

Eclética Química

Print version ISSN 0100-4670 *On-line version* ISSN 1678-4618

Eclet. Quím. vol.24 São Paulo 1999

<http://dx.doi.org/10.1590/S0100-46701999000100009>

Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c.p. soldado a *laser* utilizando em prótese sobre implantes

Roberto Messias BEZERRA*

Paulo César Rioli Duarte de SOUZA**

Ivan RAMIRES**

Marco Antônio BOTTINO***

Antônio Carlos GUASTALDI**

RESUMO: Foram realizados estudos para avaliar a microestrutura, a dureza e a resistência à corrosão do titânio comercialmente puro (Ti c.p.) soldado a *laser* e utilizado na confecção de prótese sobre implantes. Verificou-se que na soldagem a *laser* a microestrutura apresentou três regiões distintas: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal base. O Ti c.p. possui microestrutura granular, a microestrutura do cordão de solda é mais refinada e de maior dureza do que o metal base. A ZAC obtida por este processo de soldagem foi relativamente pequena quando comparada com o processo de soldagem por brasagem. Os ensaios eletroquímicos mostraram que a região da solda apresentou menor resistência à corrosão em meio de NaCl 0,15 molL⁻¹ à temperatura ambiente.

PALAVRAS-CHAVE: Soldagem a *laser*; titânio; corrosão de titânio; prótese sobre implantes; solda odontológica.

Introdução

A reposição de perdas dentárias com próteses suportadas por implantes tem crescido marcadamente desde o advento dos implantes osseointegrados na década de 1960. Isto deveu-se ao desenvolvimento de uma técnica segura e confiável, comprovada cientificamente por vários autores, destacando-se os estudos de Brånemark.^{6,14,17}

Os materiais utilizados em próteses sobre implantes devem ser biocompatíveis e apresentar

propriedades mecânicas e de corrosão adequadas à sua aplicação. Dentre os materiais utilizados com sucesso para esta finalidade temos o aço inoxidável, ligas de níquel-crômio, ligas de ouro-paládio, ligas de prata-paládio, ligas de tântalo, e o titânio e suas ligas.¹⁷

Além da biocompatibilidade, uma prótese sobre implantes deve possuir biofuncionalidade, ou seja, a capacidade de desempenhar apropriadamente a função desejada. Para que isto seja possível, uma prótese fixa suportada por um ou mais pilares, sejam eles dentes naturais ou implantes, deve apresentar uma distribuição uniforme de forças e uma adaptação perfeita, de tal modo que esta ocorra de forma exata e passiva.^{6,14,17}

As causas mais comuns de insucesso em tratamentos com implantes envolvem forças excessivas, aplicação muito rápida de forças, esquemas oclusais falhos, estruturas não assentadas passivamente ou próteses com pouca retenção.¹⁴ Dessas causas, a dificuldade em se obter a adaptação em peças protéticas, principalmente nas mais extensas como os monoblocos fundidos, é responsável pela grande maioria dos insucessos.

O emprego da soldagem entre os elementos pilares, durante a fase de confecção da estrutura metálica ou até mesmo após a aplicação de cerâmica, tem sido um artifício utilizado por uma grande parte dos cirurgiões-dentistas na solução de problemas de adaptação. A técnica de soldagem apresenta a vantagem de se trabalhar com segmentos da prótese, os quais permitem, além da melhor adaptação, a distribuição uniforme de forças, minimizando traumas ou falhas no osso, no implante ou na prótese.

Dentre as técnicas de soldagem mais utilizadas para esta finalidade, temos a brasagem com maçarico, conhecida como solda convencional, a brasagem com infra-vermelho, o Tungsten Inert Gas (TIG), o feixe de elétrons e o *laser*.

O processo de soldagem a *laser*, por produzir um feixe de luz coerente, monocromático e concentrado, de alta energia (de 1 a 25 kW), pode ser empregado na soldagem de uma larga variedade de metais, bem como de metais dissimilares.^{5,19}

No fim dos anos 80, a utilização do processo de soldagem por *laser* foi introduzida na Odontologia após o desenvolvimento de equipamentos menores e de menor custo.^{12,18} No Brasil, a soldagem por *laser* foi introduzida em 1997⁸ e tem sido empregada em substituição aos demais processos de soldagem, principalmente ao de brasagem, na confecção de próteses odontológicas.

