta da amostra, através da irradiação de múltiplos pulsos sobrepostos, com energia de 360V/8ms (amostras de 1,5 e 2,0 mm) e 380V/9ms (amostras de 3,5 mm), com foco e frequência regulados em zero, em um aparelho de soldagem a laser Desktop -F (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha). A soldagem foi realizada por um profissional treinado e capacitado.

As uniões soldadas receberam acabamento e polimento da mesma maneira que os halteres, após a fundição, e em seguida, foram submetidas à mesma análise radiográfica [12]. As radiografias foram analisadas visualmente quanto à presença de porosidade (Figura 2) e os dados obtidos agrupados de acordo com o diâmetro dos halteres e submetidos ao teste Qui-Quadrado (5%).

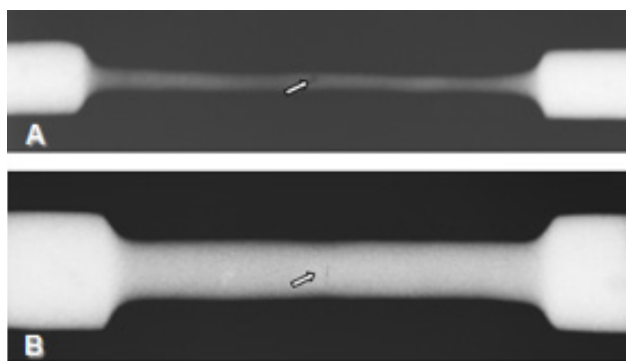


Figura 2 - Radiografias evidenciando a presença de porosidade, nas uniões: (A) diâmetro de 1,5 mm e distância 0,6 mm; (B) Diâmetro de 3,5 mm e distância 0,0 mm

RESULTADOS

A tabela 1 mostra a incidência de porosidade interna (%) nas uniões soldadas a laser em halteres de

1,5 mm de secção transversal, em função das distâncias de soldagem. Percebe-se que quando a união é realizada com justaposição das partes, a incidência de porosidade é menor (0%), quando comparada a distância pós corte com disco fino (30%). Pode-se dizer o mesmo para os corpos de 2,0 mm de secção transversal, entretanto, com incidência de porosidade superior a dos halteres de 1,5 mm. Para a justaposição das partes, os halteres de 2,0 mm apresentaram incidência de porosidade de 40%, e para a distância pós corte com disco fino, 60% ($p = 0,0077$).

Em contrapartida, quando são analisadas as uniões executadas nos halteres de 3,5 mm de diâmetro, a incidência de porosidade também é superior a dos halteres de 1,5 mm, não havendo diferença estatística entre as distâncias de soldagem ($p = 0,1821$).

TABELA 1 - INCIDÊNCIA DE POROSIDADE INTERNA (%) NA UNIÃO DOS HALTERES EM FUNÇÃO DAS DISTÂNCIAS DE SOLDAGEM E DIÂMETRO DA SECÇÃO TRANSVERSAL

Distância (mm) \ Presença (%)	Diâmetro		
	1,5	2,0	3,5
0,0	0	40	70
0,6	30	60	60
(p=)	0,0001	0,0072	0,1821

Teste Qui-Quadrado ($\alpha = 5\%$).

DISCUSSÃO

Este estudo confirmou a eficiência do método radiográfico sugerido por Zavanelli et al., em 2001 [12]. Entretanto, discordou de Zavanelli et al., em 2004 [8], que relataram não ser possível visualizar poros em uniões soldadas a laser em estruturas de Ti cp e ligas de Ti-6Al-4V, por meio desse método radiográfico. Provavelmente, as porosidades não foram visualizadas por aqueles autores devido à baixa incidência de presença das mesmas, o que provavelmente relaciona-se à união de halteres de 2,3 mm de diâmetro de secção transversal com justaposição das partes. Diante dos resultados deste estudo, pode-se afirmar que nas uniões soldadas a laser essa análise também é efetiva (Figura 2). A baixa densidade do titânio permitiu a penetração da radiação nas estruturas analisadas, possibilitando a visualização desses poros [9,12].

O aparecimento de vazios no interior das uniões soldadas a laser se dá, principalmente, devido à insuficiente penetração do feixe de laser e à inclusão de

gás argônio [8, 17, 20]. A presença desse gás no procedimento de soldagem a laser é necessária para minimizar a contaminação do titânio com o oxigênio e nitrogênio do ar, pois mantêm a atmosfera inerte [8, 20]. Em uniões aonde há maior necessidade de preenchimento dos espaços utilizando-se maior quantidade de metal de adição (distâncias 0,6 mm), independentemente do diâmetro do corpo de prova a possibilidade de aprisionamento de gás é maior. Isso explicaria a maior incidência de porosidade interna nos halteres de 1,5 e 2,0 mm de diâmetro com 0,6 mm de distância de soldagem (30% e 60%, respectivamente), quando comparados aos corpos de prova com justaposição das partes. Nota-se que a incidência é menor nos corpos de prova de 1,5 mm de diâmetro, visto que a fenda gerada com o espaçamento é menor, devido ao diâmetro mais delgado, necessitando de menor quantidade de metal de adição para preenchê-la, e diminuindo a possibilidade de aprisionamento de gás.

