

Análise metalográfica do titânio puro submetido à soldagem laser Nd:YAG e TIG

Metallographic analysis of pure Ti submitted to Nd:YAG laser and TIG welding

Ana Cláudia Gabrielli PIVETA^a, Weber Adad RICCI^b, Andréia Affonso Barreto MONTANDON^b,
Maurício Meirelles NAGLE^b

^aDoutora em Reabilitação Oral, Estagiária do Departamento de Odontologia Social, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, 14801-903 Araraquara - SP, Brasil

^bDepartamento de Odontologia Social, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, 14801-903 Araraquara - SP, Brasil

Resumo

Introdução: Os métodos de soldagem mais utilizados em Odontologia não podem ser aplicados ao titânio puro e às suas ligas em função da alta reatividade do titânio com elementos atmosféricos; dessa forma, o mesmo não deve ser soldado por processo comum. **Objetivo:** O objetivo deste trabalho foi avaliar a característica metalúrgica do titânio comercialmente puro sem solda e submetido aos processos de soldagem a laser e TIG. **Material e método:** Foram confeccionados 15 corpos de prova em titânio comercialmente puro, cinco para cada condição, na forma de hastes cilíndricas, obtidas por fundição odontológica, sob atmosfera de gás argônio e vácuo, com calor produzido por um arco voltaico, com a injeção do titânio sob vácuo-pressão. Três grupos foram formados I: soldagem a laser; II: soldagem TIG, e III: sem solda. Os corpos de prova do grupo I e II foram seccionados ao meio e soldados por TIG e por laser, respectivamente; o grupo III foi mantido sem corte e sem solda, como controle. A análise metalográfica foi realizada sob aumentos de 50×, 100× e 200×, em microscópio. **Resultado:** Pelos resultados obtidos nas micrografias, o titânio comercialmente puro apresentou uma morfologia de grãos equiaxiais da fase α , o cordão de solda a laser apresentou estrutura martensítica e, na TIG, microestrutura Widmanstätten. **Conclusão:** A microestrutura martensítica é condizente com a alta taxa de resfriamento proveniente do processo de soldagem a laser. As estruturas martensítica e Widmanstätten são mais refinadas quando comparadas à microestrutura do metal base.

Descritores: Soldagem em odontologia; titânio; prótese dentária; implante dentário.

Abstract

Introduction: The welding method most commonly used in dentistry can not be applied to pure titanium and its alloys and its alloys due to high reactivity of titanium with the atmospheric elements must not be welded by common process. **Objective:** This study surveyed the characteristics of commercially pure titanium metal intact samples and those laser weld and tungsten inert gas weld. **Material and method:** Fifteen cylindrical rods were developments by using brass rods are patterns. The samples were invested in casings, subjected to thermal cycles, and positioned in a plasma arc-welding machine under argon atmosphere and vacuum, and titanium was injected under vacuum/pressure. Three groups were formed I: laser welding, II, III and TIG welding, without welding. The bodies of the test piece in group I and II were cut in half and welded by TIG and laser, respectively, and group III was maintained intact as control. The metallographic analysis was performed under magnification 50×, 100× and 200× microscope. **Result:** The results obtained in the micrographs, the commercially pure titanium showed an equiaxed grain morphology of α phase, the laser weld bead showed martensitic structure and TIG Widmanstätten microstructure. **Conclusion:** Martensitic microstructure is in agreement with the high cooling rate from the laser welding process. Martensitic and Widmanstätten structures are more refined when compared to the microstructure of the base metal.

Descriptors: Dental soldering; titanium; dental prosthesis; dental implantation.