O objetivo do presente trabalho é o de investigar o comportamento da microestrutura e da resistência à corrosão do titânio comercialmente puro utilizado na confecção de próteses odontológicas sobre implantes, antes e após serem submetidas ao processo de soldagem por *laser*.

O titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e suas ligas têm sido utilizados na Odontologia na confecção de coroas, próteses e implantes. O titânio possui excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão, boas propriedades mecânicas, menor custo do que as ligas de metais nobres e é um metal abundante na natureza.

A biocompatibilidade do titânio é devida à sua estabilidade química no organismo ocasionada pela presença de um filme fino e impermeável de óxido de titânio sobre a superfície do metal, que confere ao titânio grande resistência à corrosão.^{7,9,17}

À temperatura ambiente o titânio metálico apresenta estrutura cristalina hexagonal compacta (hcp), denominada fase α , a qual passa por uma transformação cristalina por volta de 882°C, tornando-se uma estrutura cúbica de corpo centrado (ccc), denominada fase β , que permanece até a temperatura de fusão a 1.668°C.^{3,4}

Os problemas práticos na soldagem do titânio são o seu alto ponto de fusão, a sua alta reatividade com os gases hidrogênio, oxigênio e nitrogênio, que causam a fragilização do material e o crescimento de grãos na zona afetada pelo calor (ZAC).^{3, 4, 20} Deste modo, a soldagem por *laser* do titânio deve ocorrer em atmosfera protetora com gás inerte.

Material e método

O material utilizado neste estudo, titânio comercialmente puro (Ti c.p.), é específico para aplicação odontológica, sendo utilizado na confecção de implantes e próteses. A [Tabela 1](#) apresenta a composição química do material estudado, que pode ser classificado como grau 1 pela Norma ASTM F67-95.²

Tabela 1 – Composição química do Ti cp.

Elementos	% em peso
Ti	99,00
Fe	0,09
C	0,02
S	< 0,001
O ₂	0,09
N ₂	0,01
H ₂ (ppm)	14,30

Soldagem

Os corpos-de-prova, no formato de chapa, com dimensões de 10 mm de comprimento, 4 mm de largura e 1,5 mm de espessura, foram submetidos ao processo de soldagem em juntas do tipo topo.

A soldagem por *laser* foi realizada em uma máquina Dentaurem DL 20002S, específica para aplicação odontológica, que utiliza um cristal Nd:YAG como fonte de *laser*, cuja potência do feixe empregada foi de 4,32 kW durante 12 milissegundos, gerando uma energia de soldagem de 51,84 J.

Os corpos-de-prova foram posicionados manualmente dentro da câmara com atmosfera protetora de argônio, e foram realizados de 35 a 40 pontos de solda em cada lado da secção longitudinal da junta. Nesta secção os pontos de solda foram sobrepostos em aproximadamente 2/3 de suas superfícies, a fim de se obter uma soldagem completa também em profundidade. A potência de soldagem empregada foi suficiente para que o feixe penetrasse em torno de 60% em cada lado do sentido transversal da união, como mostrado na [Figura 1](#).



FIGURA 1 - Secção transversal do corpo-de-prova soldado por laser.

Metalografia

Após a soldagem, os corpos-de-prova de Ti c.p. foram seccionados, embutidos em resina, lixados, polidos com alumina de granulação de 1m m e atacados com o reagente de Kroll.¹ A observação metalográfica da secção transversal das juntas soldadas foi realizada empregando-se microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Ensaio de dureza

Os ensaios de dureza no metal base e na junta soldada foram feitos utilizando um microdurímetro Micromet 2003 da Buehler-EUA. As amostras foram preparadas de forma semelhante àquela utilizada nos ensaios metalográficos. As impressões foram feitas em duas linhas paralelas à superfície, uma superior e outra inferior à secção transversal das amostras, de modo a analisar o comportamento da dureza no metal base, na zona afetada pelo calor e na solda.

Ensaio eletroquímico

Com o objetivo de se comparar o comportamento da resistência à corrosão do metal base e da região do cordão de solda, foram realizados ensaios eletroquímicos que consistiram na obtenção de curvas de polarização potenciodinâmica.