A respeito da insuficiente penetração do feixe de laser, quanto menor é a profundidade alcançada por esse feixe, maior é a quantidade de vazios internos [21]. Segundo diversos autores, essa penetração é limitada a 1,5 mm de profundidade [17, 18, 21, 22], o que explica a elevada incidência de porosidade interna (70%) nos corpos de prova de 3,5 mm de diâmetro soldados com a justaposição das partes (distância 0,0 mm). Para esses corpos de prova de maior dimensão da secção transversal, não há diferença estatística entre as aberturas das juntas ($p = 0,1821$), visto que em ambas as situações há grande possibilidade de ocorrer formação de poros nas uniões, ou seja, ou se aprisiona gás com facilidade (0,6 mm), ou há penetração insuficiente do feixe de laser na união (0,0 mm).

Em relação aos parâmetros de soldagem utilizados neste estudo, pode-se afirmar diante dos resultados obtidos, que eles não foram excessivos. Esses parâmetros foram padronizados em função dos diâmetros dos corpos de prova, por um profissional experiente e capacitado, associando-se à experiência do mesmo, aos relatos da literatura. É importante salientar que, apesar da existência de vários trabalhos na literatura acerca da soldagem a laser [4, 21, 22, 23, 24], ainda não existe um protocolo de soldagem estabelecido.

A potência do laser utilizada durante o processo de soldagem é regulada por dois parâmetros: voltagem e duração do pulso [4]. A voltagem controla a energia de soldagem e relaciona-se diretamente à profundidade de penetração do laser; ou seja, conforme aumenta a voltagem, aumenta também a profundidade de penetração do raio laser [21,23]. A duração do pulso determina o diâmetro do feixe de laser, quanto maior a

duração do pulso, maior o diâmetro do feixe. Assim, quanto maior a voltagem e menor o diâmetro do laser, maior a penetração [4, 21]. Quando a potência é excessiva, e a energia do laser fornecida é prolongada, a temperatura de fusão do metal soldado excede o ponto de ebulição desse metal e causa evaporação do mesmo [21]. O aumento do volume de metal evaporado aumenta a pressão da região soldada, e agita o metal fundido adjacente, formando uma cavidade denominada de “buraco de fechadura” [21,25], que acarreta na presença de porosidade e irregularidade da união. Neste estudo, utilizou-se grande potência, quando se compara à excelente determinada por Chai e Chou em 1998 [4]. Entretanto, pode-se dizer que essa potência não foi excessiva, e não foi capaz de causar o dano interno descrito anteriormente, possível de ser visto na radiografia, já que a incidência de porosidade interna para os corpos de prova de 1,5 mm de diâmetro com distância 0,0 mm foi 0%.

Segundo a literatura, o contato entre as partes, difícil de obter clinicamente, está associado ao sucesso da união [6,18,24], o que não correspondeu à verdade para os corpos de prova de 3,5 mm de diâmetro neste estudo. Assim, os resultados deste estudo permitiram afirmar que na execução de juntas soldadas a laser deve-se depositar o mínimo possível de material de preenchimento, para evitar aprisionamento de gases e atenuar distorções residuais, o que corroborou com Okumura e Taniguchi, em 1982 [26]. Isso explica a menor incidência (0%) de porosidades em corpos de prova de menor diâmetro (1,5 mm) com distância de união de 0,0 mm. Quando a penetração é insuficiente como nos corpos de prova de 3,5 mm, talvez a projeção de diferentes designs de união, como o design em “X” solucionaria essa elevada incidência [26,27].

Esse design permite que a soldagem seja iniciada a partir do centro da junta, com justaposição de partes delgadas, sem haver insuficiente penetração do raio laser, e que a periferia, conseqüentemente, seja soldada fazendo-se uso de menor quantidade de metal de adição, quando comparada à quantidade utilizada nas uniões com design em “I” [27], utilizado neste estudo, após corte com disco fino.

Sabe-se que se a união soldada apresentar trincas, entalhes, poros ou irregularidades, torna-se mais susceptível a falhas, já que esses fatores agem como pontos de concentração de tensões [22] e tendem a agir como iniciadores e propagadores de trincas [28]. Este estudo foi conduzido, portanto, para pesquisar a possibilidade de visualização dessas irregularidades, que podem acarretar em falhas, por meio de um método radiográfico de fácil execução na clínica odontológica. A afirmação de que realmente, há possibilidade de visualizar porosidade interna na união soldada, auxilia na aprovação da prótese soldada a ser instalada. Entretanto, é importante lembrar que não foi feita a quantificação desses poros presentes nas radiografias, nem quanto ao número, e nem quanto ao tamanho dos mesmos, o que provavelmente influenciaria na resistência da união soldada.

