

Estudo Comparativo de Juntas Soldadas a TIG e Laser Empregando-se Ti com Pureza Comercial Utilizado em Prótese sobre Implantes

(A Comparative Study of TIG and Laser Weld Joints using Commercial Purity Titanium Used in Prosthesis Supported by Implants)

Alexandre Félix Fraga¹, Márcio Luiz dos Santos¹, Edson de Almeida Filho¹, Antonio Carlos Guastaldi¹

¹Universidade Estadual Paulista “Júlio De Mesquita Filho” (UNESP), Instituto de Química, Departamento de Físico-química, Grupo de Biomateriais, Araraquara, São Paulo, Brasil, affraga@yahoo.com.br

Resumo

A soldagem na Odontologia tem sido utilizada por uma grande parte dos cirurgiões-dentistas especializados na área de implantes para resolver problemas de adaptação próteses sobre implantes. O desenvolvimento de novos equipamentos de Laser e TIG para soldagem permitiram uma maior utilização destes processos na confecção de próteses. Nesse trabalho estudaram-se juntas soldadas por Laser e TIG em titânio comercialmente puro, Ti-cp, aplicado em próteses sobre implantes. As caracterizações das soldas foram realizadas por microscopia óptica, EDS com mapeamento elementar e ensaios de microdureza e tração. Através da caracterização metalográfica, no processo de soldagem a Laser o cordão de solda apresentou uma microestrutura martensítica proveniente do cisalhamento que provoca deformações no reticulado, causando uma mudança na estrutura da região transformada que determina uma morfologia de placas finas. No cordão de solda do TIG, além de apresentar uma maior dureza, observou-se a formação de uma estrutura de Widmanstätten que é característica de um modelo geométrico, resultado da formação de uma nova fase ao longo dos planos cristalográficos. A estrutura martensítica é mais refinada do que a estrutura de Widmanstätten, devido à alta velocidade de resfriamento ($\approx 10^3$ °C/s) imposta pelo processo Laser.

Palavras-chave: Titânio. TIG. Solda Laser.

Abstract: Welding in the dentistry has been used for great part of the specialized dentist-surgeons in the implants area to solve prosthesis supported by implant adaptation problems. The development of new equipments Laser and TIG allowed a larger use of these processes in the prosthesis production. In this work, it was studied welded joints made by Laser and TIG, using commercial purity titanium, cpTi, applied in prosthesis supported by implants. The weld characterizations were carried out by light microscopy, EDS – elementary mapping, microhardness and tensile test. Through metallographic characterization, the weld bead presented a martensitic microstructure in the Laser welding process, originated from shear provoked by deformations in the lattice. This caused structural changes of the transformed area, which determines a fine plate-like morphology. In the weld bead from TIG, besides presenting higher hardness, was observed formation of Widmanstätten structure, which is characteristic of a geometric model, resulted of new phase formation along of the crystallographic plans. The martensitic structure is more refined than Widmanstätten structure, due to the high-speed cooling (10^3 °C/s) imposed by the Laser process.

Key-words: Titanium. TIG. Laser welding.

1. Introdução

A reposição de perdas dentárias com próteses suportadas por implante tem crescido marcadamente desde o advento dos implantes osseointegrados na década de 60. Isto foi devido ao desenvolvimento de técnicas seguras e confiáveis no campo dos Biomateriais. Os materiais utilizados em implantes devem ser biocompatíveis e apresentar propriedades mecânicas e de corrosão adequadas. Dentre os materiais utilizados com sucesso para esta finalidade, têm-se o aço inoxidável, ligas de ouro, ligas de prata, ligas de tântalo,

titânio e suas ligas [1].