Para a obtenção do eletrodo de trabalho, cuja região abrangesse apenas a área da solda, foi necessário utilizar um disco de corte de precisão para separar o metal base da solda. A área geométrica exposta do eletrodo do cordão de solda foi de 0,58 mm² e a do eletrodo do metal base foi de 1,83 mm².

A célula eletroquímica utilizada foi composta de três eletrodos: o de trabalho; o de referência foi utilizado o eletrodo de calomelano saturado (ECS) (Pt,Hg/Hg₂Cl₂/KCl_{sat}) e o auxiliar um eletrodo de grafite. Como eletrólito utilizou-se uma solução aerada de NaCl 0,15 mol L⁻¹ (0,9%), substância aceita internacionalmente por simular a agressividade do ambiente bucal.

Os ensaios foram realizados à temperatura ambiente e iniciados imediatamente após a imersão dos eletrodos na solução, empregando-se velocidades de varredura de 0,001 V s⁻¹ e intervalo de potencial de -0,5 V até 3,0 V (ECS). O procedimento experimental dos ensaios eletroquímicos constou, basicamente, da montagem da célula eletrolítica conectada a um potenciostato MQPG-01, interligado a um computador através de uma interface MQI12/8PCC, da Microquímica S/A.

Resultado e Discussão

Os processos de soldagem por brasagem com maçarico, brasagem com infravermelho e TIG transferem um grande aporte de calor para a peça a ser soldada, originando uma maior zona afetada pelo calor (ZAC) no metal, e causando maiores problemas de distorção das peças.^{5,19} A soldagem por *laser* é um processo que tem como característica uma fonte de calor concentrada e, portanto, minimiza estes problemas.^{5,19}

Durante a soldagem, o feixe de *laser* produz grande intensidade de calor, em alguns milissegundos, capaz de fundir o metal-base antes que o calor possa se difundir para a região adjacente à solda que permanece à temperatura ambiente. Isto provoca um altíssimo gradiente de temperatura, causando um resfriamento muito rápido após a retirada da fonte de calor. Na soldagem por *laser* pode-se provocar taxas de resfriamento de 10^3 a 10^8 Ks⁻¹ e induzir velocidades de solidificação de 1 a 10 ms⁻¹.¹¹

A [Figura 2](#) mostra a microestrutura do metal base e do cordão de solda do Ti c.p. Pode-se observar que o metal base apresenta uma estrutura poligonal, enquanto que o cordão de solda apresenta uma microestrutura mais refinada, do tipo martensítico.