INTRODUÇÃO

As ligas de titânio foram originalmente projetadas para a utilização como materiais estruturais, especialmente para a indústria aeronáutica. Em razão das propriedades mecânicas, da resistência à corrosão e da biocompatibilidade, o titânio puro e

as suas ligas têm sido utilizados por décadas na Odontologia^{1,2}, nos implantes osseointegrados e em estruturas metálicas de prótese sobre implantes^{3,4}, eliminando a possibilidade de efeitos biológicos adversos entre as diferentes ligas utilizadas

nas variadas situações clínicas⁵. A essas características do titânio, somam-se a possibilidade de fundição por cera perdida e a facilidade de polimento por procedimentos mecânicos e eletromecânicos, resultando na utilização cada vez mais frequente deste metal na confecção de próteses dentais, principalmente aquelas que utilizam implantes como suporte^{1,5-10}. Entretanto, a elevada temperatura de fusão, a baixa densidade e a reatividade química com gases e substâncias presentes no revestimento determinam alguns cuidados na fundição e na soldagem deste metal, além de uma infraestrutura laboratorial de alto custo para sua manipulação, encarecendo o custo final do tratamento odontológico^{11,12}.

A soldagem é um processo metalúrgico de união que consiste na fusão dos metais com ou sem metal de preenchimento para formação da junta¹³ e é um processo fundamental na Odontologia, já que a qualidade das soldagens é fundamental para o sucesso do tratamento, uma vez que as peças protéticas estarão constantemente sujeitas à força mastigatória.

Neste processo de união dos metais, a superfície formada é constituída por três zonas: cordão de solda, zona afetada pelo calor (ZAC) e metal base¹⁴, sendo que a qualidade desta junta obtida é um fator importante na determinação da resistência do metal soldado^{15,16}.

Entre os processos utilizados para soldar titânio, encontram-se o MIG-metal inert gas, TIG, plasma, feixe de elétrons, laser e a brasagem com radiação infravermelha^{15,17}, sendo que cada um destes apresenta suas vantagens e desvantagens. A escolha deve preencher os seguintes requisitos: gerar uma quantidade de energia capaz de unir dois metais similares ou não², sem causar distorção na peça, e propiciar o controle da metalurgia de soldagem¹¹, para que a solda alcance as propriedades mecânicas desejadas.

Em função da alta reatividade com elementos atmosféricos, os processos TIG (Tungsten Inert Gas) e laser, ambos sob atmosfera de gás protetor, são mais indicados na soldagem do titânio^{15,17,18}.

A soldagem TIG é um processo no qual a união é obtida pelo aquecimento dos materiais por um arco elétrico estabelecido entre um eletrodo não consumível de tungstênio e a peça a soldar¹⁹. O arco elétrico é uma descarga elétrica em meio gasoso ionizado, acompanhado por luz brilhante e desprendimento de calor, formado quando dois condutores de corrente elétrica, o tungstênio e a peça a soldar, são aproximados. Para evitar a contaminação por gases atmosféricos, a proteção das superfícies a serem soldadas e do arco elétrico é realizada por uma nuvem de gás inerte ou mistura de gases inertes, com ou sem adição do material de preenchimento¹⁷.

O processo de soldagem pela utilização de energia do laser como fonte de calor, Nd:YAG, tornou-se o método de escolha para união de alguns metais, especialmente para o titânio e suas ligas²⁰. O laser é uma energia eletromagnética que consiste de uma corrente monocromática e colimada. A principal vantagem deste procedimento é a ausência de contato com a área a ser soldada por causa da alta concentração de energia, minimizando as alterações dimensionais e dispensando a adição de metais e a inclusão em revestimento^{21,22}.

Apesar de o método a laser ser o mais utilizado para soldagem do titânio em Odontologia, o custo do equipamento é elevado. Estudos preliminares^{16,17,22-24} demonstraram que é possível a utilização do método de soldagem TIG para união do Ticp, cujo equipamento tem um custo reduzido em relação ao laser.

O objetivo do presente estudo foi avaliar a microestrutura dos métodos de soldagem TIG, do método de soldagem laser Nd:YAG e as estruturas sem solda de titânio comercialmente puro (Ti c.p.) para Odontologia.

MATERIAL E MÉTODO

Quinze corpos de prova foram confeccionados a partir de hastes de latão incluídas em revestimento Rematitan Plus (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), para fundição de titânio. Após a remoção das hastes metálicas, os anéis foram submetidos aos ciclos térmicos e os corpos de prova foram fundidos sob vácuo e atmosfera de argônio, processo de fundição plasma-skull a uma temperatura em torno de 1.640 °C.