Além da biocompatibilidade, uma prótese sobre implante deve possuir biofuncionalidade, ou seja, a capacidade de desempenhar apropriadamente a função para a qual foi projetada. 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 o mais perfeita possível, de tal modo que esta ocorra de forma exata e passiva [2, 3]. A distribuição das componentes das forças deve ser uniforme sobre a estrutura para minimizar os efeitos danosos como reabsorção e fratura óssea, bem como o deslocamento e a fratura da prótese ou do implante. Em tratamentos com

(Recebido em 03/03/2007; Texto Final em 31/07/2007).

implantes, as causas mais comuns de insucesso envolvem forças excessivas, aplicação muito rápida de forças, esquema oclusais falho, estrutura não assentado passivamente ou próteses com pouca retenção [3]. Portanto, a dificuldade de se obter a adaptação em peças protéticas, principalmente nas mais extensas como os monoblocos fundidos, é o fator responsável pelo grande número de 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 grande parte dos cirurgiões-dentistas especializados na área de implantes 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 prótese [4, 5]. Dentre as técnicas mais utilizadas, com esta finalidade, temos a brasagem, soldagem a arco elétrico com eletrodo não consumível de tungstênio-TIG, feixe de elétrons e o Laser. As três primeiras técnicas transferem grande quantidade de calor à peça, gerando uma zona afetada pelo calor-ZAC de

grandes dimensões e problemas de distorção [6-8]. O feixe de elétrons e o Laser, por serem fontes de calor concentrado, minimizam esses problemas no processo de soldagem com feixe de elétrons apresenta a desvantagem de necessitar de câmara de vácuo [8].

A utilização do processo de soldagem por Laser foi introduzida na Odontologia no final dos anos 80, com o desenvolvimento de equipamentos de maior confiabilidade e baixo custo, que permitiu a soldagem de um grande número de metais e peças protéticas [9-11]. No Brasil, a soldagem a Laser na odontologia foi introduzida em 1997 [12], e tem sido empregada em substituição aos demais processos de soldagem, principalmente ao de brasagem, na confecção de peças protéticas. Por ser uma técnica recente, existe a necessidade de novas pesquisas sobre a metalurgia, as propriedades mecânicas, resistência à corrosão e a biocompatibilidade das juntas soldadas a Laser. Estas pesquisas permitirão a obtenção de juntas de melhor qualidade e durabilidade, e a ampliação dos conhecimentos sobre a soldabilidade dos materiais, propiciando o desenvolvimento de próteses que executem adequadamente sua biofuncionalidade.

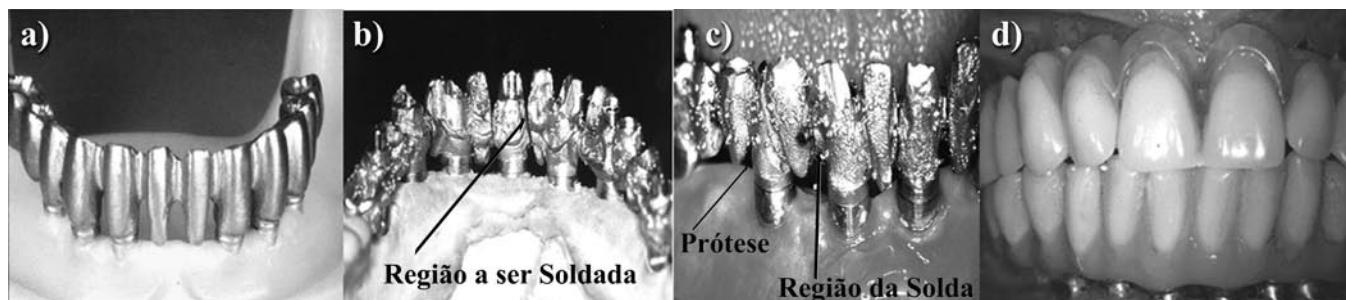


Figura 1. a) Prótese posicionada em molde de gesso para ser submetida a secção de cortes. b) Segmentos de prótese seccionados para ser submetido a soldagem. c) Prótese já soldada na boca do paciente. d) Fixação final da prótese sobre os implantes na boca.

Tabela 1. Processos de soldagem utilizados na odontologia e suas características.