CONCLUSÃO

Assim, diante das limitações deste estudo, pode-se concluir que é possível inspecionar radiograficamente porosidade interna em uniões soldadas a laser executadas em Ti cp; e que em corpos de prova de menores diâmetros deve-se realizar, sempre que possível, a soldagem com a justaposição das partes, sendo ambos os designs ruins para a união de corpos de prova mais espessos.

ABSTRACT

This study was conducted to evaluate the possibility of porosity inspection in laser-weld joints executed in cp titanium structures, by radiographic analyses. Sixty acrylic dumbbells rods with 1.5, 2.0 and 3.5 mm central diameter were prepared by lost-wax casting procedure. The casted specimens were finished, polished and sectioned in two halves. The parts were lined up in a metal matrix and fixed according two welding distances (0.0 and 0.6 mm). The combination between diameter and welding distance created a total of six groups (n = 10). The laser welding was executed as follows: 360V/8ms (1.5 and 2.0 mm) and 380V/9ms (3.5 mm) with focus and frequency regulated to zero. The achieved joints were finished, polished and submitted to radiographic examination (90 KV, 15 mA, 0.6 second and 10 to 13 mm of distance) with periapical film. The radiographies were visually analyzed for the presence of internal porosity in the joints. The data was submitted to Chi-Square test (5%). Herewith, it was possible to visualize internal porosity in the analyzed joints. In thin specimens, 1.5 and 2.0 mm, the porosity incidence was higher when the joint distance was 0.6 mm. However, in 3.5 mm specimens, this incidence was high for both joint openings.

UNITERMS

Titanium; dental casting; laser-welding; dental radiography.

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. Jones TK, Hansen CA, Singer MT, Kesser HP. Dental implications of nickel hypersensitivity. *J Prosthet Dent.* 1986;56(4):507-9.
3. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quint Int.* 1996;27(6):401-8.
4. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):477-83.
5. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993;43(3):245-53.
6. Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater.* 1989;5(1):45-50.
7. Zavanelli RA, Guilherme AS, Henriques GEP, Nobilo MAA, Mesquita MF. Corrosion-fatigue of laser-repaired commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy under different test environments. *J Oral Rehabil.* 2004;31(10):1029-34.
8. Wang RR, Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. *J Proth Dent.* 1993;70(3):275-6.
9. Guilherme AS, Henriques GE, Zavanelli RA, Mesquita MF. Surface roughness and fatigue performance of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy after different polishing protocols. *J Prosthet Dent.* 2005;93(4):378-85.
10. Zavanelli RA, Henriques GEP, Ferreira I, Rollo JMA. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet Dent.* 2000;84(3):274-9.
11. Zavanelli RA, Henriques GEP. Um simples método para inspeção de porosidades nas fundições de titânio. *Rev ABO nac.* 2001;9(2):165-6.
12. Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1988;46(4):247-53.
13. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-90.
14. Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD, Feng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):107-13.
15. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999;12(2):167-78.
16. Roggensach M, Walter MH, Böning KW. Studies on laser plasma welded titanium. *Dent Mater.* 1993;9(2):104-7.
17. Phillips RW. Phillips' science of dental materials. 11.ed. St Louis: Elsevier Science; 2003.
18. Tambasco J, Anthony T, Sandven O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol.* 1996;13(4):23-31.
19. ASTM International. Designation: E 8M – 04: Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials [Metric]. West Conshohocken; 2004. 24p.
20. Berg E, Wagner WC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent.* 1995;74(3):250-7.
21. Baba N, Watanabe I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd:YAG laser. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;72(1):64-8.
22. Neo T, Chai J, Gilbert JL, Wozniak WT, Engelman MJ. Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosth.* 1996;9(4):379-92.
23. Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strength of laser-welded titanium. *Dent Mater.* 2002;18(2):143-8.
24. Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent.* 1995;74(5):521-30.
25. Togaya T, Shinosaki T. Introduction to laser welding in dentistry (1). *Quint Dent Tech.* 1999;24(6):740-9.
26. Okumura T, Taniguchi C. Engenharia de soldagem e aplicações. Rio de Janeiro: LTC; 1982.
27. Zupancic R, Legat A, Funduk N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. *J Prosthet Dent.* 2006;96(4):273-82.
28. Henriques GE, Consani S, Rollo JM, Andrade e Silva F. Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. *J Prosth Dent.* 1997;78(2): 146-52.

Recebido: 24/02/2012

Aceito: 27/03/2012

Correspondência:

Juliana Maria Costa Nuñez-Pantoja
Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP
Departamento de Prótese e Periodontia
Av. Limeira 901 Caixa Postal 52 CEP 13414-018 Piracicaba, São Paulo Brasil
Fax: 00-55-19-21065218
E-mail: julynunez@terra.com.br