A soldagem laser foi realizada numa máquina de solda Braasel-Lasertech (Dentaurum), num total de 35 a 40 pontos de solda em cada lado da secção longitudinal da junta, sobrepostos em aproximadamente dois terços de suas superfícies. A potência de soldagem empregada foi 60% em cada lado do sentido transversal da união, com duração de 7 ms, sob uma tensão de 310 V e potência de 4, 96 kW.

A soldagem TIG foi realizada com uma máquina de solda inversora AUTOGÊNIC-JVM (São Paulo, Brasil), que produziu uma corrente elétrica de 43 A durante 1 segundo, tempo de pré e pós-fluxo de gás argônio de 5 segundos, modo de soldagem = 50%, tempo de solda = 3 segundos, sob corrente contínua e eletrodo de tungstênio com diâmetro de 1 mm em forma de ponta de lápis, para aumentar a concentração do calor e diminuir a área afetada pelo calor.

Nenhum tratamento térmico foi instituído após as soldagens a laser e TIG.

Os corpos de prova foram embutidos em resina polimérica e submetidos ao polimento mecânico com lixas (granulação 100 a 1000), seguido de polimento com alumina (granulação de 1 a 0,3 µm) e ataque químico (Kroll). Após este preparo, realizou-se o exame metalográfico em um microscópio óptico (LEICA DMR), seguido de análise das imagens (LEICA QWIN).

RESULTADO

As alterações na microestrutura causadas pelos métodos de soldagem apareceram em todas as micrografias das amostras analisadas. A soldagem a laser produziu uma zona de fusão e uma zona afetada pelo calor concentrado, limitada às áreas unidas, e o método TIG, uma zona afetada pelo calor mais larga. A Figura 1 apresenta um desenho esquemático da secção transversal de uma solda.

Todas as micrografias foram obtidas por microscopia óptica. No caso da Figura 2, observa-se que o titânio comercialmente

puro apresenta morfologia do tipo alfa granular. Nas Figuras 3 a 5, representativas das amostras submetidas ao processo de soldagem a laser no sentido longitudinal, são visualizadas as regiões que sofreram a ação do feixe, provocando a fusão local do material e uma ZAC estreita. A solidificação originou a morfologia de agulhas finas característica de microestrutura martensítica.

As micrografias das Figuras 6 a 8 mostram a região do cordão de solda em que se obteve uma microestrutura de lamelares/acirculares tipo Widmanstätten. Essa estrutura é caracterizada por um modelo geométrico, resultado da formação de uma nova fase ao longo de planos cristalográficos de modelos de solução sólida.

DISCUSSÃO

O aporte de calor e a velocidade de resfriamento são variáveis que interferem diretamente nas características do metal e da ZAC, influenciando as transformações metalúrgicas e o comportamento mecânico²⁵.

A ZAC pode-se tornar um elo fraco em uma junta soldada e, à medida que aumenta, maior a possibilidade de diminuição da resistência do metal soldado²⁶. A redução na resistência dessa região pode estar relacionada à falta de refinamento da estrutura granular, se comparado ao metal base ou ao cordão de solda.

A quantidade de calor introduzida pelo processo de soldagem desempenha um papel importante também, na medida em que processos de soldagem com calor inicial muito alto aumentam o tamanho da ZAC. Processos, como solda a laser, promovem uma quantidade muito concentrada e limitada de calor, resultando em uma pequena ZAC (Figura 2). Soldagem a arco está entre esses

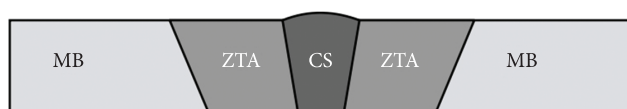


Figura 1. Desenho esquemático da seção transversal de uma solda. Modificado de http://pt.wikipedia.org/wiki/Zona_termicamente_afetada.