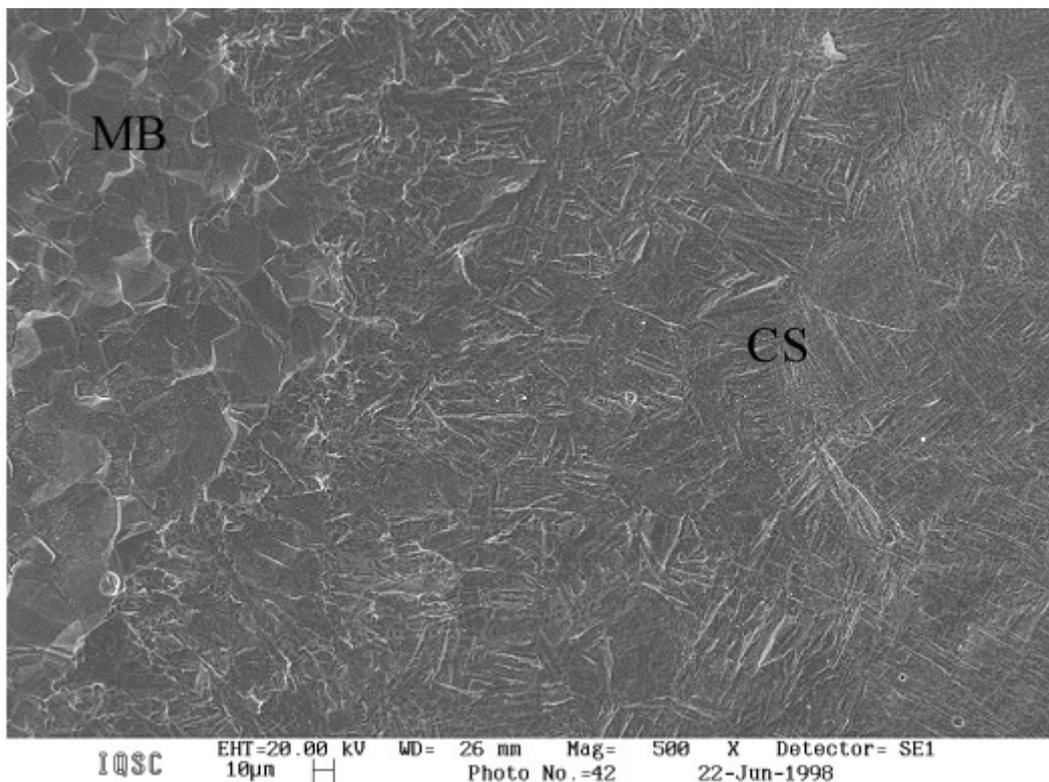


FIGURA 2- Microestrutura do metal base (MB) e do cordão de solda (CS) do Ti c.p. - 500X.

A [Figura 3](#) mostra a microestrutura martensítica no centro do cordão de solda. Esta microestrutura é condizente com a alta velocidade de resfriamento imposta pelo processo, e segundo a literatura^{3,5,13}

pode ser poligonal equiaxial, tipo Widmanstätten, alfa acicular ou alfa martensítica, de acordo com a ordem crescente de velocidade de resfriamento.

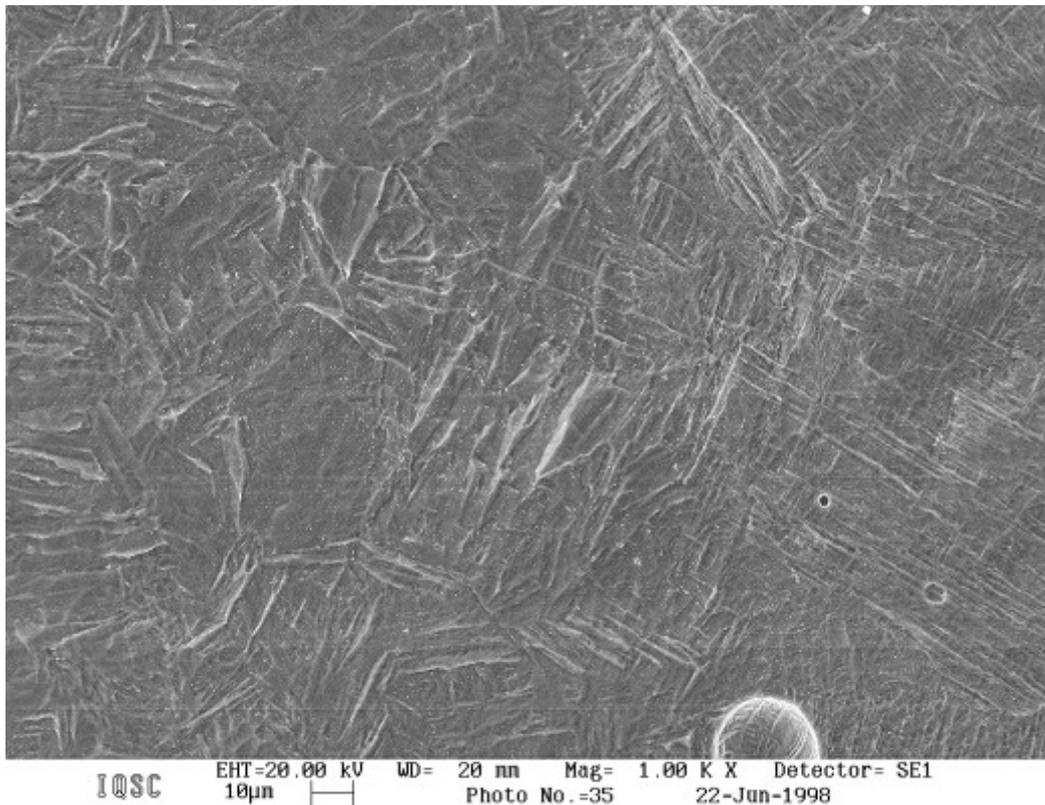


FIGURA 3 - Microestrutura do cordão de solda do Ti c.p. - 1000X.