Processo	Fontes de Calor	Tipo de Corrente	Agente Protetor ou de corte	Outras Características	Aplicações
Soldagem TIG	Arco elétrico	Contínua ou alternada. Eletrodo -	Argônio, Hélio ou misturas destes.	Manual ou automática. Eletrodo não consumível de tungstênio. O arame é adicionado separadamente.	Soldagem de todos os metais, exceto Zn, Be e suas ligas, espessura entre 1 a 6 mm. Soldagem de não ferrosos e aço inox. Passe de raiz de soldas em tubulações.
Soldagem por feixe de elétrons	Feixe de elétrons	Contínua. Alta tensão. Peça +	Vácuo (10^{-4} Hg mm).	Soldagem automática. Não há transferência de metal. Feixe de elétrons focalizado em um único ponto.	Soldagem de todos os metais, exceto caso de evolução de gases ou vaporização excessiva, a partir de 25mm de espessura. Indústria nuclear e aeroespacial.
Soldagem a laser	Feixe Laser		Argônio ou hélio	Como acima	Como acima.

1.1 - Aplicação Clínica

Na Figura 1 é mostrada as etapas de corte, soldagem, aplicação da porcelana e adaptação na boca do paciente.

1.2 - Soldagem

Soldagem é o processo de união de materiais usado para obter a coalescência (união) localizada de metais e não-metais, produzidos por aquecimento até uma temperatura adequada, com ou sem utilização de metal de adição [7]. A Tabela 1 mostra os processos de soldagens utilizados na odontologia.

Cada processo apresenta suas vantagens e desvantagens e a escolha do processo a ser utilizado na soldagem de próteses deve preencher os seguintes requisitos [6, 8]:

- Gerar uma quantidade de energia capaz de unir dois metais similares ou não, sem causar distorção na peça;
- Propiciar o controle da metalurgia de soldagem, para que a solda alcance as propriedades desejadas (qualidade da junta);
- Custo do equipamento de soldagem.

1.3 - Soldagem a Laser

O Laser de rubi surgiu em 1960, mas somente no início dos anos 80 o processo de soldagem a Laser foi desenvolvido [14, 15]. Os tipos de Laser mais empregados para soldagem são os de CO₂ e de Nd:YAG, sendo este último o mais apropriado para este tipo de trabalho (soldagem de prótese odontológica) devido ao alto rendimento quando comparado com outros processos de soldagem a Laser [16, 17]. A soldagem a Laser é um processo de união baseado na fusão localizada da junta por um feixe de luz coerente, monocromático e concentrado, de alta energia.

1.4 - Soldagem TIG

O processo de soldagem TIG obtém a união de materiais metálicos pelo seu aquecimento e fusão localizados através de um arco elétrico estabelecido entre um eletrodo de tungstênio não consumível e a peça de trabalho. A proteção do

eletrodo e da poça de fusão contra a oxidação por agentes externos é feita por um gás inerte, geralmente argônio, hélio ou uma mistura destes.

2. Materiais e Métodos

O Titânio empregado neste estudo foi fornecido pela Dentaurum, intitulado Titânio comercialmente puro- (Ti c.p.) grau 2. Este material é específico para aplicação odontológica.

2.1 - Elaboração dos Corpos de Prova

Os corpos-de-prova consistiram de cilindros com dimensões de 20 mm de comprimento e 3 mm de diâmetro, fundidos por plasma skull e moldados através do método de cera perdida[5]. Os corpos de prova foram soldados em juntas de topo [13].

2.2 - Soldagem a Laser

A soldagem a Laser foi realizada em uma máquina de soldagem desenvolvida pela Dentaurum modelo DL 20002S que possui um Laser pulsado ou contínuo de Nd:YAG. As condições de soldagem empregadas seguiram as recomendações do fabricante que são apresentadas na Tabela 2.

2.3 - Soldagem TIG

Para o procedimento de soldagem TIG foi utilizada uma máquina de solda inversora AUTOGÊNIC-JVM, que produz uma corrente de soldagem baixa ideal para soldagens em odontologia. O arco é acesso por um ignitor de alta frequência (sem contato). A Tabela 3 mostra os procedimentos de soldagem adotados para esse trabalho.