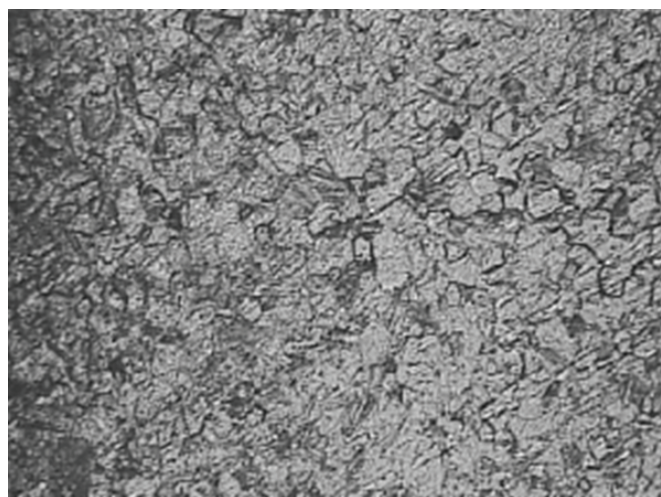


Figura 2. Microestrutura poligonal da região do metal base 200x; ataque Kroll.

dois extremos, com processos individuais que variam na entrada de calor²⁶.

A dureza do metal também poderá ser alterada pelos processos de soldagem. De acordo com estudos prévios, após a soldagem a laser no titânio puro, a dureza será maior no cordão de solda, diminuindo na ZAC e atingindo valores menores no metal base em que a estrutura martensítica é formada²⁵.

Estudos têm demonstrado^{14,17,21} que a soldagem a laser é uma técnica indicada para confeccionar prótese implantossuportada em titânio, cujo objetivo maior é manter o ajuste passivo da estrutura metálica sobre os implantes²⁶.

Na solda a laser, a zona de fusão está diferenciada em virtude da alta homogeneidade estrutural dos grãos. A estrutura formada segue o arranjo do metal base, sendo o limite dos grãos uma continuidade do mesmo metal^{2,25}. Como resultado, a solda a laser pode reduzir em cerca de 20% a resistência do Tic.p. De acordo com estudos prévios²⁷, comparada ao metal base, a solda a laser pode reduzir a resistência, mas aumentar a dureza do metal após a soldagem. Entretanto, Sjogren et al.²¹ (1988), Berg et al.²⁴ (1996) e Piveta et al.¹⁸ (2010) não encontraram diferença estatisticamente

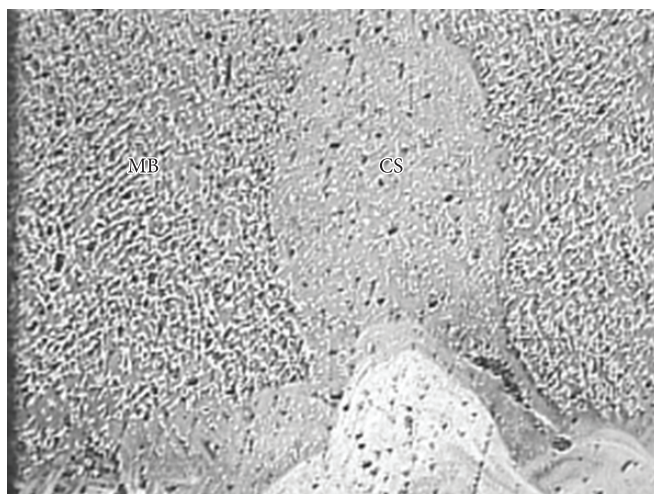


Figura 3. Solda Laser: Microestrutura do cordão de solda obtido no processo de solda laser. MB-Metal Base, CS-cordão de solda. Aumento: 50x.