A transformação martensítica ocorre pelo mecanismo de cisalhamento sem mudança na composição, e os movimentos atômicos que ocorrem durante esta transformação são inferiores a uma distância interatômica. Na transformação de fase de **b**-ccc para **a**-hcp, durante o resfriamento na soldagem, o mecanismo de cisalhamento introduz altas deformações no reticulado, causando uma mudança na estrutura da região transformada para uma morfologia de placas finas, estrutura martensítica, que normalmente apresenta maior dureza.¹⁶

Este fenômeno pode ser avaliado na [Figura 4](#), que mostra os perfis de dureza da secção transversal da junta soldada do Ti c.p., e na [Tabela 2](#) que apresenta os valores médios de dureza deste perfil.

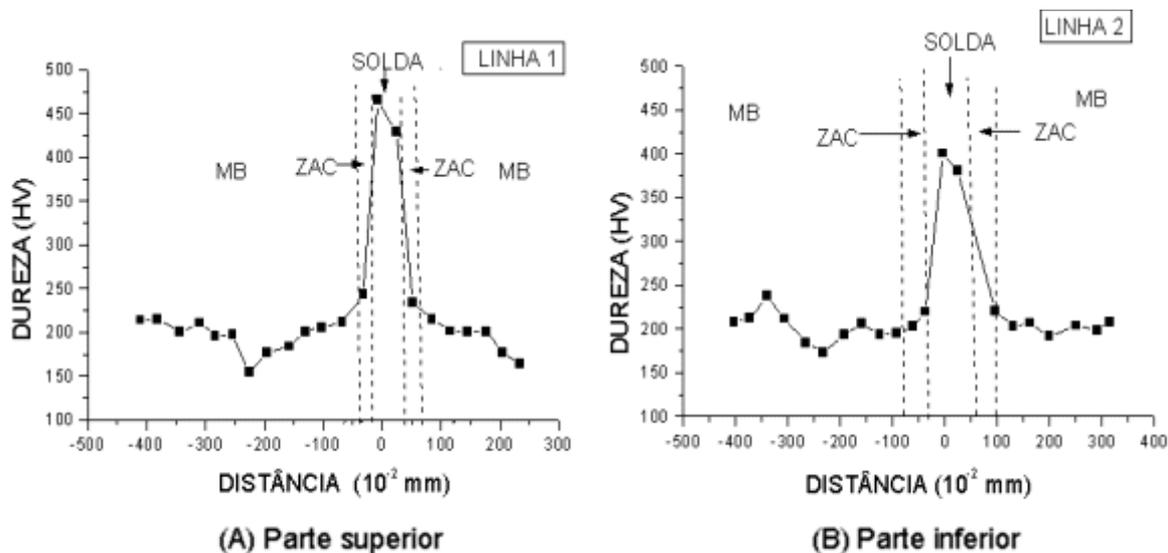


FIGURA 4 - Perfis de dureza da secção transversal com relação ao centro da solda do Ti c.p., MB = metal base, ZAC = zona afetada pelo calor.

Tabela 2 – Valores médios de dureza da junta soldada

Região	Dureza (HV)
Metal-base	199 ± 16
Cordão de solda	421 ± 34
ZAC	229 ± 11
Extensão da ZAC (mm)	0,6

Notam-se na [Figura 4](#) e na [Tabela 2](#) que a dureza foi maior no cordão de solda, diminuindo na ZAC, e atingindo valores menores no metal-base; e que o comprimento da ZAC foi de aproximadamente 0,6 mm. Este comportamento está de acordo com a microestrutura do tipo martensítica encontrada no cordão de solda, que apresenta maior dureza do que a microestrutura poligonal do metal base.

Utilizando o processo de soldagem a *laser*, Wang e Welsch²⁰ também obtiveram uma microestrutura martensítica no cordão de solda, com dureza de 420 HV, enquanto que Metzbower¹³ obteve uma dureza de 165 HV para o metal base e de 480 HV para a microestrutura do martensítica do cordão de solda, valores próximos aos obtidos neste trabalho.

A [Figura 5](#) apresenta comparativamente os resultados provenientes dos ensaios eletroquímicos para o Ti c.p., no metal base (I) e na região da solda (II). As curvas de polarização obtidas para essas regiões mostraram valores de potencial de corrosão numa faixa entre -0,106 e -0,088 V. As regiões estudadas apresentaram uma diferença de comportamento principalmente nas regiões anódicas, onde pode ocorrer a passividade destes materiais.