2.4 - Análise Metalográfica

Após a soldagem, os corpos-de-prova foram seccionados, lixados, polidos e atacados com reagente de

Tabela 2. Condições de soldagem fornecidas pelo fabricante.

	Duração do feixe Laser (ms)	Tensão(V)	Potência (kW)
Ti cp	12	270	4,32

Tabela 3. Parâmetros de Soldagem utilizados para Ti cp.

Variáveis do Processo	Condições de Soldagem
Tipo de eletrodo e distância entre Eletrodo e o metal base.	Eletrodo de Tungstênio Torinado com 1 mm de diâmetro, afastado 3 mm da peça(pólo negativo)
Corrente	Corrente Contínua de 43 A
Pré-Vazão de Argônio	3 segundos
Pós-Vazão de Argônio	5 segundos
Tempo de Solda (cada ponto)	5 segundos
Vazão de Argônio	6 litros/minuto

Kroll para revelar a microestrutura[19]. A microscopia óptica foi realizada em um microscópio da Carl Zeiss Jena, modelo Neophot 30 com aumento de até 1000x, com uma câmera fotográfica acoplada, de igual procedência. O Mapeamento Elemental e o EDS foram realizados em um microscópio JEOL-JSM, modelo T-330 A, que tem acoplado um Espectrômetro de Energia Dispersiva.

2.5 - Ensaios de Tração e ensaio de Microdureza

A microdureza foi realizada utilizando-se o método de dureza Vickers (HV) num Microdurímetro Leica – ANTON PAAR GmbH, modelo MHT-4 aplicando-se uma força de 500N. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de tração a uma velocidade de deslocamento do atuador de 1,0 mm/min em uma Máquina Universal de Ensaios (EMIC) da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP.

3. Resultados e Discussões

3.1 - Análise metalográfica

A Figura 2 mostra os corpos-de-prova soldados a TIG e Laser. Visualmente nota-se que a solda Laser apresenta uma área afetada pelo calor menor do que a solda TIG. Evidencia-se também um acabamento melhor para a solda Laser, sem respingos e escória.

A Figura 3a e 3b mostra a região da interface entre

o metal base e o cordão de solda. Nesta interface não se observa uma microestrutura que caracterize a zona afetada pelo calor (ZAC). Nesta figura pode-se observar que o Ti c.p. apresenta estruturas distintas no cordão de solda para ambos os processos. Nota-se uma estrutura mais refinada para o cordão de solda (mostrado em detalhe na Figura 4) e uma microestrutura bruta de fusão para o metal base, em virtude do processo de fundição por plasma skull ao qual o Ti c.p. foi submetido. Neste processo o Ti c.p. é elevado a altas temperaturas e não há o controle de resfriamento após a fundição.

As microestruturas que podem ser obtidas na soldagem de acordo com a ordem crescente de velocidade de resfriamento podem ser: poligonal equiaxial, Widmanstätten e alfa Martensítica [21, 22]. Na Figura 4a temos uma morfologia de agulhas finas que é condizente com a microestrutura martensítica que é condizente com a alta taxa de resfriamento imposta pelo processo Laser. 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 α -ccc para β -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 [22]. Na Figura 4b, tem-se a estrutura de Widmanstätten resultado da taxa de resfriamento imposta pelo processo TIG (2,6 x

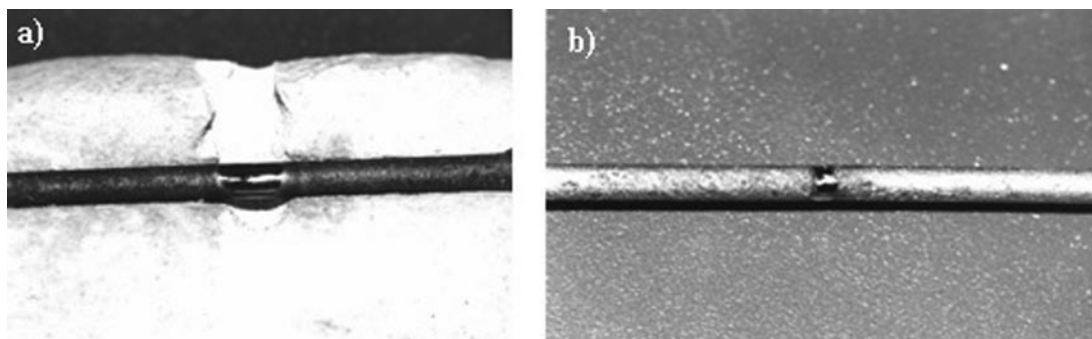


Figura 2 – Corpos-de-prova. a) Solda TIG. b) Solda Laser.

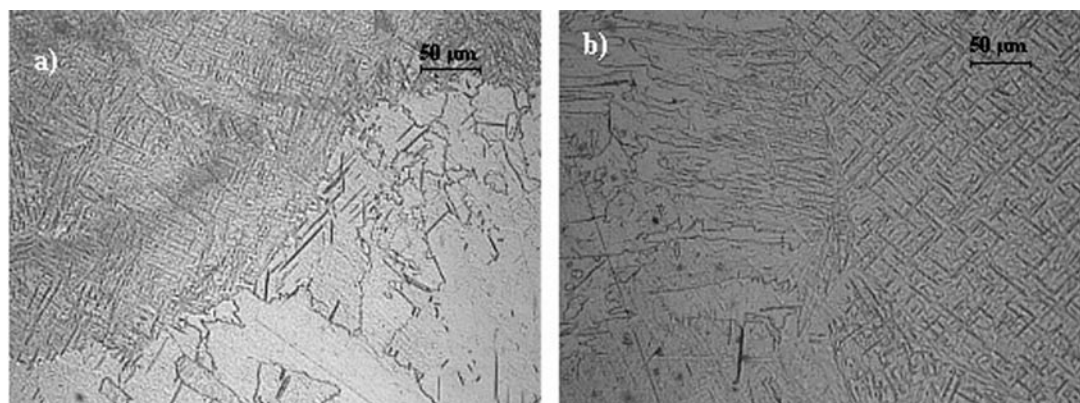


Figura 3. Interface entre metal base e região da solda.

a) Solda Laser, M.O.; b) Solda TIG, M.O. Ambas foram submetidas ao ataque Kroll.

10¹) que é menor que a do processo Laser. A estrutura de Widmanstätten é caracterizada por um modelo geométrico em forma de agulhas, resultado da formação de uma nova fase ao longo dos planos cristalográficos do metal antes de se fundir [19].

A Figura 5 apresenta a análise de EDS-Mapeamento elemental realizado na região da solda Laser (Figura 5a) e região da Solda TIG (Figura 5b). Nota-se que o titânio é o elemento predominante.

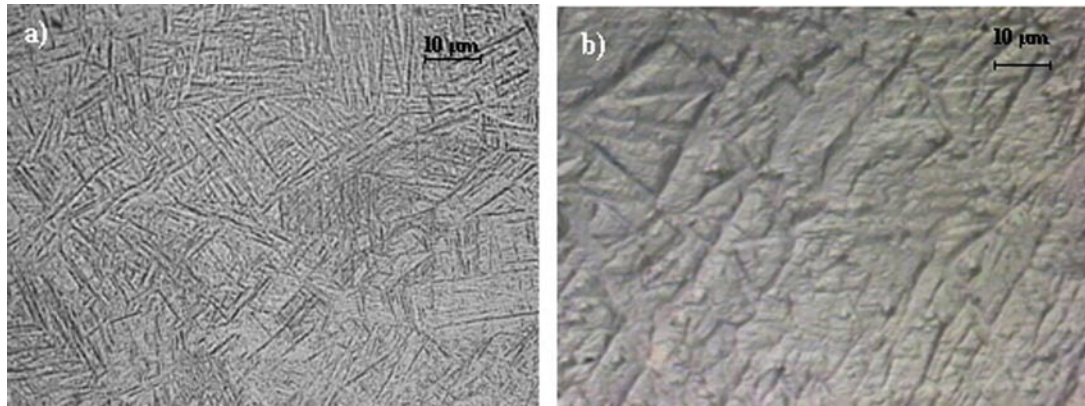


Figura 4. Região do cordão de solda

a) Solda Laser, M.O.; b) Solda TIG, M.O. Ambas foram submetidas ao ataque Kroll.

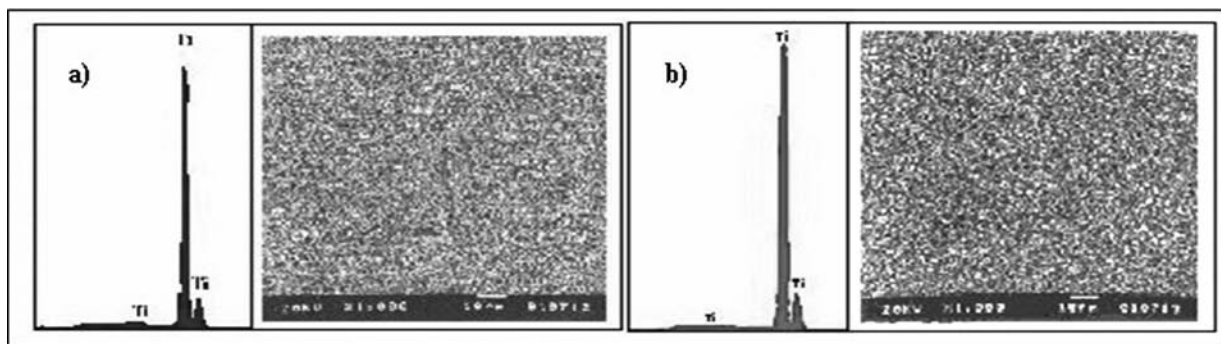


Figura 5. EDS-Mapeamento Elemental da área obtida no M.E.V. a) Solda Laser b) Solda TIG.

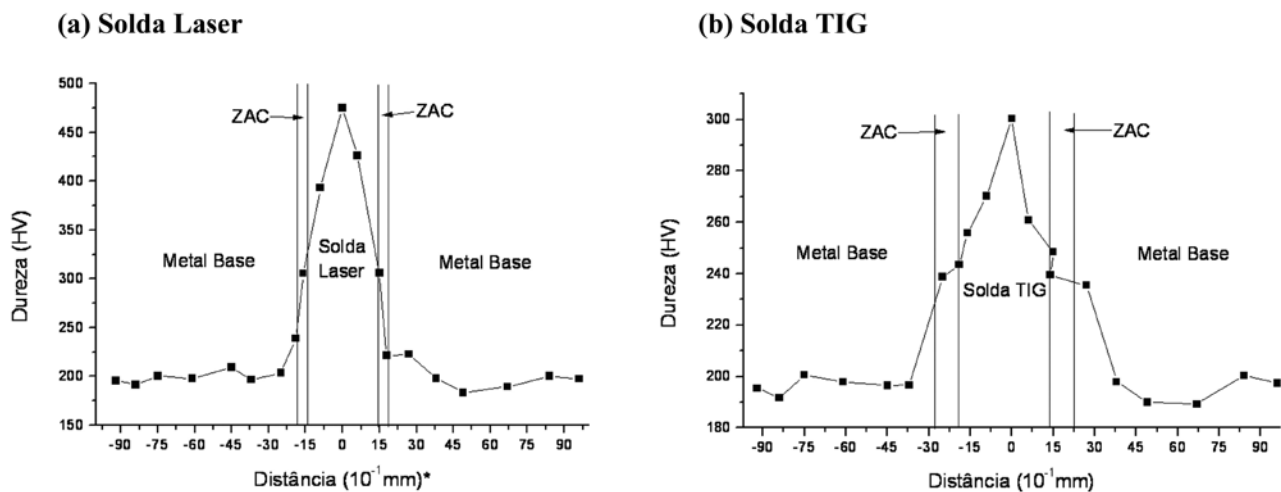


Figura 6. Valores de dureza em função da distância ao longo do corpo-de-prova (A parte negativa do gráfico corresponde ao lado esquerdo da junta soldada, tendo como ponto inicial (zero) o ponto central do cordão de solda)

3.2 - Ensaio de Microdureza

A Figura 6 apresenta a secção transversal dos corpos-de-prova do Ti c.p., onde os valores de dureza possibilitaram a identificação de três regiões distintas: Metal Base, ZAC e Região da Solda. Os valores de dureza foram maiores para a região da solda e foram decrescendo ao longo do corpo-de-prova atingindo valores menores para o Metal Base. Na Figura 6a pode-se notar uma ZAC pequena da ordem de 0,8

mm para soldagem a Laser e 1,7 mm para os corpos-de-prova soldados por TIG mostrado na figura 6b. A Tabela 4, por sua vez, mostra os valores médios da dureza nas três áreas distintas do corpo-de-prova. Estes comportamentos de dureza estão condizentes com as microestruturas martensítica e de Widmanstätten encontrado nos cordões de solda, com maior dureza do que a microestrutura bruta de fusão encontrada para o metal base.

3.3 - Ensaios de Tração

No ensaio de resistência à tração, a ruptura na região da solda ocorreu em apenas quatro corpos-de-prova, dois soldados pelo método Laser e dois pelo processo TIG. Na Tabela 5 estão os resultados da tensão de ruptura das condições de soldagem a Laser, do processo a TIG e do metal base. Pela análise da Tabela 6 verifica-se que os corpos-de-prova sem solda foram menos resistentes, quando comparados aos que receberam a solda, ficando evidente a natureza dúctil do titânio. As soldagens pelo método TIG foram as que apresentaram os maiores valores de tensão de ruptura.

4. Conclusões

- A soldagem a Laser transfere menor quantidade de calor à peça soldada do que o processo TIG, o que ocasiona menores distorções e diminui o tamanho da ZAC;
- Ambos processos garantem uma boa proteção contra

oxidação confirmados pela análise de EDS- Mapeamento Elementar que mostraram apenas a presença do Titânio como elemento predominante;

- A dureza da soldagem a Laser foi maior do que no processo TIG em virtude da maior velocidade de resfriamento condizente com a microestrutura martensítica encontrada no cordão de solda;

- Os valores 1,7 mm e 0,8 mm para as ZAC são considerados baixos, devido à baixa quantidade de calor transferido a peça;

- A região de solda em ambos processos apresentaram valores maiores de tensão de ruptura quando comparados com o metal base;

- Embora o processo TIG seja de custo mais acessível em relação ao processo Laser, o Laser apresenta um método mais eficiente para soldagem de próteses odontológicas tendo em vista que produz uma solda de maior qualidade e acabamento liso (sem respingos e escórias), além de minimizar as transformações metalúrgicas na prótese, já que o insumo de calor transferido a peça é baixo.

5. Referências Bibliográficas

- [1] SCHOEDER, A.; SUTTER, F.; KREKELER, G. Implantologia dental, São Paulo: Médica Panamericana, Cap. 1,4, 1994.
- [2] BRANEMARK, P. I.; ZARB, G.; ALBREKTSSON, T. Tissue-integrated prostheses osseointegration in clinical dentistry, Quintessence Publishing Co, Inc., Chicago, USA, 1989.

Tabela 4. Valores Médios de Dureza em Vickers(HV)

Região	Solda Laser	Solda TIG
Metal Base	196 ± 10	196 ± 10
ZAC	252 ± 24	237±16
Cordão de Solda	420 ± 30	284 ± 31
Tamanho da ZAC	0,8mm	1,7mm

Tabela 5. Valores da tensão de ruptura em MPa do Ti-cp.

Corpos de Prova	Laser	TIG	sem solda
1	406,5	669,3	515,1
2	550,1	365,3	537,3
3	556,7	562,0	451,7
4	507,9	541,0	436,1
5	557,6	559,1	381,2
6	554,5	485,2	543,5
7	462,4	512,6	480,8
8	512,0	727,4	438,0
9	440,2	319,4	536,0
10	393,4	494,5	441,8
X	494,1	526,6	476,2

- [3] OLIVEIRA, E. J. Bioengenharia em implantes osseointegrados, Rio de Janeiro: Pedro Primeiro Ltda, 1997.
- [4] SOUZA, P. C. R. D.; GUASTALDI, A. C., Estudo de ligas odontológicas aplicadas em próteses sobre implantes soldadas por Laser e brasagem: 1999. (tese de doutorado) Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
- [5] SANTOS, M. L.; GUASTALDI, A. C., Estudo de corrosão das juntas soldadas a Laser e brasagem utilizando-se ligas metálicas odontológicas empregadas em próteses sobre implantes: 2002. (Dissertação de mestrado), Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
- [6] OKOMURA, T.; TANIGUCHI, C. Engenharia da soldagem e aplicações, Rio de Janeiro: LTC – Livros técnicos e científicos S/A, 1982.
- [7] MARQUES, P. V. Tecnologia da soldagem, Belo Horizonte: ESAB, 1991. cap. 1, 9, 14, 15.
- [8] WAINER, E.; BARNDI, S. D.; MELLO, F. D. H. Soldagem: processos e metalúrgica, São Paulo: Edgar Blucher, 1992. Cap. 8b.
- [9] KAMIMOTO, K. Basic study on laser welding of Ag-Pd-Cu-Au alloy, Journal of Japan Prosthodontic Society, v. 31, 1987, p. 1143-1156.
- [10] SJÖGREN, G. ; ANDERSSON, M.; BERGMAN, M. Laser welding of titanium in dentistry, Acta Odontologica Scandinavica, v. 46, p. 247-253, 1988.
- [11] DOBBERTIN, H.; KUCHAR, B.; ZUHRT, R. The welding of cobalt-chromium and silver palladium alloys using a solid-state laser. Zahn-Mund-Kieferheilkd-Zentralbl. v. 78 n. 3, p. 259-261, 1990 (Abstract).
- [12] DINATO, H. NEISSER, M. P.; PADILHA, R. Q.; BOTTINO, M. A. Flexural resistance of dental alloys submitted to laser and conventional welding compared. Proceedings: Thirteenth Annual Meeting of the Academy of Osseointegration, Atlanta, Georgia, USA, march 5-7, 1998.
- [13] BAULY, J.C., seminário: Introdução a tecnologia da soldagem. 2003.
- [14] AMERICAN WELDING SOCIETY. Welding Handbook., Miami, FL, American Welding Society, v. 2, cap. 22, 1991.
- [15] YANG W.; MESSLER JR., R. W.; FELTON, L. E. Laser beam soldering behavior of eutectic Sn-Ag solder. Welding Journal, v.74, n.7, p 224s-229s, 1995.
- [16] GIMENES J.R., RAMALHO L., JOAQUIM, J. Comparação entre os Processos Laser e Feixe de Elétrons Aplicado a Soldagem de Aços, Revista Tecnologia & Soldagem, set,out,nov./94
- [17] GIMENES J.R., TREMONTI, L. Aplicações de Laser na Indústria Automobilística, Revista Soldagem & Materiais, vol. 2, n.4, 1994.
- [18] AMERICAN WELDING SOCIETY. Welding Handbook. v. 4, Miami, FL, American Welding Society, 1992. cap. 6,10,11.
- [19] LOPES, M.A. Estudo de juntas soldadas a Laser dos biomateriais Ti cp e Ti-6Al-4V empregados em próteses sobre implantes: 2002. 198 p. (Tese de Doutorado) Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
- [20] METZBOWER, E.A. Laser beam welding of titanium, materials weldability symposium, Detroit, 1990, p. 311-318.
- [21] 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.
- [22] REED-HILL, R.E. Princípios de metalúrgia física. 2 ed., Rio de Janeiro: Guanabara Dois, 1982.