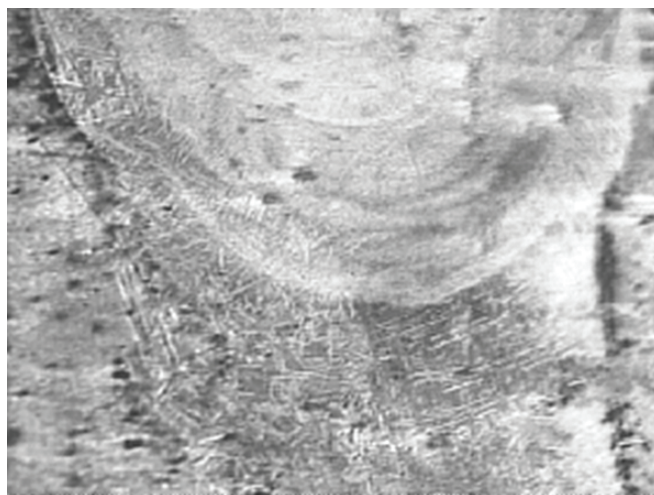


Figura 4. Microestrutura do cordão de solda laser. Aumento: 100x.

significante para resistência mecânica entre estruturas soldadas a laser e sem solda.

A soldagem a laser é um processo rápido, com aquecimento e resfriamento quase instantâneo do metal, impedindo a formação de uma zona afetada pelo calor extensa. Nessa soldagem, a transformação martensítica ocorre pelo mecanismo de cisalhamento sem mudança na composição e os movimentos atômicos durante esta transformação são inferiores a uma distância interatômica²⁵. Na transformação martensítica de fase β -ccc para α -hcp, durante o resfriamento na soldagem, o mecanismo de cisalhamento introduz altas deformações no reticulado, causando uma mudança na estrutura da região transformada e determinando uma morfologia de placas finas, chamada estrutura martensítica²⁵ (Figura 5).

A soldagem TIG produz alterações na estrutura do titânio², formando microestruturas chamadas lamelas de Widmanstätten¹⁴. As micrografias observadas nas Figuras 5 a 7 foram obtidas por microscopia óptica do cordão de solda no sentido longitudinal, mostrando microestruturas distintas nas regiões do metal base e do cordão de solda. Na interface, observa-se uma microestrutura que caracteriza a ZAC com crescimento de grãos em relação ao metal base. A estrutura tratada termicamente de modo a possuir estrutura de Widmanstätten possui maior tamanho médio dos grãos se comparada ao titânio puro sem solda. Esse aumento no tamanho dos grãos pode resultar em maior resistência à oxidação da liga, uma vez que, quanto maior for o tamanho do grão, menor será a energia de ativação de seu contorno^{28,29}.

O processo de soldagem TIG transfere um grande aporte de calor para a peça a ser soldada, formando uma ZAC maior na junta soldada se comparada à soldagem a laser. O aumento do calor gerado na área de soldagem proporcionou um aumento definido do tamanho de grãos. Entretanto, segundo estudos prévios^{2,18,23}, esse aumento na microestrutura T1cp após soldagem TIG não resultou em diminuição na resistência mecânica do mesmo (Figura 8). Em relação ao metal base, esses autores verificaram que a solda TIG aumentou a resistência à tração.

Nas regiões próximas à ZAC, altas taxas de resfriamento, associadas ao baixo aporte térmico, como ocorre na soldagem a laser (100 a 10.000 °C/s), promovem a transformação de fase beta em fase alfa martensítica. Esta fase acicular extremamente fina apresenta alta resistência mecânica e dureza, porém baixa ductilidade e tenacidade¹¹.

Apesar de o método TIG apresentar um cordão de solda maior que a solda a laser, o tamanho dessa região pode ser influenciado pelo diâmetro do eletrodo de tungstênio e pelos ajustes dos parâmetros de soldagem relacionados à quantidade de calor fornecido, dependendo da espessura e do tipo de metal a ser soldado. Quanto menor o cordão de solda, menor a possibilidade de distorção da peça.