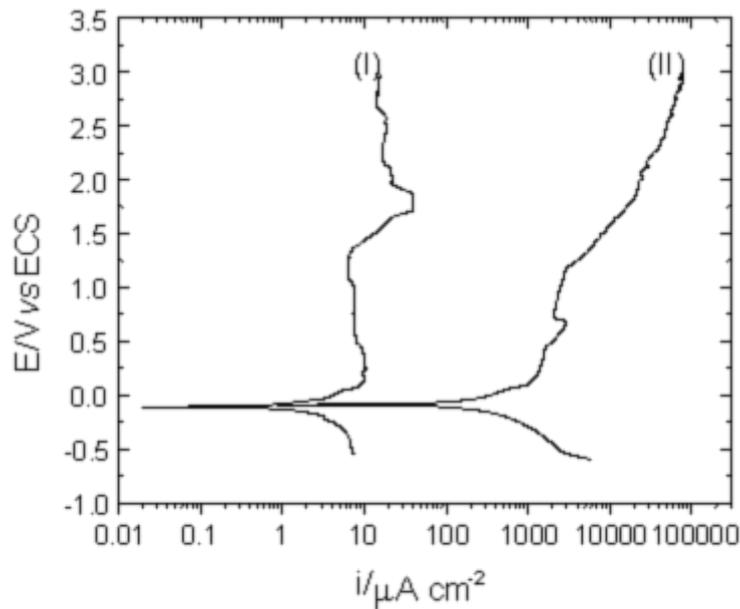


FIGURA 5 - Curva de polarização potenciodinâmica para o Ti c.p. em solução aerada de NaCl 0,9%, (I) metal base, (II) solda.

O Ti c.p. na região do metal base (I) apresenta um intervalo de potencial de 0,085 a 3 V, no qual ocorre o fenômeno de passivação, com uma variação na densidade de corrente passiva entre 10 e 20 mA cm^{-2} . Este comportamento é típico para o titânio, indicando que houve a formação de um filme de óxido que protege a superfície do metal, tornando-o resistente à corrosão em meios agressivos que contenham íons cloreto. Estes resultados estão de acordo com aqueles obtidos por Ramires.¹⁵

A [Figura 5](#) mostra também a curva de polarização para a região da solda (II) que apresenta-se deslocada para direita, com valores de densidade de corrente mais elevadas, em comparação com aqueles encontrados para o metal base. Analisando-se a mesma faixa de potencial, de 0,085 a 3 V, tem-se um grande aumento da densidade de corrente, de 1 a 100 mA cm^{-2} , indicando a grande susceptibilidade à corrosão do material soldado no meio estudado. Isto pode ser atribuído às mudanças microestruturais que o Ti c.p. sofre durante o processo de soldagem, como observado nas [Figuras 3 e 4](#).

Devido ao fato da transformação martensítica introduzir um acréscimo na energia de deformação interna do sistema, a microestrutura da região da solda apresenta maior energia interna do que a microestrutura granular do metal base, o que pode ser a causa da menor resistência à corrosão desta região.^{9, 10, 16}

Conclusão

As conclusões deste trabalho são:

- Na soldagem a *laser* do Ti c.p. tem-se uma microestrutura martensítica no cordão de solda, sendo mais refinada e de maior dureza do que no metal base.
- A microestrutura martensítica do cordão de solda é condizente com a alta taxa de resfriamento

proveniente do processo de soldagem a *laser*.

- A ZAC foi pequena, da ordem de 0,6 mm, devido ao feixe concentrado de alta energia do *laser*, que fornece um baixo insumo de calor ao metal base.
- Por apresentar maior energia interna, a microestrutura martensítica do cordão de solda apresenta menor resistência à corrosão do que a microestrutura granular do metal base no meio estudado.

BEZERRA, R. M. et al. Corrosion resistance and microstructure of the cp.Ti welded by *laser* applied for prosthesis supported by implants. *Ecl. Quím. (São Paulo)*, v.24, p.113-124, 1999.