Embora a análise metalográfica da solda realizada pelo processo de soldagem TIG apresente resultados satisfatórios para a sua aplicação na Odontologia, não há estudos suficientes na literatura em relação ao seu emprego na reabilitação oral protética. Além disso, uma das grandes vantagens do processo

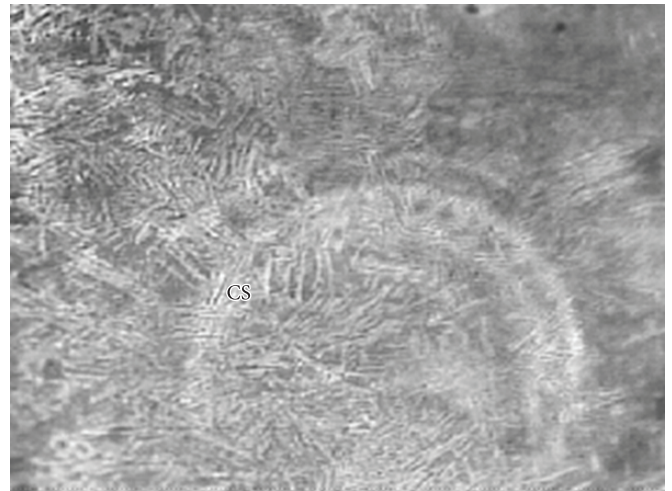


Figura 5. Microestrutura Martensítica formada no cordão de solda laser. Aumento: 200×.



Figura 6. Soldagem TIG: Microestrutura do tipo Widmanstätten do Ti cp na região do cordão de solda. MB: metal base; CS: cordão de solda.



Figura 7. Soldagem TIG: Microestrutura do tipo Widmanstätten do Ti cp na região do cordão de solda. MB: metal base; CS: cordão de solda.



Figura 8. Soldagem TIG: Microestrutura do tipo Widmanstätten Ti cp na região do cordão de solda 200x; Ataque: Kroll.

de soldagem TIG refere-se ao custo do equipamento de solda, consideravelmente inferior ao equipamento de solda a laser.

CONCLUSÃO

Na análise metalográfica, o Tic.p. apresentou uma morfologia de grãos equiaxiais da fase α , o cordão de solda a laser apresentou estrutura martensítica e a TIG, a microestrutura Widmanstätten.

O processo de soldagem TIG produz uma ZAC maior se comparada ao laser.

A microestrutura martensítica do cordão de solda é condizente com a alta taxa de resfriamento proveniente do processo de soldagem a laser.

As estruturas martensítica e Widmanstätten são mais refinadas quando comparadas à microestrutura do metal base.

REFERÊNCIAS

- Oda Y, Okabe T. Effect of corrosion on the strength of soldered titanium and Ti- 6Al-4V alloy. *Dent Mater.* 1996;12:167-72. [http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641\(96\)80016-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641(96)80016-9)
- Wiskott HWA, Doumas T, Scherrer SSS, Susz C, Belser UC. Microstructures of brazings and welds using grade 2 commercially pure titanium. *Int J Prosthodont.* 2001;14:40-7. PMID:11842903.
- Huang HH, Lin MC, Lin CC, Lin SC, Hsu, CC, Chen FL, et al. Effects of welding pulse energy and fluoride ion on the cracking susceptibility and fatigue behavior of Nd:YAG laser-welded cast titanium joints. *Dent Mater J.* 2006;25:632-40. PMID:17076339. <http://dx.doi.org/10.4012/dmj.25.632>
- Longoni S, Sartori M, Ariello F, Anzani M, Baldoni M. Passive definitive fit of bar-supported implant overdentures. *Implant Dent.* 2006;15:129-34. PMID:16766894. <http://dx.doi.org/10.1097/01.id.0000217775.95124.03>
- Cecconi BT, Koeppen RG, Phoenix RD, Cecconi ML. Casting titanium partial denture frameworks: a radiographic evaluation. *J Prosthet Dent.* 2002;87:277- 80. PMID:11941354. <http://dx.doi.org/10.1067/mpr.2002.122275>
- Al Wazzan KA, Al-Nazzawi AA. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8:19-26. PMID:17211501.
- Haag P, Nilner K. Questions and answers on titanium-ceramic dental restorative systems: a literature study. *Quintessence Int.* 2007; 38:5-13.
- Hruska AR, Borelli P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings. *J Prosthet Dent.* 1991;66:561-5. [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90524-Z](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(91)90524-Z)
- Yamazoe J, Nakagawa M, Matono Y, Takeuchi A, Ishikawa K. The development of Ti alloys for dental implant with high corrosion resistance and mechanical strength. *Dent Mater J.* 2007;26:260-67. PMID:17621943. <http://dx.doi.org/10.4012/dmj.26.260>
- Rocha R, Pinheiro AL, Villaverde AB. Flexural strenght of purê Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted toNd:YAG Laser ou TIG welding. *Braz Dent J.* 2006;17:20-3. PMID:16721459. <http://dx.doi.org/10.1590/S0103-64402006000100005>
- American Society for Metals. *Metals handbook.* Ohio: Metals Park; 1983.
- Rubenstein JE, Ma T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:491-5. PMID:10453662.
- Wang RR, Chang CT. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. *J Prosthet Dent.* 1998;79:335-41. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70247-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70247-1)
- Yamagishi T, Ito M, Fujimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. *J Prosthet Dent.* 1993;70:264-73. [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(93\)90063-T](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(93)90063-T)
- Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strength of laser- welded titanium. *Dent Mater.* 2002;18:143-8. [http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641\(01\)00033-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641(01)00033-1)
- Chai T, Chou CK. Mechanical properties of Laser welded titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent.* 1998;79:477-83. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70165-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70165-9)
- Wang RR, Welsch GE. Joining titanium with tungsten inert gas welding, laser welding and infrared brazing. *J Prosthet Dent.* 1995;74:521-30. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(05\)80356-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(05)80356-7)
- Piveta ACG, Montandon ABA, Ricci WA, Nagle MM. Mechanical strength and analysis of fracture of titanium joining submitted to laser and tig welding. *Materials Research.* 2012; 15: 1-7. <http://dx.doi.org/10.1590/S1516-14392012005000127>
- Buzzoni HA. *Manual de solda elétrica.* 7a ed. São Paulo: Indústrias Gráficas; 1970.

20. Bertrand C, Laplanche O, Rocca JP, LE Petitcorps Y, Nammour S. Effect of the combination of different welding parameters on melting characteristics of grade 1 titanium with a pulsed Nd-YAG laser. *Lasers Med Sci.* 2007; 22:237-44. PMID:17308957. <http://dx.doi.org/10.1007/s10103-006-0438-2>
21. Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1988; 46:247-53. PMID:2903608. <http://dx.doi.org/10.3109/00016358809004774>
22. Watanabe I, Topham DS. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. *J Prosthodont.* 2006; 15:102-7. PMID:16650010. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-849X.2006.00082.x>
23. Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 2006; 96:25-32. PMID:16872927. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.05.003>
24. Berg E, Davik G, Hegdahl T, Gjerdet NR. Hardness, strength, and ductility of prefabricated titanium rods used in the manufacture of spark erosion crowns. *J Prosthet Dent.* 1996; 75: 419-25. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90035-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90035-9)
25. Bezerra RM, Souza PCRD, Ramires I, Bottino MA, Guastaldi AC. Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c.p. soldado a laser utilizando em prótese sobre implantes. *Ecl Quim.* 1999; 24:113-24. <http://dx.doi.org/10.1590/S0100-46701999000100009>
26. Lancaster JF. *Metallurgy of welding.* 4th ed. London: George Allen & Unwin; 1987.
27. Taylor JC, Hondrum OS, Prasad A. Effects of joints configuration for the arc welding of cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. *J Prosthet Dent.* 1998; 79: 291- 97. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70240-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70240-9)
28. Callister WD Jr. *Materials science and engineering: an introduction.* 6th ed . New York: John Wiley & Sons; 2003.
29. Sugahara T, Moura Neto C, Reis DAP, Piorino Neto, F. Caracterização mecânica e microestrutural da liga Ti-6AL-4V tratada termicamente. *Revista Brasileira de Aplicações à Vacuo.* 2008; 27: 195-9.

CONFLITOS DE INTERESSE

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

Ana Cláudia Gabrielli Piveta
Departamento de Odontologia Social, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista,
14801-903 Araraquara - SP, Brasil
e-mail: anacrgpiveta@foar.unesp.br

Recebido: 20/08/2012
Aprovado: 18/12/2012