ABSTRACT: This research was developed to study the microstructure, the hardness properties and corrosion resistance of the commercial pure titanium-cp Ti to be applied for prosthesis supported by implants submitted to *laser* welding process. In the welding area was found three different microstructure regions: the weld fusion zone, the heat affected zone (HAZ), and the base metal. The c.p. Ti revealed a more refined and hardness weld zone microstructure than that base metal area. The HAZ width were smaller when compared with brazing welding process. The electrochemical experiments showed that the weld region had a lowest corrosion resistance in NaCl 0.15 molL⁻¹ solution at room temperature.

KEYWORDS: *Laser* welding; titanium; titanium corrosion; prosthesis supported by implants; dental welding

Referências bibliográficas

- 1 AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. *Medical Devices and Services*, Standard Specification for Unalloyed Titanium for Surgical Implant Applications, Annual Book, V.13, West Conshohocken, PA, American Society for Testing Materials, F67-95, pag. 1-3, 1997.
- 2 AMERICAN SOCIETY FOR METALS, ASM Handbook: *Materials Characterization*, 9th, 1992, Cap. 10, p. 297-320.
- 3 AMERICAN WELDING SOCIETY. *Welding Handbook*. 7th, Miami: American Welding Society, 1982, v.4, cap. 6,10,11.
- 4 AMERICAN WELDING SOCIETY. *Welding Handbook*. 8th, Miami: American Welding Society, 1987, v.2, cap. 22.
- 5 AMERICAN WELDING SOCIETY. *Introductory welding metallurgy*. 3th, Miami: American Welding Society, 1979, cap. 4.
- 6 BRÅNEMARK, P.I., ZARB, G., ALBREKTSSON, T. *Tissue-integrated prostheses osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1989.
- 7 BREME, J. Titanium and titanium alloys the biomaterials of preference. 6 INTERNATIONAL

CONFERENCE ON TITANIUM, 1988, Cannes, *Proceedings*.

8 DINATO, J.C., NEISSER, M.P., PADILHA, R.Q., BOTTINO, M.A. Flexural resistance of dental alloys submitted to *laser* and conventional welding compared. THIRTEENTH ANNUAL MEETING OF THE ACADEMY OF OSSEOINTEGRATION, Atlanta, 1998. *Proceedings*.

9 FONTANA, M.G. *Corrosion Engeneering*. 3 ed., New York: Mcgraw-Hill, 1986.

10 GENTIL, V. *Corrosão*. 3.ed., Rio de Janeiro, Guanabara Dois, 1996.

11 IERARDI, M.C., GARCIA, A., COSTA, A.R., VILAR, R. Aspectos induzidos por fusão superficial com *laser* em aço ferramenta. *Metal. Materi.*, n.6, p.522-27, 1995.

12 KAMIMOTO, K. Basic study on *laser* welding of Ag-Pd-Cu-Au alloy, *Journal of Japan Prost. Soc.*, v.31, p.1143-56, 1987.

13 METZBOWER, E.A. *laser* beam welding of titanium. MATERIALS WELDABILITY SYMPOSIUM, Detroit, 1990, p. 311-18, *Proceedings*.

14 OLIVEIRA, E.J. *Bioengenharia em implantes osseointegrados*. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 1997.

15 RAMIRES, I. *Estudo de Corrosão em Biomateriais*. Araraquara, 1998, Tese (Mestrado), Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista.

16 REED-HILL, R.E. Princípios de metalúrgia física. 2 ed., Rio de Janeiro: Guanabara Dois, 1982.

17 SCHOEDER, A., SUTTER, F., KREKELER, G. *Implantologia dental*. São Paulo: Médica Panamericana, 1994, caps. 1 e 4.

18 SJÖGREN, G., ANDERSSON, M., BERGMAN, M. *laser* welding of titanium in dentistry, *Acta Odontol. Scand.*, v.46, p. 247-53, 1988.

19 WAINER, E., BRANDI, S.D., MELLO, F.D.H. *Soldagem: processos e metalurgia*. São Paulo: Edgar Blucher, 1992, cap. 8b.

20 WANG, R.R., WELSCH, G.E. Joining titanium with tungsten inert gas welding, *laser* welding and infrared brazing, *Prosthet. Dent.*, v.74, n.5, p.521-30, 1995.

Recebido em 24.3.1999.

Aceito em 13.4.1999.

* Pós-Graduação, mestrado Área Interunidades-Ciência dos Materiais - USP - São Carlos - CP.: 369

** Instituto de Química - UNESP - Araraquara - CP.: 355.

*** Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP