Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

RESISTÊNCIA MECÂNICA E DESAJUSTE MARGINAL DO TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO SUBMETIDO A DOIS MÉTODOS DE
SOLDAGEM: TIG E LASER

Juliana Abdallah Atoui

Ribeirão Preto
2008

Juliana Abdallah Atoui

RESISTÊNCIA MECÂNICA E DESAJUSTE MARGINAL DO TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO SUBMETIDO A DOIS MÉTODOS DE
SOLDAGEM: TIG E LASER.

*Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Doutor em
Odontologia, área de concentração:
Reabilitação Oral.*

Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon

***Ribeirão Preto
2008***

Ficha catalográfica

Atoui, Juliana Abdallah

Resistência mecânica e desajuste marginal do titânio comercialmente puro submetido a dois métodos de soldagem: TIG e Laser. Ribeirão Preto, 2008.

155 p: il; 28 cm

Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon

Tese apresentada no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia. Área de concentração: Reabilitação Oral.

1. Titânio, 2. Implantes osseointegráveis, 3. Desajuste marginal,
4. Resistência mecânica, 5. Soldagem a laser (Nd:YAG),
6. Soldagem a tungstênio gás inerte (TIG).

JULIANA ABDALLAH ATOUI

RESISTÊNCIA MECÂNICA E DESAJUSTE MARGINAL DO TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO SUBMETIDO A DOIS MÉTODOS DE
SOLDAGEM: TIG E LASER.

*Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Ribeirão Preto da Universidade de São
Paulo, para obtenção do título de Doutor em
Odontologia, área de concentração:
Reabilitação Oral.*

Data da Aprovação: __/__/__.

Banca Examinadora

1) Prof. Dr.: Osvaldo Luiz Bezzon

Professor Titular do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

2) Prof.(a). Dr.(a) : _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof.(a) Dr.(a) : _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof.(a) Dr.(a) : _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof.(a) Dr.(a) : _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

“O Senhor é o meu rochedo, o meu lugar forte, o meu libertador; o meu Deus, a minha fortaleza, em quem confio; o meu escudo, a força da minha salvação e o meu alto refúgio”.

(Salmo 18, 2)

Dedicatória

*Aos meus pais, **Abdallah e Bouchra**, pelo incentivo e apoio em todos os momentos da vida de seus filhos. A vocês, pai e mãe, que renunciaram muito, investiram até o que não podiam, doaram-se a nós por completo, não seria possível somente agradecer. A vocês, minha vida, meu respeito, amor e eterna gratidão.*

*Aos meus irmãos, **Susana, André e Cristiane**, meu cunhado, **Luiz** e minha sobrinha **Beatriz**, pelo carinho, compreensão, apoio e amizade ilimitada que nos une. Vocês acompanham todos os meus passos, torcendo e vibrando com minhas conquistas. São a minha certeza de que haverá alguém verdadeiramente meu. Que nossos sentimentos de união, amor e fraternidade sejam eternos.*

*A você, **Milton** pela paciência, pelo apoio profissional, por todo amor e carinho.*

Senhor, obrigada por me presentear com pessoas tão maravilhosas em minha vida.

Dedico este trabalho.

Agradecimento Especial

Ao Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon, obrigada pela oportunidade de tê-lo como orientador, pelo orgulho de poder citá-lo como um dos responsáveis pela minha formação e pela confiança depositada em mim. Como professor, pesquisador e diretor desta Faculdade, o meu respeito e admiração crescem a cada dia. Querido e procurado por todos, porque está de portas sempre abertas, pronto para ajudar. Admirado e respeitado pelo seu vasto conhecimento científico. Que a vida recompense em dobro tudo o que faz por nós.

*"Um galo sozinho não tece a manhã:
ele precisará sempre de outros galos.*

*De um que apanhe esse grito que ele
e o lance a outro: de um outro galo
que apanhe o grito que um galo antes
e o lance a outro; e de outros galos
que com muitos outros galos se cruzam
os fios de sol de seus gritos de galo
para que a manhã, desde uma tela tênue,
se vá tecendo, entre todos os galos.*

*E se encorpando em tela, entre todos,
se erguendo tenda, onde entrem todos, no toldo
(a manhã) que plana livre de armação.*

*A manhã, toldo de um tecido tão aéreo
que, tecido, se eleva por si: luz balão".*

(Tecendo a Manhã -João Cabral de Melo Neto)

Ao amigo e supervisor Prof. Dr. Wilson Matsumoto por ter dividido comigo sua experiência clínica que enormemente contribuiu para complementação deste curso de Doutorado.

À Profa. Dra. Valéria Oliveira Pagnano de Souza, amiga e co-orientadora, que se dispôs a auxiliar-me em várias etapas deste estudo. Suas orientações foram essenciais e muito valiosas.

À Profa. Dra. Iara Augusta Orsi, amiga e co-orientadora, pelo auxílio na análise estatística, empenho nas correções e sugestões que contribuíram muito neste trabalho.

Aos Profs. Dr (es). Alexandre Elias Trivellato e Cássio Edvard Sverzut, do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da FORP/USP, pela oportunidade de participar dos cursos de Especialização e Implantodontia.

*Aos **pacientes** dos cursos de especialização em cirurgia e aperfeiçoamento em implantodontia do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da FORP/USP, pela verdadeira paciência e confiança depositada em mim.*

Serei eternamente grata a vocês.

Agradecimientos

*À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo,
na pessoa de sua Diretoria, Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon.*

*À Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade
de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na pessoa da Profa. Dra.
Iara Augusta Orsi.*

*À vice-coordenação do curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da
Faculdade de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na pessoa da Profa. Dra.
Helena de Freitas Oliveira Paranhos.*

*Ao Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, da Faculdade de Odontologia
de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), que contribuiu
enormemente para complementação deste trabalho.*

*Aos professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da
FORP/USP.*

*Ao técnico José Luiz de Godoy, do Laboratório de Fundição, pela ajuda na
realização das fundições.*

Aos colegas do curso: Hílmo, Érica, Elisabete, Alessandra, Adriana, Ana Maria, Carla, Flaviane, Giselle, Sérgio, Sérgio Jaime, Ronaldo, da minha Turma de Doutorado em Reabilitação Oral do Departamento de Materiais Dentários e Prótese.

À Regiane Tirado e Ana Paula Xavier, secretárias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela gentileza.

À Isabel e Regiane, funcionárias da Secção de Pós-Graduação da FORP/USP, sempre prestativas.

Aos funcionários: Ana Paula Macedo, Serginho, Lício, Marcelo, Paulo Sérgio, Paulinho, Eduardo, Fernando, Cléber, Verinha, José, Aracy, Sueli, Zilda, Laura, Malu, Renata, Gledson, Edson Volta e Ricardo, pela ajuda durante o curso de pós-graduação.

A todos que de alguma forma contribuíram, direta ou indiretamente, para a realização deste trabalho.

Que Deus esteja sempre presente no coração de todos vocês, trazendo-lhes uma vida abençoada, repleta de paz e felicidade.

Agradecimento à Comissão de Aperfeiçoamento e Pesquisa do Ensino Superior (CAPES) e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP - processos n^{os}. 06/55785-9 e n^o. 06/55784-2); agências financiadoras, sem as quais não seria possível a realização deste trabalho.

Posso ter defeitos, viver ansioso e ficar irritado algumas vezes, mas não esqueço de que minha vida é a maior empresa do mundo. E que posso evitar que ela vá à falência.

Ser feliz é reconhecer que vale a pena viver, apesar de todos os desafios, incompreensões e períodos de crise.

Ser feliz é deixar de ser vítima dos problemas e se tornar um autor da própria história.

É atravessar desertos fora de si, mas ser capaz de encontrar um oásis no recôndito da sua alma.

É agradecer a Deus a cada manhã pelo milagre da vida.

Ser feliz é não ter medo dos próprios sentimentos.

É saber falar de si mesmo.

É ter coragem para ouvir um não. É ter segurança para receber uma crítica, mesmo que injusta.

Pedras no caminho?

Guardo todas, um dia vou construir um castelo...

Fernando Pessoa

Resumo

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito da soldagem TIG (“tungsten inert gas”) e compará-la com soldagem a laser, em hastes cilíndricas e supra-estruturas implanto-suportadas, confeccionadas em titânio comercialmente puro (Ti cp) por meio dos ensaios de resistência mecânica (tração e flexão) e desajuste marginal, respectivamente. Foram confeccionados noventa corpos-de-prova em titânio cp, sendo sessenta, na forma de hastes cilíndricas, obtidas por fundição de hastes de latão, e trinta na forma de supra-estruturas implanto-suportadas, obtidas por modelo de gesso com quatro análogos de implantes Microunit (Conexão), com dez repetições para cada grupo (controle, solda TIG, solda a Laser). Para a obtenção dos corpos-de-prova, foi realizada inclusão em revestimento Rematitan Plus, de acordo com as instruções fabricante. Os anéis foram submetidos aos ciclos térmicos e posicionados na máquina de fundição (Rematitan), sob arco voltaico, vácuo e atmosfera de argônio, com injeção de titânio sob vácuo-pressão. Após resfriamento, as fundições foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio. Os corpos-de-prova obtidos em forma de hastes cilíndricas foram distribuídos aleatoriamente, em três grupos, para ambos os ensaios, resistência à tração e flexão: grupo controle (sem solda), solda TIG e solda a Laser. As trinta supra-estruturas foram divididas aleatoriamente em três grupos: I- controle - monobloco; II-B- pós-soldagem TIG e III-B- pós-soldagem a Laser; os grupos II-A e III-A, foram constituídos dos espécimes antes do processo de soldagem: II-A- pré-soldagem TIG e III-A- pré-soldagem a Laser. Os dados obtidos para o Ensaio de Tração (MPa) foram analisados estatisticamente pelos testes ANOVA e Tukey ($\alpha = 0,05$). O teste complementar de Tukey ($p = 0,05$) evidenciou que houve diferença entre o grupo controle ($605,84 \pm 19,83$) e os métodos de soldagem TIG ($514,90 \pm 37,76$) e Laser ($515,85 \pm 62,07$). Para o Ensaio de Flexão (MPa), o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os processos de soldagem TIG (1559,66) e Laser (1621,64), contudo a diferença foi significativa entre estes grupos e o controle (1908,75). Para análise dos resultados do desajuste marginal (μm) das supra-estruturas implanto-suportadas, o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis revelou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos pós-soldagem TIG (250) e pós-soldagem Laser (241), entretanto, o grupo controle (770) apresentou o maior desajuste. Pelos resultados obtidos e dentro das limitações deste estudo, pode-se afirmar que a soldagem a TIG propicia a obtenção de resultados similares à soldagem a Laser.

Palavras-chave: Titânio, Implantes osseointegráveis, Desajuste marginal, Resistência mecânica, Soldagem a laser (Nd:YAG), Soldagem TIG (tungstênio gás inerte).

Abstract

ATOUI, J.A. Resistência mecânica e desajuste marginal do titânio comercialmente puro submetido a dois métodos de soldagem: TIG e Laser. 2008. 155p. Tese Doutorado – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

“Mechanic resistance and marginal misfit of pure Ti submitted to two welding methods TIG and Laser.”

The aim of this study was to evaluate the effect of TIG welding (tungsten inert gas) and compare it with Laser welding, of the cylindrical rods and implant-supported frameworks, obtained by in commercially pure titanium (cp) through the mechanical resistance (tensile and flexural strength) and misfit marginal, respectively. Ninety specimens have been fabricated titanium cp, and sixty, cylindrical rods, obtained by casting of the brass rods, and thirty implant-supported frameworks, obtained by plaster die with four similar - Microunit implants (Connection), with ten repetitions for each group (control, TIG welding, laser welding). The specimens were invested in Rematitan Plus, according to the manufacturer instructions. The rings were subjected to thermal cycling and positioned in the machine of casting (Rematitan) under voltaic arc, vacuum and atmosphere of argon, with injection of titanium vacuum-pressure. After cooling, were manually and airborne-particle abraded with aluminum oxide. The especimes cylindrical rods were randomly distributed in three groups, for tests, tensile and flexural strength: the control group (without welding), TIG welding and soldering laser. The above thirty-structures were randomly divided into three groups: I- one-piece-cast (control)-, II-B-after-TIG welding and III-B-after-Laser welding, the Group II-A, III-A, consisted of specimens before the process of welding: II-A-before-TIG welding and III-A before-Laser welding. The results for the test Traction were submitted to variance analysis ANOVA ($p < 0.05$) being observed difference between groups. The supplementary Tukey test ($p = 0.05$) showed that there was a difference between the control group (605.84 ± 19.83) and the methods of welding TIG (514.90 ± 37.76) and laser (515.85 ± 62.07). To test the Flexion non-parametric test Kruskal-Wallis showed that there was no statistically significant difference between the processes of TIG welding (1559.66) and Laser (1621.64), but the difference was significant between these groups and control (1908.75). For analysis of the results of marginal misfit implant-supported frameworks, the non-parametric Kruskal-Wallis test revealed that there was no statistically significant difference between groups after-TIG welding (250) and after- Laser welding (241), however, the control group (770) showed the largest misfit. With these and the limitations of this study TIG welding in may be to Laser welding.

Keywords: Titanium, Implant osseointegrated, Marginal misfit, Mechanic resistance; Laser welding (Nd:YAG), Tungsten inert gas welding (TIG).

Sumário

RESUMO**ABSTRACT**

1. INTRODUÇÃO.....	21
2. REVISÃO DA LITERATURA	27
2.1. Resistência Mecânica do Titânio.....	28
2.2. Desajuste Marginal do Titânio.....	42
2.3. Soldagem do Titânio.....	55
3. PROPOSIÇÃO.....	79
4. MATERIAL E MÉTODO	81
5. RESULTADOS	99
6. DISCUSSÃO.....	112
7. CONCLUSÕES.....	135
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	137
9. APÊNDICE.....	150

1 Introdução

A perda de um ou mais dentes acarreta deficiências estéticas e funcionais ao paciente, além de romper o equilíbrio mantido por esses elementos entre si e em relação a outros componentes do sistema mastigatório, instituindo uma condição cumulativa de processos degenerativos que agravam o estado de saúde bucal e predis põem à perda dos demais dentes.

A ampla utilização dos implantes osseointegrados para reabilitações orais tem levado a várias pesquisas com materiais restauradores que atendam às exigências do sistema estomatognático (FONSECA et al.²⁴, 2003; YAMAZOE et al.¹¹⁶, 2007), para que, cada vez mais, estejam à disposição do cirurgião-dentista, protético e paciente. Isto foi consequência do desenvolvimento de técnicas seguras e confiáveis no campo dos biomateriais que são comprovadas cientificamente por vários autores, destacando-se os estudos de Branemark et al.¹³, 1989.

O titânio e ligas de titânio são materiais utilizados desde 1950, na indústria aeroespacial, devido à baixa densidade, módulo de elasticidade elevado e excelente resistência à corrosão (HRUSKA³⁶, 1987, CARR; BRANTLEY¹⁴, 1993, ODA; OKABE⁷⁵, 1996; IGLESIA; MORENO⁴², 2001, CONTRERAS et al.¹⁷, 2002; CECCONI et al.¹⁵, 2002; LIU et al.⁶⁶, 2002; WISKOTT et al.¹⁰⁹ 2001(A); FUJIOKA et al.²⁶, 2003). A estas características soma-se a possibilidade de sua utilização por cera perdida e facilidade de polimento por processos mecânicos e eletromecânicos e o resultado é sua utilização cada vez mais freqüente para confecção de próteses dentárias (LI et al.⁶², 1998; FONSECA et al.²⁴, 2003; ZAVANELLI et al.¹¹⁷, 2004; SRIMANEEPONG et al.⁹², 2005; YAMAZOE et al.¹¹⁶, 2007).

O titânio comercialmente puro possui muitas aplicações para a Odontologia moderna e tem sido usado por décadas com sucesso como material de implante e na confecção de supra-estrutura de prótese devido à biocompatibilidade (HRUSKA³⁶, 1987; HRUSKA³⁷, 1989; SJÖGREN et al.⁴⁶, 1988; KARLSSON⁵³, 1993; ODA; OKABE⁷⁵, 1996;

NEO et al.⁷⁴, 1996; LI et al.⁶², 1998; WATANABE et al.¹⁰⁷, 1997; WISKOTT et al.¹¹⁰, 2001 (B); IGLESIA; MORENO⁴², 2001; CECCONI et al.¹⁵, 2002; CHAI; CHOU¹⁶, 1998; OURUÇ; TOLUNOGLU⁸¹, 2000; STOLL et al.⁹³, 2001; CONTRERAS et al.¹⁷, 2002; LIU et al.⁶⁶, 2002, KIKUCHI et al.⁵⁴, 2003; FUJIOKA et al.²⁶, 2003; WATANABE; TOPHAM¹⁰³, 2004; ZAVANELLI et al.¹¹⁶, 2004; HUANG et al.⁴¹, 2006; LONGONI et al.⁶⁷, 2006; AL WAZZAN; AL-NAZZAWI¹, 2007; HAAG; NILNER³⁰, 2007) e baixo custo (BESSING¹²; KARLSSON⁵³, 1993; BERG et al.⁵, 1995; CHAI; CHOU¹⁶, 1998; WOLF et al.¹¹², 1998; JEMT et al.⁵⁰, 2000; JEMT et al.⁴⁷, 2003), apesar do custo elevado da infra-estrutura laboratorial necessária à sua manipulação, é considerado material ideal para restauração que envolve implantes osseointegrados, e consequentemente, na confecção da supra-estrutura metálica (JEMT; LINDÉN⁴⁵, 1992; BERGENDAL; PALMQVIST⁸, 1995; JEMT⁴⁸, 1995; RUBENSTEIN⁸⁵, 1995; JEMT et al.⁴⁹, 1998; ORTORP et al.⁷⁸, 1999; BERGENDAL; PALMQVIST⁷, 1999; ORTORP; JEMT⁷⁹, 1999).

A causa de perda de implantes está associada a fatores cirúrgicos e protéticos. São registrados problemas e complicações que vão desde a primeira etapa cirúrgica até o tratamento restaurador e fase de manutenção. Em relação à fase protética, a falha encontrada com maior frequência é a fratura do parafuso, decorrente da sobrecarga ou falta de adaptação passiva da infra-estrutura (TAN⁹⁵, 1995; JEMT et al.⁵⁰, 2000).

A preocupação com a reabilitação protética deve ser primordialmente quanto à adaptação das estruturas metálicas sobre as estruturas dentais preparadas ou sobre o intermediário do implante. No primeiro caso, a desadaptação deverá ser considerada aceitável, quando as interfaces não ultrapassarem 100 µm (KARLSSON et al.⁵³, 1993, LEONG et al.⁶¹, 1994) e no segundo caso, valores variáveis de 23,1 a 51,7 µm (RUBENSTEIN; MA⁸⁵, 1999) e 50,6 µm (CONTRERAS et al.¹⁷, 2002).

A biomecânica de uma prótese implanto-suportada no que diz respeito à transferência de *stress* aos implantes depende da distribuição de cargas verticais e laterais em razão do número, arranjo e resistência da própria restauração protética. Como o implante possui contato direto com o tecido ósseo, transmitirá quaisquer ondas de impacto aplicadas sobre si (SKALAK⁸⁷, 1983).

Uma prótese fixa suportada por um ou mais pilares, sejam eles dentes naturais ou implantes osseointegrados, deve apresentar distribuição uniforme de forças e adaptação a mais perfeita possível, de tal modo que ocorra de forma exata e passiva. Devido à dificuldade em se obter esta adaptação nas peças protéticas, principalmente as mais extensas fundidas como peça única (monobloco), é necessário freqüentemente a secção e posterior soldagem destas peças. Esta técnica permite que se trabalhe com segmentos menores melhorando a adaptação final da prótese (JEMT; LINDÉN⁴⁵, 1992; RIEDY et al.⁸², 1997).

Soldagem é o processo de união de materiais usado para obter a coalescência de metais e não-metais, produzida por aquecimento até uma temperatura adequada, com ou sem utilização de metal de adição. A técnica de soldagem de ligas áureas e ligas alternativas é um procedimento bastante empregado na Odontologia. Entretanto, se realizada sem cuidado, pode resultar em distorções ou fraturas que diminuem a longevidade do tratamento. Na prótese dentária a técnica de soldagem permite unir pequenos segmentos de prótese extensa, melhorando de forma substancial a adaptação e a distribuição de forças, minimizando traumas ou falhas na prótese (SOUZA et al.⁹¹, 2000).

A união de metais na Odontologia é realizada por meio da soldagem a alta temperatura, acima de 450°C que requer um metal (ou liga) para preencher o espaço entre as partes. A utilização de metais de preenchimento (solda) que se fundem a altas temperaturas (acima de 900° C) é o procedimento de rotina para união de ligas de metais básicos, porém,

abaixo da temperatura de solidez das partes a serem unidas, previne que a união soldada se fragilize durante os procedimentos de cocção da porcelana (ANUSAVICE³, 1998).

Muitos problemas práticos estão associados ao titânio comercialmente puro como, por exemplo, o alto ponto de fusão, em torno de 1670°C, a alta reatividade química e sua rápida reação com o hidrogênio, oxigênio e nitrogênio sob altas temperaturas, que causam a fragilização do metal e o crescimento de grãos nas zonas termicamente afetadas (GORDON; SMITH²⁹, 1970; CARR; BRANTLEY¹⁴, 1993; WATANABE et al.¹⁰⁷, 1997; LI et al.⁶², 1998), o que torna o metal friável. Quando isto ocorre durante o processo de soldagem pode resultar em alterações na estrutura cristalina, que influenciam diretamente as propriedades mecânicas do titânio e suas ligas.

Sendo assim, o método de soldagem do titânio com maçarico não é indicado por introduzir alto teor desses gases no metal (WANG; WELSCH¹⁰², 1995, WATANABE et al.¹⁰⁷, 1997, CHAI; CHOU¹⁶, 1998). Os processos indicados para a soldagem do titânio são: MIG - Metal Inert Gas, TIG - Tungsten Inert Gas, plasma, feixe de elétrons, laser (LIU et al.⁶⁶, 2002), brasagem com irradiação infravermelha (LIU et al.⁶⁶, 2002), todos sob atmosfera protetora de gás inerte (WANG; WELSCH¹⁰², 1995).

Em função das dificuldades envolvidas na união do titânio por soldagem e do alto custo do equipamento de soldagem a laser (mais utilizado no momento), estudos preliminares demonstraram que é possível soldar o titânio pelo método TIG (“tungsten inert gas”) (HART; WILSON³³, 2006; ROCHA et al.⁸³, 2006), cujo equipamento de solda apresenta custo bastante inferior ao equipamento de solda a Laser.

O laser é uma luz eletromagnética monocromática cujo feixe de energia pode ser concentrado em um ponto focal resultando no processo de união. Este tipo de soldagem apresenta algumas vantagens como: ausência de contato direto com a área da solda, promove soldagens precisas e bem definidas, a região afetada pelo calor é pequena e o campo

magnético não causa efeito sobre o feixe laser (WATANABE; TOPHAM¹⁰³, 2004; ROCHA⁸³ et al., 2006). Entretanto, tem como principal desvantagem o custo do equipamento, que contribui para tornar onerosa a confecção de próteses implanto-suportadas com supra-estruturas em titânio.

Na soldagem a TIG, o arco elétrico é formado envolvendo o eletrodo não-consumível da peça de mão e a peça de metal fundido. Os eletrodos são geralmente de carbono ou tungstênio com alto ponto de fusão e chamados de eletrodos refratários ou não-consumíveis. O arco elétrico ou arco de soldagem é formado por um fluxo de gás inerte ao redor do eletrodo minimizando a oxidação durante o processo de soldagem (WAINER⁹⁹ et al., 1992). Este processo é largamente utilizado em produção e manutenção industrial, para soldar chapas de pequenas espessuras (0,2 a 8 mm) de aço-carbono, aço inoxidável, alumínio e suas ligas, cobre e suas ligas, titânio, zircônio, níquel e suas ligas e tungstênio. O custo do equipamento de solda a TIG é expressivamente inferior ao da solda a Laser, o que contribui significativamente para a redução do custo final do trabalho reabilitador.

Baseado nestes fatores, a investigação da utilização de soldagem a TIG e a avaliação do efeito da técnica sobre as propriedades do titânio, tornam-se importantes, visando uma alternativa para diminuir os custos relativos às próteses implanto-suportadas. Em virtude das excelentes propriedades físicas e biomecânicas, o titânio tem sido utilizado de forma crescente na Odontologia. Todavia, a reabilitação oral sobre implantes, ainda privilegia parcela da sociedade com maior poder aquisitivo. Desta forma, torna-se de grande valor o desenvolvimento de um método de soldagem em titânio (TIG) e análise da sua influência sobre propriedades essenciais deste metal, tais como: resistência mecânica à tração e à flexão e o desajuste marginal.

2 Revisão da Literatura

2. 1 Resistência Mecânica do Titânio

O titânio apresenta satisfatória resistência à corrosão e excelentes densidade e biocompatibilidade. Em 1990, Kuroiwa⁶⁰ avaliou algumas propriedades do titânio comercialmente puro e suas ligas. Segundo o autor, estas propriedades mecânicas satisfatórias favorecem o uso clínico odontológico deste metal, porém, o titânio apresenta algumas características indesejáveis, como elevada temperatura de fusão e reatividade a substâncias químicas em temperaturas altas. No entanto, segundo o autor, os valores de resistência à tração aumentam com a elevação em temperatura.

Geis-Gerstorfer et al.²⁸ (1990), analisaram a máxima resistência à tração do titânio soldado a laser e a plasma. De acordo com as especificações internacionais (DIN 13912), a resistência do titânio do grupo controle era de 567MPa, após a soldagem a plasma; diminuiu 69% em média, após a soldagem a laser, 20%, e após a soldagem com Ag72Cu20Ti8 (980° C) 63%. A maior resistência à tração foi observada no titânio soldado a laser, nas condições estabelecidas.

De acordo com alguns estudos, a resistência mecânica do titânio pode ser influenciada pelas qualidades das fundições e soldagens obtidas. Hruska e Borelli³⁹ (1991) avaliaram os resultados das fundições de titânio puro, realizadas por um dispositivo que evitava a contaminação do molde. Segundo estes autores, a característica mais significativa do titânio é a sua elevada reatividade química em altas temperaturas que pode causar dificuldade durante sua fundição e soldagem, pois quando em contato com elementos como nitrogênio, hidrogênio e carbono, em temperaturas acima de 750° C, o titânio pode tornar-se quebradiço e inutilizável. Este dispositivo consiste de um anel blindado por uma válvula na sua região posterior para que seja ligado à máquina de fundição a vácuo, enquanto na outra extremidade encontra-se o cone, em forma de cadinho, selado com uma folha de titânio, para ser

desintegrada parcialmente no contato com o titânio fundido no momento da fundição. Com esta técnica, foram obtidas fundições de alta qualidade e pequena quantidade de porosidades superficiais e internas. Os resultados em relação à precisão foram comparáveis com achados de outros trabalhos que utilizaram ligas de níquel-cromo, compreendendo a média de 0,69% de contração, variando desde 0,01% (próximo da fundição perfeita) até 1,56%.

No início dos anos 90, o titânio tornou-se um material de interesse principal na Odontologia protética, em virtude de suas propriedades químicas. No entanto, requer um processamento diferente das ligas convencionais. Em 1993, Roggensack et al.⁸⁴ realizaram um estudo para investigar dois métodos diferentes de soldagem do titânio: laser e plasma. Espécimes em forma de hastes foram fundidos em titânio e posteriormente, soldados a laser ou a plasma. Imagens de microscopia das regiões soldadas foram obtidas e as propriedades mecânicas testadas por meio do ensaio de resistência à fadiga (3 milhões de ciclos). Os resultados mostraram uma zona afetada pelo calor maior quando soldadas a plasma em comparação com as hastes soldadas a laser. Cargas máximas conduziram à fadiga mais rapidamente nos espécimes soldados a plasma. A microscopia eletrônica de varredura (MEV) revelou fraturas no cordão de solda para os espécimes soldados a laser, enquanto para os espécimes soldados a plasma, estas fraturas foram identificadas na zona afetada pelo calor. Segundo os autores, ambos os métodos são satisfatórios para a soldagem do titânio, entretanto, a solda a laser é mais indicada em função da baixa variação térmica na região da solda.

Herø, 1993; Syverud; Waarli³⁵ (1993) estudaram o efeito da pressão de argônio, da presença dos canais de ventilação e da permeabilidade do revestimento no preenchimento adequado do molde e na porosidade de fundições obtidas em titânio. A inspeção de porosidades foi realizada por análise de radiografias, a precisão das fundições foi avaliada por meio da inspeção visual e a permeabilidade dos revestimentos foi verificada por MEV. De

acordo com suas observações, o revestimento a base de $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{MgO}_3$ foi mais permeável à passagem de uma quantidade padronizada de ar em comparação ao revestimento à base de sílica aglutinada por fosfato. Todas as fundições com o revestimento a base de $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{MgO}_3$ saíram completas, independente do uso de canais de ventilação, contudo, para o revestimento convencional, um menor número de porosidades esteve presente quando foram empregados os canais de ventilação.

As propriedades mecânicas do titânio soldado a laser foram analisadas por Berg et al.⁵ (1995). Este estudo avaliou as propriedades mecânicas do titânio soldado a laser e forjado e os comparou com uma liga aúrica tipo IV. A máxima resistência à tração, a força de rendimento de 0,2% e a porcentagem de alongamento foram registradas para os espécimes antes e após a soldagem. Barras de titânio e de liga aúrica foram soldadas a laser. Conforme verificado neste estudo, ambos os métodos de união reduziram significativamente a ductibilidade do material. A resistência da liga aúrica foi superior ao titânio, porém, ambos os metais soldados apresentaram semelhante comportamento. De acordo com os autores, o titânio e o titânio soldado para restaurações odontológicas pode ser indicado satisfazendo as exigências clínicas.

Wang e Welsch¹⁰² (1995) analisaram a soldagem do titânio por três métodos: soldagem em ambiente de gás inerte, laser e brasagem com aquecimento por radiação infravermelha. Segundo os autores, o titânio apresenta várias propriedades desejáveis para sua utilização na Odontologia como baixa densidade, excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão. Porém, a união deste metal tem sido um dos problemas práticos que limita seu uso em próteses dentais. Gases como oxigênio e hidrogênio podem danificar o titânio, em função disto, o método de soldagem convencional em Odontologia, a chama de oxigênio ou tocha de ar, está contra-indicado. Este estudo comparou diferentes métodos de soldagem do titânio puro e liga de Ti-6Al-4V. Através do ensaio de varetas fabricadas com estes metais e

posteriormente soldadas, foram realizados testes mecânicos (dureza Vickers e tração). Os resultados demonstraram que o grupo controle apresentou resistência à tração superior aos demais grupos e os fragmentos de Ti-6Al-4V soldados foram mais resistentes. A resistência foi maior para as hastes cilíndricas soldadas sob gás inerte, seguidos pelas hastes soldadas a laser e por brasagem. Os espécimes soldados apresentaram menores valores de alongamento quando comparados ao grupo controle. Os autores concluíram que os espécimes de Ti e Ti-6Al-4V apresentaram maior resistência à tração e maior alongamento em comparação aos espécimes soldados.

A dureza, resistência e a ductibilidade de hastes pré-fabricadas de titânio, utilizadas para fabricação de coroas por eletroerosão foram examinada por Berg et al.⁶ (1996). De acordo com a área do dente preparado, foram confeccionadas coroas com o sistema Procera (Nobelpharma AB) utilizando-se cinco diâmetros diferentes de hastes em titânio puro. Neste estudo, as microindentações para o teste de dureza foram executadas na área de 400 µm da região central para cada tipo de haste (n = 10) e cinco amostras de cada grupo também foram submetidas à resistência mecânica por meio de uma máquina de ensaio universal. Os autores observaram algumas diferenças significantes quanto à dureza e consideráveis diferenças na resistência e ductibilidade identificadas entre as hastes pré-fabricadas. Segundo os resultados deste trabalho, o titânio (controle) apresentou significativamente maior dureza e resistência em relação às hastes pré-fabricadas, contudo menor ductibilidade.

Kim et al.⁵⁶ (1997), analisaram o comportamento do titânio puro e da liga Ti-6Al-4V através da emissão acústica durante um teste de dureza e fratura. Os espécimes para teste foram fundidos pelo método de cera perdida que utiliza Ti especialmente projetado para a máquina sob pressão e a vácuo. Durante a aplicação da força no corpo do espécime foram registrados sinais de emissão na faixa de 0,45-0,55 A/W até a fratura do corpo-de-prova. Os sons acústicos foram identificados por dois sensores presos as duas extremidades dos

espécimes. Assim, os sinais eram registrados e analisados pelo sistema PAC 3000/3104. Desde o início do teste de dureza, os sinais começaram a ser liberados e de acordo com os autores, foi sugerido que uma camada de reação com os materiais de revestimento com cerca de 50-100 μm seria o resultado da liberação de AE, sendo os sons acústicos obtidos decorrentes de uma microfratura observada na superfície dos espécimes.

Watanabe et al.¹⁰⁷ (1997) observaram a diferença de pressão na qualidade do titânio fundido. Segundo os autores, o estudo realizado por Herø et al.³⁵ (1993) informou que a diferença de pressão entre a câmara de derretimento e a câmara de molde afetou a integridade dos blocos. A hipótese de que a diferença de pressão pode influenciar na quantidade de porosidades e nos valores das propriedades mecânicas foi analisada neste estudo. Padrões em forma de halteres foram incluídos em revestimento composto de alumina e fosfato e fundidos a diferentes pressões de argônio: 50, 150, 300 ou 450 torr. A porosidade dos espécimes era determinada por análise radiográfica e imagem quantitativa. Resistência à tração e alongamento eram medidos pela máquina de ensaios à velocidade de $1,7 \times 10^{-4}$ m/s. As superfícies fraturadas foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura e as alterações na dureza Vickers observadas na profundidade da superfície eram medidas em cortes transversais dos espécimes polidos. Com o aumento da diferença de pressão de argônio (300 e 450 torr) ocorreu um aumento significativo na porosidade interna e, conseqüentemente, diminuição na resistência à tração. A maior resistência à tração (540 MPa) e menor porosidade (0,8%) foram observadas nos espécimes fundidos a 150 torr, sendo esta pressão a melhor indicada para produção de fundições com propriedades mecânicas satisfatórias.

O titânio é reativo em elevadas temperaturas, facilmente oxidado e reage com componentes do revestimento. Luo et al.⁷¹ (1997) examinaram o efeito da temperatura nas propriedades mecânicas e verificaram que este é um fator importante na qualidade das fundições. Os resultados deste estudo indicaram que o aumento da temperatura aumentou a

resistência à tração e a força de rendimento, porém a taxa de alongamento diminuiu, e a dureza estendeu-se em camadas tornando-se mais espessa (50 μm para 450°C, 125 μm para 850°C). A propagação de alguns elementos como Zr e Al, na superfície do titânio, não foi aumentada com a elevação da temperatura, mas de Si tornou-se maior, a qual era de 30 μm para 125° C, 40 μm para os 250° C, 50 μm para os 450° C, 70 μm para os 650° C e 90 μm para os 850° C. Assim, de acordo com os autores, é necessário considerar o efeito da temperatura nas qualidades das fundições do titânio quando forem realizados restaurações protéticas para uso clínico.

Tonami et al.¹⁰⁷ (1998) analisaram as propriedades mecânicas do titânio obtido em procedimentos de curto-tempo. A partir do revestimento de fosfato comercialmente utilizado para titânio, foram fundidos espécimes em forma de halteres com dimensões de 2 mm x 14 mm. A dureza Vickers e a ruptura por tração foram analisadas. O ensaio de dureza apresentou 50 a 250 μm , em locais profundos da superfície. Foram avaliados resistência à tração, força de rendimento, módulo de elasticidade e alongamento que não eram significantes para o fator procedimento de curto-tempo. Estes resultados indicaram que procedimento de curto-tempo para a fundição do titânio satisfaz as propriedades mecânicas, porém, não garante a precisão dimensional das fundições de titânio.

Lu et al.⁶⁹ (2000) compararam as propriedades mecânicas do titânio soldado a laser e titânio fundido (forjado). Os espécimes de TA2 fundidos eram segmentados. Esta experiência envolveu quatro grupos: titânio forjado soldado a laser, o titânio soldado a laser, o titânio forjado e o grupo de titânio controle. Espécimes (n = 6) para cada grupo eram limpos com ultra-som e, em seguida, soldados com a laser Nd:YAG. Foram realizados ensaios de resistência flexural, rendimento e alongamento. As secções transversais das superfícies fraturadas foram observadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e ensaio de microdureza (Vickers). Os resultados obtidos neste estudo indicaram que a resistência do

titânio forjado soldado a laser foi similar ao titânio forjado, porém o rendimento do primeiro foi maior. A resistência e o rendimento do titânio (controle) foram ligeiramente maiores que os do titânio forjado; já o titânio forjado e soldado apresentaram estas propriedades similares ao titânio soldado a laser. Os alongamentos do titânio (controle) e do titânio soldado foram menores em relação ao titânio forjado. A superfície fraturada do titânio (controle) apresentou-se lisa e a do titânio soldado com aspecto de favo-de-mel, sendo esta característica mais evidente no titânio forjado em relação ao soldado a laser. A microdureza do titânio soldado a laser foi ligeiramente maior. Os autores verificaram que as propriedades mecânicas do titânio forjado soldado a laser são similares ao titânio soldado a laser.

Kikuchi et al.⁵⁵ (2001) avaliaram se a camada superficial formada nas fundições de titânio pode ser reduzida empregando-se baixa temperatura. Foram analisadas três temperaturas de molde, inclusive uma extremamente baixa produzida por resfriamento do molde com nitrogênio líquido. As resistências à tração e alongamento das fundições realizadas foram avaliadas nas seguintes temperaturas do molde: 200° C, 600° C e a -196° C. A fundição do titânio no molde à temperatura mais baixa foi aceitável e a dureza da camada superficial das fundições diminuiu com a queda da temperatura do molde.

Doi et al.²² (2001) estudaram a aplicação de liga de titânio para base de prótese total. Os efeitos da forma das partículas de titânio, classificadas segundo o tamanho e conteúdo na camada superficial foram avaliados através de ensaios de resistência à tração e alongamento. Este estudo teve por objetivo selecionar uma relação satisfatória de conteúdos de metal pulverizados para aplicação como base de prótese e verificar os efeitos do conteúdo de alumínio no titânio. Baseados em resultados anteriores, os autores desenvolveram uma mistura composta de 83Ti-7Al-10Cr com titânio TA45 (- 45 µm) e 8% massa. Esta liga apresentou boa forma e ductilidade, com densidade de 3,2 g/cm³ e resistência à tração de 403 MPa, sendo clinicamente aceitável para confecção de bases protéticas.

Lim e Oshida⁶³ (2001) analisaram as medidas dos ângulos de contatos iniciais em metais de titânio. Uma consideração fundamental para implantes é produzir superfícies que promovam respostas desejáveis nas células e tecidos adjacentes. Neste estudo, três materiais em titânio (titânio comercialmente puro, Ti-6Al-4V, e TiNi) foram tratados mecanicamente, quimicamente, mecânica-quimicamente, de modo térmico para produzir superfícies côncavas com rugosidade variada. Quatro soluções (água destilada, solução aquosa de 1% NaCl, suspensão de neutrófilos humano e suspensão de células de osteoblastos MG-63) foram avaliadas e os ângulos de contato iniciais medidos. Seis leituras (três para cada, medidas por dois observadores) foram efetuadas obtendo-se valores médios. Os autores verificaram que para o titânio cp não houve diferença estatisticamente significativa entre os quatro ângulos de contato; o ângulo acima de 45° aumentou linearmente a rugosidade e diminuiu quando abaixo de 45°.

Kikuchi et al.⁵⁴ (2003) analisaram as propriedades mecânicas e microestruturais das ligas de Ti-Cu na intenção de desenvolver uma liga para fundições odontológicas com propriedades mecânicas superiores ao titânio comercialmente puro. Ligas de Ti-Cu com cinco concentrações de cobre (0,5, 1, 2, 5 e 10% em massa) foram fundidas e realizadas as seguintes análises: microestrutural, microrrugosidade, resistência à tração, força de rendimento e porcentagem de alongamento. A resistência à tração das ligas de Ti-Cu foi significativamente maiores para o titânio comercialmente puro. As ligas de Ti-Cu com 5 e 10% de Cu testadas apresentaram maior resistência em relação às demais. A liga com 10% de Cu apresentou menor alongamento; o Ti cp e as ligas com 0,5 e 1% de Cu apresentaram maior ductibilidade. A rugosidade das ligas de Ti-Cu, com exceção da liga com 10% de Cu e Ti cp foi aproximadamente a mesma. A adição de Cu ao titânio promoveu aumento na resistência à tração (30%) e força de rendimento (40%) em relação ao Ti cp. O alongamento foi aproximadamente 3% maior para a liga de Ti-6Al-4V. Os autores verificaram que a liga de

Ti-Cu, com 5% Cu, pode ser utilizada em aplicações protéticas se outras propriedades necessárias também estiverem presentes.

Huang et al.⁴¹ (2004) realizaram um estudo experimental em ligas odontológicas soldadas a laser, para avaliar as propriedades mecânicas e microestruturais destas juntas. Ligas de Co-Cr, Ni-Cr e titânio comercialmente puro foram submetidas aos ensaios de resistência à tração e à flexão e as superfícies de fratura examinadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e por análise metalográfica. As ligas de Co-Cr e Ni-Cr soldadas a laser apresentaram propriedades mecânicas satisfatórias e nenhuma diferença significativa de tração e flexão foi observada entre as ligas de Co-Cr e Ni-Cr. A junta de titânio puro soldada a laser demonstrou características mais frágeis e defeitos mais severos (poros e trincas). Os autores relataram que o titânio comercialmente puro e as ligas de Co-Cr não podem ser soldados como as ligas de Ni-Cr.

Watanabe e Topham¹⁰³ (2004) avaliaram a resistência à tração e alongamento do titânio e liga de titânio (Ti-6Al-7Nb) soldados a laser e compararam com ligas metálicas: ouro e cobalto-cromo. Após o polimento, as superfícies eram soldadas a laser Nd:YAG (duração de pulso de 10 ms, diâmetro do fluxo da solda de 1 mm e voltagem de 200 V). Cinco espécimes foram preparados para cada metal e soldados em três ou cinco pontos unilateral ou bilateralmente. A carga de fratura e porcentagem de alongamento foram medidas à velocidade de 1,0 mm/min. Os resultados indicaram para os espécimes soldados bilateralmente maior carga que os soldados unilateralmente; os espécimes de Ti e de Ti-6Al-7Nb soldados bilateralmente foram similares ao grupo controle. Segundo os autores, quando uma proporção grande da área seccional da junta é soldada, as forças de resistência da soldagem a laser para o Ti e Ti-6Al-7Nb podem aproximar-se ou igualar-se às forças dos espécimes não soldados.

Uysal et al.⁹⁷ (2005) avaliaram as propriedades mecânicas de juntas de Cresco-Ti soldadas a laser, através da análise por modelo tridimensional de elemento finito (3-D FEM),

de próteses fixas implanto-suportadas. Segundo os autores, este material permite alcançar estruturas com adaptação passiva, porém o comportamento mecânico destas juntas ainda não foi demonstrado. Vinte espécimes (ASTM B348) foram confeccionados em titânio comercialmente puro seguindo as dimensões descritas no EN10002-1 (corpo-de-prova padrão para teste de ruptura por tração), divididos em dois grupos: soldados a laser e controle (n = 10). Todos os espécimes foram submetidos à força de tração; força de rendimento e porcentagem de alongamento. O teste de dureza Knoop, foi executado para todos os espécimes. As fraturas foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura e foram criados modelos para análise finita tridimensional que simulavam prótese fixa suportada por 5 implantes e outra por 2 implantes, sendo 1 colocado a 30° méso-axialmente. Uma carga oblíqua de 400 N com 15° foi aplicada nas inclinações axial-linguais em vários locais. Os espécimes fraturaram entre a solda e o metal não soldado. Nenhuma porosidade foi observada nas superfícies fraturadas. Os valores médios de resistência à tração, porcentagem de alongamento e dureza Knoop foram: 88 MPa, 113 MPa, $11,2 \pm 0,4\%$, 270 ± 17 KHN, respectivamente, e para o grupo de controle 642 ± 2 MPa, 772 ± 72 MPa, $4,8 \pm 0,7\%$, 353 ± 23 KHN. Foram observadas diferenças significantes para todas as propriedades mecânicas e para ambos os modelos, a máxima tensão concentrada à junção de soldada não excedeu a resistência máxima aplicada. Dentro dos parâmetros empregados, o fracasso mecânico das juntas soldadas não foi notificado sob as condições biomecânicas simuladas neste estudo.

Eliopoulos et al.²³ (2005) analisaram o efeito do tipo de material de revestimento na zona de contaminação e propriedades mecânicas das fundições de titânio comercialmente puro. Segundo os autores esta zona de contaminação pode alterar as propriedades mecânicas do titânio e gerar uma problemática na fabricação de próteses fixas e removíveis. Foram fabricados 40 padrões de cera de acordo com ISO 9693 (corpos-de-prova para o ensaio de tração por ruptura). Os padrões foram divididos em 2 grupos (n = 20), incluídos e fundidos

em titânio cp. No primeiro grupo foi utilizado revestimento com material a base de sílica fosfato-hipotecado (A- Ticoat S+L), e o segundo grupo, com material a base de magnésia-alumina (B- Rematitan). A extensão da zona de contaminação era determinada pela microscopia eletrônica de varredura, dispersão de energia e microdureza. A sílica e magnésia eram as fases dominantes dos respectivos revestimentos. A zona de contaminação estava entre 50 a 80 μm para os espécimes A e entre 15 a 20 μm para os espécimes B. Nenhuma diferença significativa foi observada para o módulo de elasticidade ($A = 85 \text{ GPa}$, $B = 79 \text{ GPa}$), considerando que houve diferenças significantes para a força de rendimento ($A = 462 \text{ MPa}$, $B = 321 \text{ MPa}$) e porcentagem de alongamento ($A = 12$, $B = 21$) entre os grupos testados. A extensão da zona de contaminação, força de rendimento e a porcentagem de alongamento das estruturas em Ti cp foram afetadas significativamente pelo tipo de material de revestimento.

Srimaneepong et al.⁹² (2005) analisaram a resistência mecânica e a microestrutura de espécimes de Ti-6Al-7Nb, Ti cp e liga de Co-Cr soldados a laser e sem solda por meio do teste de ruptura por tração. Espécimes em forma de halteres foram seccionados ao centro e soldados a laser Nd:YAG (220 ou 260 V). Os resultados mostraram que a resistência mecânica dos espécimes soldados a 260 V foi superior à resistência dos espécimes soldados a 220 V para as ligas de Ti-6Al-7Nb e Co-Cr; todos os espécimes de Ti-6Al-7Nb e Ti cp exibiram fratura na área externa a junta e os espécimes de ligas Co-Cr soldados a laser fraturaram na região das juntas. Este estudo comprovou que a resistência mecânica de ligas Ti-6Al-7Nb soldadas a laser e Ti cp é similar aos espécimes não soldados e as propriedades mecânicas das juntas soldadas a laser foram influenciadas pelas mudanças microestruturais.

Lin et al.⁶⁴ (2005) compararam a resistência à fadiga da liga de Ti-7,5Mo recentemente desenvolvida, com Ti cp, Ti-13Nb-13Zr e Ti-6Al-4V. O Ti-6Al-4V e Ti cp apresentam maior resistência à fadiga, porém inferior as ligas de Ti-7,5Mo e Ti-13Nb-13Zr. A liga de Ti-7,5Mo demonstrou melhor resistência à fadiga pelo tracionamento controlado. A

fratura foi identificada em três zonas distintas: zona de iniciação da trinca, zona de propagação da trinca e zona final da sobrecarga. Os autores observaram que as trincas decorrentes da fadiga quase sempre se iniciam de poros presentes na superfície/subsuperfície. Um padrão é observado na zona de propagação; as depressões nas zonas de sobrecarga. Segundo os autores, existem três fatores que afetam significativamente o desempenho de fadiga dos metais testados: presença dos poros nas superfícies e/ou subsuperfícies, localização dos poros e as propriedades mecânicas inerentes dos materiais.

Watanabe e Topham¹⁰⁶ (2006) avaliaram a resistência mecânica de Ti, Ti-6Al-7Nb, ouro e liga de Co-Cr, submetidos ao processo de soldagem a laser sob atmosfera protetora com gás argônio. Após a confecção dos espécimes (n = 5) em forma de discos, os mesmos foram polidos e posteriormente soldados a laser Nd:YAG (duração de pulso de 10 ms, diâmetro da solda - chama de 1 mm e voltagem de 200 V). A proteção da atmosfera com gás argônio afetou significativamente a carga de ruptura e a porcentagem de alongamento dos espécimes soldados. A carga de ruptura dos espécimes em Ti cp e Ti-6Al-7Nb foi maior quando soldadas sob proteção de argônio, no entanto, para as ligas áureas foi similar ao controle. O uso de gás argônio como atmosfera protetora na soldagem a laser é essencial para obtenção de uma solda efetiva em ligas de Ti cp e de Ti-6Al-7Nb, mas não para ligas áureas e de Co-Cr.

Huang et al.⁴⁰ (2006) analisaram a resistência à fadiga de juntas de titânio soldadas a laser, correlacionando o efeito do pulso de energia aplicado e do íon fluoreto presente na saliva. Foram utilizadas energias de pulso de 11, 15, e 18 J, saliva artificial contendo fluoreto (0 e 0,5% NaF). Os resultados mostraram que aumentando a energia, ocorre um aumento do alongamento e da resistência à fadiga, mas a resistência à tração diminuiu em meio ambiente. Na energia de 11 J, os íons fluoreto presentes na saliva artificial aumentaram a suscetibilidade à trinca e diminuíram a fadiga das juntas de Ti. De acordo com os autores,

quando a energia excede 15 J, a presença de íons fluoreto aumenta consideravelmente a susceptibilidade à trinca, mas não ocorre redução da resistência à fadiga das juntas de Ti.

Rocha et al.⁸³ (2006) avaliaram a resistência flexural do titânio puro, de ligas de Ni-Cr e Co-Cr submetidas à soldagem a laser (Nd:YAG) ou TIG. Para isso, sessenta espécimes em forma de cilindros com 3 mm de diâmetro (20 de cada material), foram preparados, seccionados e soldados pelos dois processos. Quatro grupos foram formados (n=15): I - soldagem a laser; II – soldagem a laser com material de preenchimento; III - soldagem TIG e IV- controle- sem solda. Foram observadas diferenças significantes entre os materiais não soldados; a liga de Co-Cr apresentou maior resistência flexural. Comparando os processos de soldagem, diferenças significantes foram encontradas entre o processo TIG e laser, e também entre os espécimes soldados a laser com e sem preenchimento de material. Segundo os autores, a resistência flexural da soldagem a TIG é superior ao método de soldagem a laser.

Hart e Wilson³³ (2006) avaliaram a resistência flexural e à fadiga de estruturas em titânio soldadas a laser e TIG, utilizadas como *cantilever* de próteses implanto-suportadas. Sessenta estruturas de titânio foram fabricada com 12 mm de espessura e divididas em 4 grupos (n = 15), usando 3 diferentes distâncias entre as peças a serem soldadas: 0, 1, e 2 mm de espaço para o material de preenchimento. Diferenças estatisticamente significantes foram observadas entre os 4 grupos em ambos os ensaios. Os resultados obtidos indicaram que o volume de material de preenchimento foi fator significativo na análise da resistência flexural, sendo esta maior conforme a quantidade de material para a soldagem a laser. Segundo este estudo, a resistência flexural e à fadiga de juntas de *cantilevers* soldadas a laser é melhorada quando se utiliza material de preenchimento ou soldadas a TIG. De acordo com os autores o aumento da resistência flexural e à fadiga de juntas de *cantilever* em próteses com estrutura em titânio soldada a laser é ocasionado pelo uso de material de preenchimento e a soldagem

TIG produz junta com maiores resistências à fadiga e flexural, sendo, portanto, indicada para situações que exigem máxima resistência.

Yamazoe et al.¹¹⁶ (2007) examinaram a resistência à corrosão do Ti e Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Ti-0,5Pt, Ti-6Al-4V-0,5Pt e ligas de Ti-6Al-7Nb-0,5Pt por meio de um analisador eletromecânico em saliva artificial que contém 0,1 e 0,2% NaF (pH = 4,0). As observações de microscopia eletrônica de varredura (MEV) revelaram que as superfícies das ligas que contêm 0,5 wt% Pt não eram afetados pelos ambientes com fluoreto, considerando que as superfícies de Ti, Ti-6Al-4V e ligas de Ti-6Al-7Nb apresentaram rugosidades. Em saliva artificial (0,1% NaF, pH = 4,0), as quantidades de Ti dissolvidas em Ti, Ti-6Al-4V, e ligas de Ti-6Al-7Nb foram aproximadamente 50 vezes mais elevadas que as ligas com 0,5 wt% Pt. A resistência à tração das ligas que contêm 0,5 wt% Pt foi similar à do Ti cp e das ligas sem Pt. Segundo os autores, as ligas Ti-0,5Pt, Ti-6Al-4V-0,5Pt, e Ti-6Al-7Nb-0,5Pt podem ser aplicados clinicamente na Odontologia com alta resistência mecânica e resistência à corrosão semelhante ao Ti puro.

Lin et al.⁶⁵ (2007) avaliaram a resistência à fratura do titânio soldado a laser Nd:YAG em diferentes espessuras e pulsos de energia. Os espécimes apresentaram de 1 a 3 mm de espessura e a energia variou de 11 a 24 J. A resistência à fratura foi avaliada de acordo com o número de espécimes fraturados e número de espécimes testados sendo posteriormente comparados por meio do teste de Cochran-Mantel-Haenszel. A análise morfológica das juntas foi realizada em microscópio eletrônico de varredura (MEV) e os resultados mostraram que diminuindo a densidade dos espécimes, aumenta a energia de pulso, ampliando-se a porcentagem da área soldada, resultando em aumento da resistência à fratura na região central das juntas de Ti soldadas.

2. 2 Desajuste Marginal do Titânio

Schlegel et al.⁸⁸ (1991A) analisaram se o sistema computadorizado (DCS) pode ser programado para confecção de coroas unitárias em cerâmicas chapeadas com titânio que são obtidas pela análise tridimensional dos modelos. Por microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi avaliada a adaptação marginal das coroas após a cimentação. O desajuste marginal para os preparos em ombro foi de 68,3 µm e 95,7 µm para o chanfrado. Segundo os autores, os resultados obtidos neste estudo comprovam que o desajuste marginal de coroas confeccionadas pelo sistema computadorizado é semelhante ao das coroas confeccionadas convencionalmente.

Schlegel et al.⁸⁹ (1991B) avaliaram, *in vitro*, o desajuste marginal de *copings* de titânio, por meio de computação gráfica. O Sistema de digitalização (DCS) pode ser programado para produzir *copings* em titânio para coroas unitárias em cerâmica, utilizando análise tridimensional. Uma primeira análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV) revelou fendas nos *copings* de titânio. Em função dos resultados da MEV, em nove dentes, com preparo em ombro, obteve-se um desajuste de 89,2 µm e após a cimentação de 96,5 µm.

Jemt e Lindén⁴⁵ (1992) realizaram um estudo, *in vivo*, para descrever técnicas laboratoriais alternativas nas quais são soldados componentes de titânio pré-fabricados para confecção das estruturas. Foram selecionados 86 pacientes edêntulos, nos quais, após instalados implantes Branemark, foram confeccionadas supra-estruturas implanto-suportadas. Os pacientes foram acompanhados durante 1 ano após instalação das próteses. De acordo com os autores, esta técnica foi indicada, pois apresenta padrão semelhante de complicações ao método convencional, sendo as próteses mais volumosas que as estruturas fundidas, porém propiciam melhor ajuste marginal aos implantes.

Karlsson⁵³ (1993) relatou que, em contraste com métodos convencionais para confecção de uma coroa metálica, o processo Procera baseia-se na duplicação de modelos, o que por meio de uma máquina de precisão se fabrica a coroa, excluindo alguns passos do procedimento convencional. Este estudo avaliou, por meio de uma técnica de duplicação de modelos, a adaptação do titânio com o Procera antes da cimentação. Os resultados revelaram que a adaptação marginal foi maior e significativamente melhor nas áreas oclusais e superfícies axiais. Segundo o autor, as coroas tiveram um ajuste significativamente melhor para o modelo do que no dente. A discrepância marginal foi de aproximadamente 60 μm *in vitro* e 70 μm *in vivo*.

Leong et al.⁶¹ (1994) compararam a adaptação marginal de coroas unitárias fundidas em titânio pela técnica da “cera perdida” com coroas produzidas por processo de usinagem e eletroerosão, tendo como controle amostras obtidas em liga áurica. Dentro dos parâmetros do estudo, a média de valores de desadaptação para as coroas fundidas em titânio (60 μm) e as confeccionadas por usinagem e eletroerosão (54 μm) não diferiram estatisticamente, mas foram maiores em relação ao grupo controle (25 μm). Por outro lado, quando se utilizou o critério de máximo limite clínico aceitável de desadaptação marginal (120 μm), o qual não considera a média, mas o valor absoluto, todos os três sistemas foram aceitáveis. Além disso, segundo os autores, neste experimento a aplicação da cerâmica sobre os *copings* não causou alteração significativa na adaptação.

Harris e Wickens³² (1994) compararam a adaptação marginal de coroas de titânio obtidas pelo processo de usinagem e eletroerosão com as obtidas em liga áurica pela técnica convencional da “cera perdida” e, de acordo com os resultados obtidos, a espessura da película de cimento foi maior nos *copings* em titânio.

Tan⁹⁵ (1995) avaliou o significado da distorção em próteses sobre implante e a importância do ajuste passivo, sendo ele, o elemento fundamental para osseointegração.

Existe um reconhecimento crescente de que os procedimentos clínicos e métodos de fabricação tradicionais transferem para as próteses parciais fixas e removíveis inadequada passividade no ajuste. As fases de moldagem, obtenção do modelo mestre, enceramento e demais etapas contribuem para a distorção final da prótese. Estudos estão sendo realizados para relacionar a possível distorção com cada fase. Foram sugeridas estratégias alternativas para minimizar estas distorções, por exemplo, a soldagem a laser. Conforme o autor, na análise final, ajuste totalmente "passivo" é inatingível. O desafio é determinar o nível mínimo de distorção e tensão aceitáveis que conferem longevidade clínica adequada à prótese e os testes clínicos desenvolvidos para avaliar a tensão intraoralmente seriam o padrão ideal que definiria a precisão dos procedimentos durante a confecção das próteses sobre implantes.

Riedy et al.⁸² (1997) avaliaram o ajuste de supra-estruturas de próteses sobre implantes fabricadas por diferentes técnicas. A partir de um modelo foram colocados cinco análogos de implantes, na região de sínfise mandibular, e confeccionadas estruturas em Procera e soldadas a laser por videografia. Cinco estruturas de cada tipo foram medidas com um digitador acoplado a um programa de computação gráfica, o qual determinava um único ponto denominado "centróide" para cada componente da estrutura e cada análogo do implante. As diferenças entre os centróides de cada interface de estrutura/análogo foram denominadas de x, os deslocamentos eixo y e as aberturas de eixo z. Foram determinadas as direções de x e dos deslocamentos do eixo y. Os resultados revelaram diferenças significantes na precisão do ajuste entre ambas as estruturas, comparadas com os limites do modelo e segundo os autores, os resultados revelaram que a estrutura soldada a laser exibiu maior precisão em relação à estrutura em monobloco, com diferenças significantes em quatro dos cinco conectores protéticos, quando se avaliou a abertura do eixo z ao ponto centróide.

Besimo et al.¹¹ (1997) avaliaram a adaptação marginal de estruturas em titânio produzidas por técnicas de CAD/CAM. Este estudo avaliou o sistema de computação

Digitalizada (DCS) para fabricação controlada por computador de *copings* em titânio. A forma tridimensional dos preparos foi adquirida por contato digital do modelo mestre. O ajuste marginal foi avaliado utilizando microscopia eletrônica de varredura (MEV), medindo a fenda marginal entre o *coping* e o dente. De acordo com os autores, os valores de desajuste marginal para as coroas individuais variaram de 21,2 μm para 81,6 μm , e o valor médio obtido foi de 47 μm .

Jemt e Lekholm⁵¹ (1998) realizaram um estudo *in vivo* para verificar medidas de deformação óssea e infra-estrutural, utilizando a técnica de fotogrametria tridimensional em próteses implanto-suportadas com desajustes marginais. Imediatamente após a primeira sessão cirúrgica, na qual foram instalados 3 implantes osseointegrados na tíbia de ratos, foram realizados procedimentos visando a obtenção de modelos mestres contendo réplicas dos implantes. A seguir, foram posicionados cilindros de titânio sobre os análogos e realizada a união entre os componentes por meio de barras soldadas a laser, sendo padronizado um desajuste marginal de 1 mm entre os implantes centrais e as infra-estruturas. Após 8 semanas, os implantes foram expostos e a infra-estrutura parafusada com torque de 15 N/cm aos implantes distais. Em seguida, foi empregada a técnica de fotogrametria digital para avaliação das unidades protéticas e do tecido ósseo antes e após o torque do implante central (25,5N/cm). As imagens obtidas foram superpostas a um *software*, o qual permitiu o registro do desajuste marginal na junção prótese-implante e a visualização da deformação óssea por linhas que indicaram aumento ou diminuição de volume do tecido. Os resultados mostraram que devido à flexibilidade apresentada pelas infra-estruturas e pelo tecido ósseo, ambos apresentaram deslocamento axial de respectivamente 177 μm e 123 μm . Foi também observado que após o torque do parafuso central gerou-se uma tensão de 246 N de magnitude e redução do espaço marginal. Os autores afirmaram que mais estudos são necessários para avaliar as deformações geradas em função das restaurações mal adaptadas, sendo que isto

pode estar associado ao processo de remodelação óssea inicial, fenômeno que ocorre durante o primeiro ano em função.

Wolf et al.¹¹² (1998) analisaram clinicamente a adaptação marginal de restaurações *inlays* e *onlays* em titânio e liga áurica. Duas semanas após a cimentação, a integridade marginal foi avaliada. Foram avaliadas fendas marginais por meio de microscópio óptico e os resultados deste trabalho indicaram que a precisão de ajuste marginal era significativamente melhor para a liga áurica (64 µm) em relação ao titânio (72 µm).

Bergendal e Palmqvist⁷ (1999) realizaram um estudo de acompanhamento clínico por cinco anos para analisar o comportamento de estruturas de titânio utilizadas em próteses sobre implantes. A porcentagem de sucesso foi satisfatória para pacientes com estruturas em titânio e para o grupo controle de pacientes com estruturas de liga áurica. Não foi observado diferença estatisticamente significativa nem entre as estruturas protéticas e nem quanto à reabsorção óssea. Fraturas de dentes artificiais ocorreram para ambos os materiais testados, entretanto, em maior quantidade nas próteses em titânio. De acordo com os autores, os resultados obtidos para as estruturas em titânio, após o período de cinco anos, são favoráveis.

Rubenstein e Ma⁸⁵ (1999) compararam a interface de estruturas sobre implantes em titânio soldadas a laser e estruturas convencionais. Segundo os autores, com a introdução de novas técnicas para confecção de estruturas de próteses implanto-suportadas surgiu a necessidade de entender os componentes utilizados e compará-los com o método de confecção convencional, seguindo um protocolo padrão. Estatisticamente foram observadas diferenças na relação da interface horizontal entre os componentes de implante que tiveram um desajuste de 23,1 a 51,7 µm. Para os autores, a diferença na fabricação de um laboratório para outro representa uma variável que pode afetar a adaptação final da prótese.

Bergman et al.⁹ (1999) estudaram os resultados clínicos a longo prazo do sistema Procera aplicado em *copings* de titânio. Foi avaliado o índice de sangramento e o nível

marginal destas próteses. Das amostras avaliadas, três coroas substituídas devido à fraturas na cerâmica e duas coroas substituídas por cáries. Houve alterações de cor e de superfície destas coroas, as quais passaram de excelentes para aceitáveis; já quanto à forma anatômica, não houve alteração. A integridade de margem, com exceção das duas coroas cariadas foi registrada como satisfatória (excelente ou aceitável). Com relação ao índice de sangramento, o comportamento foi similar aos dentes naturais e quanto à retração gengival, foi maior nos dentais naturais. Os autores concluíram que no geral, os *copings* de titânio são clinicamente aceitáveis.

Oruç e Tulunoglu⁸¹ (2000) investigaram a adaptação marginal de *copings* para coroas metalocerâmicas fundidos em titânio comercialmente puro e níquel-cromo, comparando o ajuste cervical por meio da microscopia eletrônica de varredura, com e sem aplicação do revestimento estético. Os resultados deste experimento evidenciaram melhor adaptação marginal para as coroas metalocerâmicas confeccionadas em ligas de metal básico, no caso, em níquel-cromo, em relação às fabricadas em titânio comercialmente puro, entretanto, segundo os autores, a adaptação das coroas foi considerada aceitável clinicamente para os dois metais.

Hattori et al.³⁴ (2001) realizaram um estudo com o propósito de investigar a precisão de ligas de Ti-Cu (3,0 e 5,0% em massa de Cu) e alteração dimensional para comparar os resultados obtidos com estruturas de titânio comercialmente puro. Foram fundidas estruturas com estes metais para avaliar o desajuste de coroas totais e restaurações MOD. Os resultados da alteração dimensional não indicaram diferenças significantes entre o titânio comercialmente puro e as ligas de Ti-Cu. O ajuste das ligas de Ti-Cu foi inferior ao titânio comercialmente puro.

Stoll et al.⁹³ (2001) verificaram a adaptação marginal de coroas parciais em titânio comercialmente puro e liga aúrica após duas técnicas de cimentação diferentes: cimento de

fosfato de zinco e polimento (lixa # 660). A margem foi determinada por análise de margem quantitativa em MEV. As coroas parciais de ligas áuricas mostraram significativamente maior qualidade de margem A (discrepância marginal vertical $< 50\mu\text{m}$) enquanto coroas parciais de titânio comercialmente puro apresentaram significativamente maior qualidade de margem B (discrepância marginal vertical entre $50\text{-}100\mu\text{m}$) e margens sobre estendidas (qualidade D). Nenhuma diferença significativa foi observada entre as técnicas de cimentação convencional e de polimento para ambos os grupos analisados.

Stoll et al.⁹⁴ (2002) realizaram um estudo *in vitro* para verificar a adaptação marginal de coroas parciais fundidas em titânio comercialmente puro e em liga áurica. Para este experimento dois grupos de 25 molares foram preparados e as coroas parciais cimentadas. Na sessão seguinte, réplicas foram produzidas a partir da técnica da moldagem e a margem analisada através de microscopia eletrônica de varredura. De acordo com os resultados obtidos neste estudo, as coroas em ligas áuricas apresentaram melhor comportamento onde se observou maior quantidade de margem com qualidade A ($< 50\mu\text{m}$), enquanto o titânio apresentou maior porcentagem de margem B (desajustes entre $50\text{-}100\mu\text{m}$) e C ($> 100\mu\text{m}$). As coroas fundidas em titânio não mostraram a mesma qualidade marginal das fundidas em ligas áuricas, entretanto, segundo os autores, a qualidade técnica da fundição do titânio não está longe de ser atingida, pois a partir destes resultados sua aplicação clínica é justificável.

Contreras et al.¹⁷ (2002) analisaram o ajuste de estruturas de titânio comercialmente puro e de ligas Ti-6Al-4V, antes e após o acabamento marginal por meio de descarga elétrica (EDM), utilizando como controle coroas em liga de Pd-Ag. As medidas registradas de desajustes marginais foram obtidas por microscópio óptico. Os resultados mostraram diferenças significantes entre valores médios de ajuste marginal para o Ti cp ($83,9 \pm 26,1\mu\text{m}$) e os outros grupos: Ti-6Al-4V ($50,8 \pm 17,2\mu\text{m}$) e Pd-Ag ($45,2 \pm 10,4\mu\text{m}$). Após o

acabamento foram verificadas diferenças significantes entre as coroas de Ti-6Al-4V ($24,5 \pm 10,9\mu\text{m}$) e os outros 2 grupos: Ti cp ($50,6 \pm 20,0\mu\text{m}$) e Pd-Ag (não modificou por EDM). Os autores também verificaram que o acabamento marginal com EDM melhorou efetivamente o ajuste das coroas em Ti cp (de 83,9 para $50,6 \mu\text{m}$) e em Ti-6Al-4V (de 50,8 para $24,5 \mu\text{m}$). Dentro das limitações deste estudo, apesar dos resultados superiores de desajustes para grupos de Ti-6Al-4V, ambas as coroas em titânio tiveram desajustes marginais aceitáveis clinicamente. Após o acabamento marginal com EDM, o desajuste marginal das coroas em Ti cp e Ti-6Al-4V melhoraram significativamente.

Fonseca et al.²⁴ (2003) avaliaram o desajuste marginal de *copings* de titânio comercialmente puro (Ti cp) e de liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) após a queima da cerâmica. O ciclo de queima da cerâmica no titânio foi executado e realizou-se um tratamento para avaliar a tensão durante a primeira queima da cerâmica à temperatura de 800° C. O desajuste (μm) era medido antes e após o ciclo, por microscópio óptico. Os valores de desajuste marginais na condição inicial (controle) foi de $84,43 \mu\text{m}$ para Ti-6Al-4V não-tratado, $76,35 \mu\text{m}$ para Ti-6Al-4V tratado, $86,09 \mu\text{m}$ para Ti cp não-tratado, $97,66 \mu\text{m}$ para Ti cp tratado e $58,11 \mu\text{m}$ para o grupo Pd-Ag. O Ti-6Al-4V, Ti cp e Pd-Ag exibiram diferenças significantes nos valores de ajuste marginais na condição inicial comparada após a queima da cerâmica. Nenhuma diferença significante foi observada entre os grupos levemente tencionados. Os ciclos de queima da cerâmica podem interferir aumentando o desajuste de *copings* de titânio.

Koke et al.⁵⁸ (2004) compararam o comportamento de estruturas fundidas em duas ligas (Co-Cr e Ti cp) quanto às tensões transmitidas aos *abutments*, quando obtidas em monobloco e por soldagem a laser. Dois implantes do tipo hexágono interno com diâmetros de 5,5 mm a uma distância de 21 mm um do outro foram fixados em um monobloco de alumínio por meio de resina epóxica. Três grupos ($n = 10$) contendo estruturas fundidas em

monobloco (Co-Cr e Ti cp e Co-Cr soldadas a laser) foram analisados. Todas as peças posicionadas sobre os *abutments* tiveram seus parafusos torquados em 18 N/cm. Os desajustes marginais foram medidos por microscópio óptico (160 X) e precisão aproximadamente de 1,7 µm. As tensões foram avaliadas por *strain gauges* medindo 1,2 x 0,6 mm, alocados no espaço entre os implantes e os *abutments*. Os resultados indicaram que os espaços marginais nas infra-estruturas de Co-Cr foram maiores (72 µm) quando comparadas aos obtidos com as peças de Ti cp (40 µm). As estruturas em Co-Cr obtidas após soldagem dos segmentos mostraram desajustes significativamente menores que as peças em Co-Cr obtidas em monobloco. O *strain gauge* registrou o deslocamento horizontal e vertical dos *abutments* após o torque. Os autores concluíram que as infra-estruturas transmitiam maiores tensões aos *abutments* à medida que os valores de desajustes marginais eram maiores.

Jesús Suárez et al.⁵² (2005) compararam o ajuste marginal de dois tipos de coroas metalocerâmicas: em titânio comercialmente puro e Procera. Dez *copings* de cada tipo foram preparados, cerâmica de baixa-fusão aplicada e as coroas cimentadas com cimento ionomérico. O ajuste marginal foi avaliado antes e após a cimentação e observaram-se diferenças significantes nos valores médios de desajuste marginal entre os grupos. Segundo os autores, a cimentação aumentou as discrepâncias em ambos os grupos e os *copings* de titânio apresentaram discrepâncias maiores em relação aos *copings* obtidos pelo sistema Procera tanto antes como após a cimentação para ambos os grupos.

Fragoso et al.²⁵ (2005) analisaram a influência da temperatura de molde no ajuste de coroas confeccionadas em titânio comercialmente puro (Ti cp). Este estudo avaliou e comparou a influência de temperatura de molde (430° C- controle, 550° C, 670° C) nas discrepâncias marginais de coroas de Ti cp. A fenda entre a coroa e o dente bovino era medida por microscópio óptico (50 X). Os resultados deste estudo mostraram que a 550° C obteve-se melhor ajuste marginal (95 µm) que foi significativamente superior a 430°C (203,4

μm) e a 670°C ($213,8\ \mu\text{m}$). Segundo os autores, quando a temperatura do molde está em 550°C , as fundições em titânio apresentam melhor adaptação marginal das peças fundidas.

Ortorp⁷⁷ (2005) comparou o desempenho clínico de supra-estruturas em titânio ou ligas áuricas utilizadas em próteses implanto-suportadas, em mandíbulas edêntulas, durante cinco anos. Dois tipos diferentes de estruturas em titânio soldadas a laser e obtidas por digitalização gráfica (CNC) foram avaliadas e comparadas com estruturas em ligas áuricas quanto à adaptação marginal e rugosidade da superfície. Uma técnica de fotogrametria digitalizada foi avaliada e comparada com duas técnicas de impressão convencionais. As estruturas de titânio soldadas a laser apresentaram uma taxa de sucesso inferior, após o período decorrido, em relação às estruturas de ligas áuricas; o desempenho das estruturas de CNC foi semelhante às estruturas áuricas. A adaptação marginal e precisão das estruturas obtidas por CNC apoiadas sob estruturas áuricas foram superiores. A precisão de moldagem por fotogrametria foi comparável às técnicas de impressão convencionais. Segundo os autores, estruturas em titânio obtidas por CNC implanto-suportadas são uma alternativa viável para substituição das estruturas em ligas áuricas.

De Oliveira et al.¹⁸ (2006) avaliaram o ajuste marginal de estrutura de prótese fixa em monobloco e compararam com duas técnicas de fundição: convencional (CT) e a técnica em material refratário (ORT). Foram avaliadas as estruturas de titânio comercialmente puro (Ti cp - Tritan) de ligas de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) e níquel-cromo (Ni-Cr - VeraBond II). A partir de um modelo mestre foi simulada uma prótese fixa de 5 elementos, onde foram encerados padrões com 0,7 mm de espessura. Para a técnica ORT, as impressões de silicone foram vertidas em material de revestimento (Rematitan para Ti cp e Ti-6Al-4V e Talladium para Ni-Cr). Os padrões foram encerados nos modelos refratários. As espécimes obtidas por CT e ORT, Ti cp e Ti-6Al-4V foram fundidas à vácuo e as estruturas de Ni-Cr foram fundidas em máquina centrifugadora. As discrepâncias marginais das estruturas eram

medidas nas superfícies: mesial, distal, vestibular, e lingual. Foram registradas medidas de fenda marginal em 3 pontos por superfície, por meio de microscópio óptico (50 X). Os resultados obtidos neste trabalho revelaram discrepâncias marginais para os espécimes pela técnica de ORT (Ti cp = 82,8 µm; Ti-6Al-4V = 64,4 µm, Ni-Cr = 77,2 µm) que foram significativamente menores aos valores obtidos para os espécimes da fundição convencional de CT (Ti cp = 106,3 µm, Ti-6Al-4V = 75,7 µm, Ni-Cr = 101,9 µm). De acordo os autores, a técnica em material refratário (ORT) para estruturas de múltiplos elementos de PPF demonstrou significativamente menor discrepância marginal em relação à técnica convencional.

Witkowski et al.¹¹¹ (2006) avaliaram e compararam a precisão marginal e o acabamento de *copings* em titânio fabricados por três diferentes sistemas de CAD/CAM (DCS-DCS, Everest-VÉSPERA e Biotan-BIO). As discrepâncias verticais e horizontais entre margens de restauração e os preparos foram medidas antes e após o acabamento. As discrepâncias marginais (µm) variaram de 32,9 a 127,8 antes e de 3,4 a 58,4 após o acabamento manual. Segundo os autores, o acabamento manual melhorou a precisão marginal significativamente quando comparado com a fabricação convencional, além de melhorar a precisão marginal de *copings* de titânio obtidos com sistema CAD/CAM.

Al Wazzan e Al-Nazzawi¹ (2007) realizaram um estudo *in vitro* com o propósito de investigar a precisão marginal e o ajuste interno de coroas totais unitárias e de 3 elementos confeccionadas em titânio comercialmente puro (Ti cp) e liga de titânio Ti-6Al-4V. Os resultados deste estudo indicaram que a liga de Ti-6Al-4V apresentou uma fenda marginal consideravelmente menor que o Ti cp. As discrepâncias marginais registradas para ambos os metais estavam dentro do limite aceitável (< 100 µm). As coroas unitárias apresentaram discrepância significativamente menor que as próteses de três elementos para ambos os metais e a liga de Ti-6Al-4V demonstrou melhor adaptação marginal em relação ao Ti cp. Segundo

os autores, a adaptação marginal de coroas unitárias e de três elementos confeccionadas em Ti cp ou liga de Ti-6Al-4V estão dentro do limite clinicamente aceitável.

Haag e Nilner³⁰ (2007) realizaram uma revisão de literatura quanto à associação de cerâmica com titânio. A utilização de cerâmica e titânio tornou-se um assunto de interesse para aplicações protéticas, graças à biocompatibilidade documentada do titânio comercialmente puro. Esta revisão ilustra o fato que é possível ter sucesso na utilização do titânio com cerâmica para os critérios: adaptação marginal, força de união entre metal e cerâmica e resultado estético. Uma revisão de estudos clínicos indicou tendência para aumento da taxa de sucesso com o melhor conhecimento do material. O desenvolvimento de materiais e métodos e o aprimoramento da técnica influenciam sucesso das restaurações de cerâmica sobre titânio. Em função das propriedades clínicas excelentes do titânio, o desenvolvimento de cerâmica para titânio foi lento, o que tornou mais difícil o uso de restaurações metalocerâmicas em titânio.

De Torres et al.²⁰ (2007) mediram e compararam o ajuste passivo e vertical de estruturas em monobloco sobre implantes fabricados com três materiais diferentes: titânio comercialmente puro (Ti cp), liga de cobalto-cromo (Co-Cr) e liga de níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti). Foram confeccionadas quinze estruturas que simularam barras para prótese fixa em um modelo com cinco implantes e organizadas em três grupos diferentes de acordo com o material usado. O ajuste da interface da estrutura era medido por microscópio óptico, quando só um parafuso era apertado manualmente a um limite terminal (ajuste passivo) ou quando todos os parafusos de vigamento eram apertados a 10 N/cm torque (ajuste vertical). As média e desvio-padrão do ajuste passivo e ajuste vertical obtidos foram respectivamente: Ti cp [$88 \pm 74 \mu\text{m}$ e $22 \pm 9 \mu\text{m}$], Co-Cr [$229 \pm 184 \mu\text{m}$ e $66 \pm 35 \mu\text{m}$], Ni-Cr-Ti [$200 \pm 175 \mu\text{m}$ e $32 \pm 24 \mu\text{m}$]. Os resultados deste estudo revelaram que não houve diferença significativa entre ajuste passivo das estruturas de Co-Cr e as estruturas de Ni-Cr-Ti, no entanto, ambas as ligas foram

estatisticamente diferentes de Ti cp que apresentou melhores resultados. Para o ajuste vertical, Ti cp e liga de Ni-Cr-Ti foram estatisticamente semelhantes e apresentaram um ajuste vertical melhor em relação à liga de Co-Cr. Os autores concluíram que as estruturas em monobloco resultam em ajuste passivo e ajuste vertical inaceitáveis, independente do tipo de material utilizado. No entanto, os melhores resultados foram obtidos por Ti cp seguidos pelos das ligas Ni-Cr-Ti e Co-Cr.

De Sousa et al.¹⁹ (2008) avaliaram a precisão de ajuste de estruturas sobre implante de titânio (Ti cp) e liga de prata-paládio (Pd-Ag) soldadas a laser. A partir de uma matriz em metal com cinco implantes, foram obtidas 20 estruturas mestres para as réplicas de implantes, sendo 10 estruturas para cada metal, onde metade das estruturas foi soldada a laser e a outra metade permaneceu em monobloco. A interface prótese/implante foi analisada medindo as regiões vestibulares e linguais, central e distal com um microscópio óptico. Segundo os autores, os resultados deste trabalho indicaram diferenças significantes no ajuste passivo de estruturas soldadas a laser (34,73 μm) e estruturas em monobloco (151,39 μm); considerando os tipos de materiais, a liga de prata-paládio (66,30 μm) apresentou melhores resultados em relação ao titânio (119,83 μm). Na distal dos cilindros não houve diferença significativa entre as estruturas de titânio e prata-paládio para os monoblocos. Porém, na soldagem a laser houve diferença significativa para as estruturas em titânio (31,37 μm) e prata-paládio (106,59 μm).

2. 3 Soldagem do Titânio

Gordon e Smith²⁹ (1970) realizaram um estudo inicial sobre a soldagem a Laser. Segundo os autores o laser constitui um método de soldagem de peças metálicas e sua fonte de energia consiste de uma corrente de luz concentrada que permite maior rapidez, economia e precisão na confecção das peças protéticas. Em um estudo realizado em 1968 com 19 pacientes, foram confeccionadas próteses parciais fixas fundidas e posteriormente soldadas a laser num mesmo modelo de trabalho. As próteses assentaram-se sobre os pilares com mínimo desajuste. Após período de acompanhamento de 20 meses, não se observou falha com esta técnica de união, que segundo os autores, pode ser indicada.

Em 1987, Hruska³⁶ foi um dos primeiros a descrever a soldagem do titânio comercialmente puro utilizado intraoralmente. Segundo o autor, a dificuldade tem sido encontrada na área da prótese fixa. A maioria destes problemas inclui a colocação de *abutments*, menor ou maior mobilidade dos dentes adjacentes, falha de alguns elementos da prótese e fratura da junta soldada.

Sjögren et al.⁹⁰ (1988) avaliaram a solda a laser em titânio. Quarenta barras de titânio, 8 de ASTM B 348 grau-1 e 32 de ASTM B 348 grau-2 foram soldadas a laser. A tensão e a porcentagem de alongamento das barras soldadas foram medidas e comparadas a barras de titânio sem solda e barras de ouro e o tipo de fratura foi avaliado por fotografias. Os resultados mostraram que o uso do laser, em titânio, definidas variáveis em comum durante soldagem, produz valores mais favoráveis em relação aos obtidos com barras de ouro soldadas. Segundo os autores, as fraturas dos espécimes de titânio apresentaram-se como orifícios, já que o titânio é bastante flexível.

Em 1989, Hruska³⁷ analisou a soldagem a laser do titânio intraoralmente. A máquina utilizada intraoralmente e a técnica de soldagem tinham sido desenvolvidas há cinco

anos e oferecia como vantagens imobilização imediata de novos implantes por união a outros implantes ou coroas de titânio. Segundo o autor, na implantodontia este equipamento poderia ser utilizado em várias situações.

Hruska e Borelli³⁸ (1993) avaliaram a soldagem intra-oral de estruturas sobre implantes na instalação imediata de *overdentures*. Neste artigo foi realizada uma revisão da literatura sobre a aplicação da técnica com implantes submersos extensamente utilizada nos Estados Unidos. A soldagem intra-oral é executada imediatamente após a sutura, com um ou mais conectores em titânio por splintagem. De acordo com os autores, a técnica permite que o paciente saia com uma *overdenture* imediata à colocação dos implantes, estável e retentiva, evitando a possibilidade de problemas aos tecidos moles recentemente alterados. Além disto, a técnica permite instalação imediata de uma prótese imediata durante a cicatrização o que evitaria problemas psicológicos e fisiológicos nos pacientes. Os autores relataram que as desvantagens da carga imediata são contrariadas pela splintagem e distribuição compartilhada, induzindo à remodelação óssea segundo a lei de Wolff.

Yamagishi et al.¹¹⁵ (1993) analisaram as propriedades mecânicas da soldagem a laser (Nd:YAG) do titânio em Odontologia. Este estudo averiguou que a soldagem do titânio à laser se apresentou efetiva quando executada sob atmosfera de argônio. Houve uma correlação entre a resistência da solda produzida, atmosfera protetora e a intensidade de radiação sob a qual a irradiação laser foi executada, que segundo os autores, foram diretamente proporcionais.

Bergendal e Palmqvist⁸ (1995) realizaram um estudo clínico de acompanhamento durante dois anos em pacientes que utilizavam próteses fixas implanto-suportadas confeccionadas com supra-estruturas de titânio soldadas a laser. Dezenove clínicas de Reabilitação Oral e noventa e três pacientes participaram deste estudo. Foram comparados resultados deste grupo a outro grupo, o qual era examinado retroativamente. No grupo

retrospectivo (grupo controle), 91 pacientes receberam 96 próteses, sendo tratados anteriormente ao grupo experimental. Os resultados para ambos os grupos foram bons: 1,2% de implantes foram perdidos durante o período observado (1,6% no grupo com supra-estrutura em titânio e 0,7% no grupo controle). Uma estrutura de cada grupo fraturou, porém, nos casos de pacientes edêntulos totais, houve significativamente mais falhas no grupo com estruturas em titânio afetado pelas perdas de implante comparado ao grupo controle. Também houve tendência a fraturas de dentes artificiais e da resina acrílica no grupo de pacientes que receberam estruturas em titânio, comparado ao grupo controle. Segundo os autores, uma possível explicação para este fato, seria que os técnicos nos centros diferentes não utilizaram o mesmo padrão de confecção desde o início do estudo. Assim, os resultados nos dois primeiros anos foram promissores, no entanto, os autores ressaltaram a necessidade de estudos adicionais para estabelecer o desempenho, a longo prazo, das estruturas de titânio soldadas a laser.

Dérand²¹ (1995) realizou um estudo com o propósito de investigar o efeito do titânio soldado a laser na resistência da cerâmica em contato com esta junta. A resistência da cerâmica era medida em 4 pontos e a interface, examinada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Não houve diferença estatisticamente significativa na resistência dos espécimes soldados a laser ou convencionalmente. A utilização de agente de união não melhorou significativamente a força de resistência da cerâmica. De acordo com o autor, a cerâmica fundida nas áreas soldadas a laser comportou-se de maneira similar às cerâmicas das regiões não soldadas.

Jemt⁴⁸ (1995) analisou a distorção tridimensional de estruturas em titânio e ligas áuricas soldadas, medindo a precisão entre a margem completa da prótese sobre implantes. Medidas da precisão das próteses sobre implantes de 30 pacientes com próteses fixas por implantes osseointegrados do sistema Brånemark, em mandíbulas edêntulas, foram

analisadas. Estes pacientes foram divididos em três grupos diferentes, de acordo com a estrutura metálica confeccionada, dez pacientes receberam estrutura metálica em liga áurica e os outros dois grupos estrutura metálica em titânio (antigas e novas) e posteriormente, soldadas. O ajuste das próteses finalizadas era medido em três dimensões (3-D) em relação ao modelo mestre antes da inserção. Significante distorção em 3-D foi observada nos *copings* de ouro (42 µm); a maior distorção para os outros dois grupos com estruturas em titânio foi de 43 µm e 36 µm, respectivamente e menor distorção foi observada na direção vertical para todos os grupos. Nenhum dos grupos apresentou um ajuste significativamente melhor, mas o grupo com estruturas mais antigas em titânio apresentaram maior distorção. Conforme observado pelo autor, este estudo indicou que existe risco maior de desajuste, após a secção e resoldagem de próteses com estruturas antigas em titânio em relação às próteses com estruturas novas em titânio.

Em 1995, Rubenstein⁸⁶ realizou um estudo de acompanhamento clínico e laboratorial, durante o período de um ano, de peças em titânio soldadas a laser. Após tentativas na Suécia, ao Norte da América, foi apresentado o sistema Procera sobre implantes. Diferente da técnica convencional, esta técnica eliminava o processo da cera perdida e estava em grande ascensão. Nos 10 primeiros pacientes que foi empregada esta técnica, observaram-se resultados favoráveis, sem evidência de complicações protéticas ou periodontais em todos os 50 implantes instalados. Segundo este estudo, a tecnologia de Procera oferece uma alternativa às técnicas convencionais. No entanto, os autores relataram que o resultado deste trabalho dever ser investigado por um período maior.

A descoberta de um método de soldagem para as próteses em titânio tornou-se fundamental devido à crescente introdução do titânio e suas ligas na Odontologia. O efeito da corrosão do titânio e liga de Ti-6Al-4V, foi avaliado por Oda e Okabe⁷⁵ (1996). Hastes de titânio comercialmente puro e de liga Ti-6Al-4V, com dimensões pré-estabelecidas (2 mm de

diâmetro; 25 mm comprimento) foram soldadas, sob atmosfera de argônio, por diferentes processos: dois indicados para a soldagem do titânio, um para soldagem de ligas áuricas e outro para a soldagem de ligas de prata. A resistência mecânica à tração foi mensurada antes e após o tratamento de imersão para o ensaio de corrosão. Os espécimes foram imersos em solução de 0,9% NaCl ou 1,0% solução de ácido láctico a 35° C por 3 a 8 semanas. A quantidade de vários elementos metálicos liberados era determinada através de fotoespectroscópio de absorção atômica. Os potenciais naturais e o comportamento de polarização potenciodinâmico dos espécimes soldados eram determinados por um sistema de análise de corrosão computadorizado. O titânio cp e amostras de Ti-6Al-4V soldados com os processos indicados exibiram resistências à tração na ordem de 300-400 MPa; não foram afetados significativamente pela imersão nas soluções e não mostraram qualquer região de desarranjo estrutural. A resistência do titânio cp e dos espécimes da liga de titânio soldados com solda para ligas áuricas foram significativamente inferiores aos demais espécimes e foram afetados pela imersão em 0,9% NaCl. Os espécimes soldados com soldas para ligas áuricas e ligas de prata apresentaram regiões de desarranjo a menos de 0 mV em solução de 0,9% NaCl. Segundo os autores, para a soldagem do titânio, os processos recomendados devem ser empregados.

Neo et al.⁷⁴ (1996) analisaram as propriedades do titânio como resistência mecânica e elástica de juntas de titânio soldadas a laser ou arco de tungstênio, sob atmosfera gasosa, e compararam com o titânio sem solda. O efeito do tratamento de calor em função do ciclo de queima da cerâmica também foi investigado. Os espécimes soldados a laser e submetidos ao ciclo térmico, apresentaram as mais baixas resistências à tração. O tratamento térmico não influenciou o módulo de elasticidade e de alongamento dos espécimes testados, mas diminuiu significativamente a sua força de rendimento. Os espécimes soldados a arco de tungstênio sob atmosfera gasosa apresentaram significativamente maiores forças de

rendimento e módulo de elasticidade em relação aos demais grupos (controle e laser). Os autores concluíram que a resistência flexural dos espécimes do grupo controle foi maior em comparação aos espécimes soldados a arco de tungstênio, os quais, por sua vez, apresentaram maior resistência flexural que os espécimes submetidos à soldagem a laser.

Haney e Meires³¹ (1996) realizaram um estudo sobre os processos de soldagem do titânio para uso odontológico e investigaram as mudanças de temperatura durante a soldagem elétrica do titânio para determinar se o calor emitido representa um perigo potencial à vitalidade pulpar. Foram realizados pontos de soldas em simulações de próteses fixas de três elementos confeccionadas em titânio que continham dois dispositivos para medição das variações de temperatura. Mudanças de temperatura máxima eram 127,4° F perto da solda e 68,6° F na parede axial. Os tempos (ms) para a queda da temperatura de 10,0° F esteve no intervalo de variação entre 84,1 a 133,7s. Segundo os autores, as temperaturas relativamente baixas registradas neste estudo sugerem uma investigação adicional para garantir o uso da soldagem intra-oral.

Em 1998, Chai e Chou¹⁶ avaliaram as propriedades mecânicas de juntas de titânio comercialmente puro soldadas a laser em diferentes condições para investigar os melhores parâmetros de tempo da pulsação e voltagem (nível de energia) que devem ser empregados até obtenção de uma solda de qualidade. Para isto, espécimes de titânio puro foram confeccionados de acordo com as especificações ISO 6871, divididos em nove grupos experimentais e um grupo controle. As barras de titânio foram seccionadas, soldadas a laser nas diferentes condições de pulsação (8, 10, e 12 ms) e níveis energia (290, 300, e 310 V) e foram avaliadas a máxima resistência à tração (374 a 562 MPa), a força de rendimento (206 a 338MPa) e a porcentagem de alongamento (2,49% a 10,58%). O grupo controle apresentou melhores resultados de resistência à tração (540 MPa) e força de rendimento (258 MPa), no entanto, menores valores na porcentagem de alongamento (12,41%). A análise estatística para

todos os parâmetros estudados demonstrou que ótimas condições foram determinadas com maior resistência à tração para 305 V e duração de pulso de 12 ms; maior porcentagem de rendimento para 310 V e 10 ms e melhor porcentagem de alongamento para 300 V, 12 ms. Segundo os autores, um ótimo nível de energia utilizado para a soldagem a laser produz resultados similares e/ou superiores que as hastes não seccionadas.

Wang e Chang¹⁰¹ (1998) avaliaram a corrente térmica gerada durante a soldagem a laser do titânio em restaurações odontológicas. A grande preocupação com a soldagem a laser do titânio, em próteses dentais, é a limitada profundidade de penetração do laser no metal e o dano gerado à superfície. Este estudo utilizou-se da simulação de transferência de calor numérica para explicar este comportamento e avaliou a possibilidade de um método substituto. Uma análise de elemento finito unidimensional foi empregada para simular transferência de calor no titânio comercialmente puro e em liga aúrica durante a soldagem a laser. Os perfis de gradiente térmicos revelaram que o problema é inerente à baixa condutividade térmica de titânio e o ouro não apresenta este problema. A duração dos pulsos de irradiação interfere no maior tempo para a energia se difundir na profundidade do metal. Segundo os autores, com um único pulso de irradiação do laser no titânio a elevação da energia não é capaz de aumentar a profundidade de penetração e derretimento, podendo danificar a superfície do metal.

Jemt et al.⁴⁹ (1998) realizaram um estudo de acompanhamento clínico por um período de dois anos, para analisar o comportamento de estruturas em titânio sobre implantes, soldadas a laser, em maxilas de pacientes edêntulos. Foi avaliado o desempenho clínico e radiográfico de próteses fixas suportadas por seis implantes do sistema Brånemark, de 58 pacientes com 349 implantes instalados. Os pacientes foram divididos em dois grupos: 28 pacientes receberam estruturas soldadas a laser e 30 pacientes receberam estruturas convencionais. Dados clínicos e radiográficos coletados durante este período revelaram que

ambos os grupos apresentaram a taxa de permanência do implante desde a instalação até a inserção de prótese de 93,7% e 96,2%, respectivamente. A taxa de permanência das próteses era 96,6%. As próteses de dois pacientes, um de cada grupo, falharam completamente e eles retomaram o uso de próteses totais convencionais. Nenhuma fratura foi observada nas estruturas ou componentes de implante. Para ambos os grupos foram confeccionadas próteses idênticas e a perda óssea foi de 0,4 mm. Os pacientes tratados com próteses implanto-suportadas confeccionadas com estruturas de titânio soladas a laser na maxila edêntula apresentaram resultados comparáveis aos pacientes com próteses convencionais, decorridos dois anos em função.

Li et al.⁶² (1998) verificaram o comportamento de cinco métodos de soldagem do titânio e sua aplicação clínica. Foram analisados os seguintes tipos de soldagem: laser, protoplasma, TIG, infravermelho e solda elétrica de Hruska, sendo todos os métodos clinicamente aceitáveis.

Walter et al.¹⁰⁰ (1999) avaliaram próteses parciais fixas fundidas em titânio e ligas áuricas. Neste estudo, de 47 estruturas confeccionadas, 22 eram de titânio comercialmente puro. Foi empregada soldagem a laser (Procera, Nobelpharma) e aplicação de cerâmica Duceratin (Ducera, Alemanha). O grupo controle (n = 25) era formado por estruturas em liga áurica Degudent U (Degussa, Alemanha) e cerâmica Vita VMK 68 (Vita, Alemanha). Os pacientes foram acompanhados durante seis anos. Apenas uma prótese parcial fixa teve de ser removida devida à fadiga do metal-cerâmica (no grupo em titânio). O desempenho clínico das ligas áuricas e a cerâmica quanto à longevidade foram descritos pela análise de Kaplan-Meyer. A permanência relativa era 84% para titânio e 98% para a liga áurica. As PPFs em titânio exibiram um risco significativamente aumentado de falha na união metal-cerâmica. Porém, em relação aos defeitos que requerem remoção, nenhuma diferença significativa foi

observada para o titânio e liga aúrica e também não houve diferença significativa nas distribuições de permanência entre coroas e pônticos para ambos os grupos.

Ortorp et al.⁷⁸ (1999) verificaram experiências clínicas de próteses sobre implantes, confeccionadas em titânio e posteriormente, soldadas em mandíbulas edêntulas. Foram selecionados 155 pacientes, nos quais se confeccionaram próteses sobre implantes com supra-estruturas em ligas áuricas e em titânio soldadas a laser. No grupo (controle) de 53 pacientes foram instaladas próteses com ligas áuricas. Dados clínicos e radiográficos coletados foram avaliados. As taxas de sucesso foram de 95,9% e 99,7% para próteses de estruturas em titânio e implantes, respectivamente. As taxas de sucesso correspondentes ao grupo controle foram de 100% e 99,6%, respectivamente; a perda óssea foi em média de 0,5 mm. As complicações mais comuns encontradas nas estruturas em titânio eram fraturas de dente ou da resina, inflamação gengival e fraturas das estruturas metálicas (10%). Se a prótese fraturava era soldada novamente; os componentes soltos ou fraturados representaram insignificante porcentagem (< 1%). Embora a estrutura convencional apresentasse taxa de sucesso maior, a estrutura em titânio, no geral, apresentou bom resultado. Segundo os autores, as estruturas em titânio soldadas a laser podem ser uma alternativa viável às estruturas convencionais.

Na década de 90, estruturas de titânio eram utilizadas rotineiramente em pacientes edêntulos, mas o conhecimento desta aplicação em pacientes parcialmente edêntulos era limitado. Experiências clínicas com acompanhamento durante o período de cinco anos foram realizadas por Ortorp e Jemt⁷⁹ (1999), os quais avaliaram próteses implanto-suportadas por estruturas de titânio soldadas a laser, em pacientes parcialmente edêntulos. De 383 pacientes parcialmente edêntulos (maxila e mandíbula), 58 pacientes receberam estruturas em titânio sobre implantes do sistema Brånemark, utilizando três técnicas diferentes. Os exames clínicos e radiográficos demonstraram uma taxa de sobrevida global de 95,6% para próteses com

supra-estrutura em titânio e de 93,6%, para os implantes. A perda óssea no período analisado era de 0,4 mm. Dentre as complicações mais comuns observadas, as fraturas secundárias, ou seja, de componentes fraturados ou soltos representavam menos de 2%. Segundo os autores, o desempenho clínico de próteses implanto-suportadas confeccionadas com titânio e soldadas a laser foi semelhante ao das próteses convencionais; as cerâmicas de baixa-fusão também apresentaram desempenho clínico comparável às cerâmicas utilizadas nas próteses convencionais.

Lu et al.⁷⁰ (1999) analisaram as propriedades mecânicas de soldas a laser em titânio aplicado à Odontologia. Foi utilizada a soldagem a laser (Nd:YAG) em TA₂ e Ti-6Al-4V sob diferentes energias. A máquina de Ensaio Universal (Instron) mensurou a carga elástica, carga de rendimento (0,2%) e o alongamento absoluto. Por meio de MEV e da análise da dureza Vickers, as superfícies fraturadas foram avaliadas nas áreas soldadas após a imersão em saliva artificial. A 700 V - 750 V, não houve diferença significativa entre forças do TA₂ soldado a laser e o controle (sem solda). Para Ti-6Al-4V, à 750 V, a força mecânica da solda antes e após imersão em saliva artificial, foi semelhante. Foi sugerido que a zona afetada pelo calor pudesse ser pequena e a resistência de corrosão em saliva artificial ser alta. De acordo com os autores, a força mecânica do titânio soldado a laser pode favorecer as demandas clínicas quando a soldagem é realizada na energia de 19-20 J/P.

Wakabayashi et al.⁹⁸ (1999) avaliaram o comprimento do fluxo de uma solda para ouro, no titânio comercialmente puro e liga de Ti-6Al-4V, e a resistência à tração do titânio soldado com liga áurica. Fragmentos de liga áurica Tipo IV e prata foram soldados sobre titânio comercialmente puro e Ti-6Al-4V. As áreas de fluxo de cada solda eram medida por um analisador de imagem digital. Espécimes (n = 5) foram preparados e soldados a brasagem por radiação infravermelha, sendo realizado posteriormente, ensaio de resistência mecânica. A microanálise de radiografias a corte transversal e a microscopia eletrônica de varredura

(MEV) das juntas soldadas foram realizadas para determinar a composição elementar da interface. As ligas soldadas apresentaram boa fluidez sobre o Ti cp e Ti-6Al-4V, o fluxo foi influenciado pelo tipo de solda e a liga áurica fluiu em menor proporção no titânio. A resistência à tração para o Ti cp e Ti-6Al-4V soldados utilizando liga áurica foi 219 MPa e 417 MPa, respectivamente. A fratura apresentada pelos espécimes de Ti-6Al-4V com solda de liga áurica apresentou comportamento flexível típico; o Ti cp com o mesmo tipo de solda apresentou superfícies frágeis. Maior concentração de Cu foi encontrada na interface do Ti cp soldado com solda para liga áurica. Os autores ressaltaram que o fluxo e a resistência à tração da superfície do titânio soldado por solda para ligas áuricas, pelo processo da soldagem a brasagem por radiação infravermelha, são adequados para uso odontológico.

Manicone et al.⁷² (2000) realizaram análise comparativa da microestrutura de juntas de titânio soldadas a laser e técnicas que utilizam radiação infravermelha. Quarenta espécimes em cera foram fundidos em titânio e divididos em 2 grupos: (1) soldada laser e (2) soldado a infravermelho. Os resultados das fotomicrografias da microscopia eletrônica de varredura (MEV) revelaram para o grupo 1 interface metálica homogênea e sem microporosidades e para o grupo 2 foi observada uma demarcação distinta na interface. A avaliação metalográfica revelou na soldagem a laser a presença apenas de titânio e nas amostras soldadas a radiação infravermelha verificou-se a presença de Ni e Cu. Os valores de microdureza para as regiões da solda foram maiores em ambos os grupos analisados. De acordo com os autores, a soldagem a laser é um método ideal de união do titânio e ambas as técnicas mostraram alterações estruturais na camada da superfície aquecida.

Jemt et al.⁵⁰ (2000) realizaram um estudo comparativo, por três anos, com o propósito de investigar o desempenho clínico de estruturas de titânio soldadas a laser e estruturas convencionais sobre implantes em mandíbulas parcialmente edêntulas. Em quarenta e dois pacientes foram instalados implantes do sistema Brånemark, divididos em dois grupos:

grupo (A), pacientes com prótese convencional na mandíbula de um lado e de outro com prótese confeccionada em cerâmica de baixa-fusão associada à infra-estrutura metálica de titânio soldada a laser e o grupo (B), pacientes com a prótese sobre implante convencional que foi substituída por uma prótese com supra-estrutura em titânio. Os pacientes foram acompanhados durante três anos após a instalação destas próteses. Houve perda de um implante apenas e todas as próteses estavam em função, decorrido este período. Os dois tipos de supra-estruturas mostraram desempenho clínico semelhante e com poucas complicações clínicas. Um parafuso (1%) e nove elementos de cerâmica (5%) fraturaram; em quatro próteses em liga áurica os parafusos estavam soltos (6%). No grupo A, perda óssea marginal foi semelhante para ambos os tipos de prótese (com média de 1,0 mm e 0,3 mm, para maxila e mandíbula, respectivamente) e para o grupo B, nenhuma perda óssea foi observada; não houve relação significativa entre perda óssea marginal e a margem da prótese. De acordo com os resultados obtidos neste estudo, os autores concluíram que o uso de estruturas de titânio soldado a laser apresenta desempenho clínico semelhante às próteses sobre implantes convencionalmente fabricadas, podendo ser uma alternativa indicada nas reabilitações orais.

Wiskott et al.¹⁰⁹ (2001A) avaliaram as características mecânicas e estruturais do titânio comercialmente puro e a soldagem. Titânio e liga de Au-Pd foram submetidos à soldagem a laser e brasagem. Segundo os autores, a resistência à fadiga da liga de Au-Pd demonstrou resposta inferior à solda a laser antes e após a aplicação da cerâmica. Este estudo foi projetado para avaliar a resistência mecânica, a microestrutura e a difusão de elementos nas regiões de solda. Foi realizado o ensaio de resistência mecânica das juntas e a análise microscópica dos grupos: (1) soldagem a arco elétrico (*GTAW*), (2) solda a laser e (3) brasagem. Abaixo da resistência à fadiga, estava em ordem: sem solda, a brasagem e soldagem a laser, e em terceiro, as juntas de *GTAW*. Nenhuma das soldas de Au para preenchimento resistiu à fadiga aplicada. A análise microscópica revelou vários padrões

diferentes, ausência de trincas e a presença das estruturas de Widmanstätten. A difusão de elementos do Ti soldado foi significativa quando submetido à brasagem e ausente quando com solda de preenchimento. Os resultados mostraram que a resistência mecânica do titânio soldado por meio dos processos de brasagem, laser e a arco elétrico, foi similar ou menor em relação a das ligas de AuPd, previamente testadas. Com o aumento do calor gerado na área de soldagem, houve aumento definido dos tamanhos de grãos. Entretanto, segundo os autores, nenhuma modificação considerável na análise elementar poderia ser correlacionada com a resistência dos espécimes testados.

Wiskott et al.¹¹⁰ (2001B) analisaram a microestrutura da brasagem e soldas utilizadas para titânio comercialmente puro. Foram realizadas análises de micrografias, características elementares e a dureza de juntas (varetas) de Ti cp soldadas por quatro diferentes métodos: solda a laser, soldagem a arco elétrico, feixe de elétrons e solda de Au para preenchimento. Os espécimes foram submetidos à fadiga para avaliação da resistência mecânica. As superfícies das fraturas foram analisadas por MEV, a composição da junta determinada por meio da análise radiográfica de dispersão e a dureza mensurada em locais específicos, por meio de microidentações. Enquanto a solda a laser apresentou uma estrutura intacta, as soldagens a arco elétrico e a feixe de elétrons apresentaram significativa zona afetada pelo calor ao redor da junta. O feixe de elétrons aumentou este fenômeno; a solda a arco elétrico rompeu o padrão granular ou lamelar/acicular. Segundo os autores, as microestruturas aciculares foram caracterizadas por comportamento diferente nas juntas que eram altamente resistentes à tração enquanto a resistência à fadiga apresentou menor variação nas juntas testadas.

As propriedades mecânicas da soldagem a laser e as mudanças estruturais da zona soldada foram relatadas por Wu et al.¹¹⁴ (2001). Em diferentes condições de voltagens e frequências de pulso, foram soldadas ligas de Ni-Cr, Co-Cr e titânio comercialmente puro.

Para a liga de Co-Cr, obteve-se médias de 335 MPa (250 V) e de 573 MPa (330 V). A zona afetada pelo calor apresentou partículas cristalinas pequenas e no final da solda, foram observados intervalos com o formato de dedo e na região central das hastes apresentou uma zona preta circular. De acordo com os resultados obtidos, os autores verificaram que a voltagem foi proporcional à profundidade da solda do titânio cp e em proporção inversa à resistência, com médias de 221 MPa (250 V) e 154 MPa (330 V). Também observaram que a partícula cristalina na zona afetada pelo calor aumentou e a fase sólida se expandiu; o intervalo do cristal se oxidou, e a estrutura mudou para o aspecto de favo-de-mel. Segundo eles, a solda a laser possui propriedades favoráveis à solda de Co-Cr e Ni-Cr, mas seu efeito em titânio ainda é discutível.

Iglesia e Moreno⁴² (2001) avaliaram um método para alcançar o ajuste passivo de próteses sobre implante. Tal procedimento envolve a confecção de uma estrutura em titânio sobre implantes. Após a verificação do ajuste passivo na pré-soldagem, a soldagem a laser foi realizada. O objetivo de utilizar titânio são os benefícios clínicos apresentados pelo material: (1) material de melhor revestimento; (2) uso de limites fabricados de alta-precisão; (3) pode ser soldado a laser; e (4) obtêm-se um ajuste passivo. Segundo os autores, a técnica descrita é adequada para alcançar ajuste passivo em próteses implanto-suportadas que utilizam titânio e soldagem a laser.

Em 2002, Liu et al.⁶⁶, avaliaram a resistência do titânio soldado a laser Nd: YAG em diferentes níveis de energia (30 A, 180 a 300 A). A profundidade de penetração do laser era medida nas várias condições de energia, duração do pulso e diâmetro da viga, para determinar as condições apropriadas destes parâmetros. Foram analisados os resultados obtidos para os seguintes parâmetros: profundidade de penetração, tamanho dos espécimes analisados (densidades: 0,5 e 1,0 mm, largura: 3,0 mm), duração do pulso (10 ms) e diâmetro da viga (1,0 mm). Três pulsos de laser eram aplicados de um lado para soldar a largura inteira

(3,0 mm) dos espécimes; o grupo controle constituiu-se dos espécimes sem solda. Para os espécimes com 0,5 mm de espessura, a resistência à tração foi semelhante nas intensidades: 240, 270, e 300 A e não foram diferentes do grupo controle. Não houve diferença significativa entre os espécimes com 1 mm de diâmetro soldados a laser, para 270 e 300 A e o grupo controle. Nas condições apropriadas deste estudo, os autores verificaram que o grupo controle apresentou semelhante comportamento em relação aos demais grupos.

Jemt et al.⁴⁶ (2002) avaliaram, durante cinco anos, o desempenho clínico e radiográfico de estruturas implanto-suportadas de titânio, em maxilas edêntulas. Vinte e oito dos pacientes selecionados aleatoriamente, receberam estruturas de titânio soldadas a laser e trinta pacientes receberam estruturas em liga áurica soldada convencionalmente. O tempo de permanência do implante foi de 91,4% sobrevida e 94%, taxa de sucesso. Decorrido o período analisado, as taxas de permanência e sobrevida foram de 96,4% e 93,3%, respectivamente. Um paciente de cada grupo perdeu todos os implantes e necessitou de prótese total convencional, isso durante o primeiro ano em função, outro paciente teve a estrutura em liga áurica refeita, basicamente por problemas técnicos. Nenhuma falha foi observada de componentes de implante durante o período analisado e a perda óssea foi em média de 0,59 mm, sem diferença estatística entre os dois grupos. Os autores verificaram que as estruturas de titânio soldadas apresentaram um desempenho clínico favorável semelhante às estruturas em ligas áuricas convencionais.

Cecconi et al.¹⁵ (2002) avaliaram, radiograficamente, próteses parciais com estruturas em titânio, para averiguar se estas fundições eram tecnicamente aceitáveis para uso clínico. Na máquina de fundição (Titec 205 M), foram confeccionadas 300 estruturas de próteses parciais removíveis e todos os materiais eram utilizados conforme as recomendações do fabricante, sendo as fundições realizadas por um especialista. Foi realizada análise radiográfica de cada estrutura obtida e baseado no número, local, e tamanho de inclusões de

argônio, as estruturas eram avaliadas em: tecnicamente aceitável para uso clínico, tecnicamente aceitável após a soldagem a laser ou inaceitável, sendo necessário refazer. Segundo os autores, os resultados obtidos neste estudo mostraram que do total, 97% eram tecnicamente aceitáveis para uso clínico.

Wu et al.¹¹³ (2002) estudaram a morfologia e a microestrutura de diferentes ligas soldadas a laser. Foram emparelhadas várias ligas metálicas e titânio comercialmente puro em 4 grupos: Au-Pt e Ni-Cr; Au-Pt e Ti cp; Ti cp e Ni-Cr; Ni-Cr e Co-Cr, os quais foram soldados a laser. Os poros identificados por MEV, após a hibridação do grão cristalino como poro, foram observados nas zonas afetadas pelo calor. Na união do Au-Pt e Ti cp, o titânio foi misturado gradual e uniformemente à liga de Au-Pt com limite indefinido e aumento em tamanho do grão cristalino. No entanto, no titânio foi observada uma morfologia irregular e orifícios com limites definidos; no grupo de Ni-Cr e Ti cp, uma mistura regular, transição lenta entre grãos cristalinos na interface do Ni-Cr e no titânio foi observada leve alteração, limite definido e trincas pequenas; no grupo de Co-Cr e Ni-Cr, foi verificado um limite indefinido em ambos os lados que são resultados de uma rede de aspecto cilíndrico observada na zona de fusão. A maioria dos elementos difundidos apresentava-se distante da zona de fusão. Segundo os resultados deste estudo, os autores verificaram que a hibridação do titânio comercialmente puro e qualquer outra liga não é indicada, no entanto, o efeito da solda a laser em diferentes ligas pode ser indicada, exceto para titânio comercialmente puro.

Jemt et al.⁴⁷ (2003) realizaram um estudo de acompanhamento clínico durante cinco anos de pacientes com próteses parciais implanto-suportadas confeccionadas em titânio e posteriormente soldadas a laser ou convencionalmente, em mandíbulas parcialmente edêntulas. Quarenta e dois pacientes, nos quais se instalou implantes do sistema Brånemark, foram organizados em dois grupos: I - vinte e um pacientes com estrutura metálica para prótese metalocerâmica convencional de um lado e de outro estrutura em titânio soldada a

laser e cerâmica de baixa-fusão, II- pacientes receberam prótese com estrutura em titânio em substituição à prótese convencional. Exames clínicos e radiográficos foram realizados durante este período; quatro implantes e uma estrutura em titânio foram perdidos; nos dois tipos de estruturas não houve diferença significativa com relação à durabilidade do implante. Foram observadas poucas complicações clínicas: no grupo I, a perda óssea marginal foi semelhante para ambos tipos de prótese, com uma média de 0,1 mm, na maxila e 0,3 mm na mandíbula; no grupo II não se observou nenhuma perda óssea. Nenhuma relação significativa foi observada entre perda óssea marginal e margem da prótese. De acordo com os autores, as estruturas de titânio soldadas a laser apresentaram desempenho clínico semelhante às estruturas convencionais.

Knabe e Hoffmeister⁵⁷ (2003) realizaram um estudo que descreve uma técnica moderna de confecção de próteses implanto-suportadas com estruturas em titânio em pacientes que requerem um plano de tratamento que envolve cirurgia maxilo-facial associada. Após a cirurgia de enxerto ósseo e colocação dos implantes no molde obtido, foram fundidas as estruturas utilizando *copings* em titânio pré-fabricados e soldados a laser. Resultados clínicos favoráveis foram alcançados com estruturas em titânio parafuso-retidas, durante o período de três a quatro anos. De acordo com os autores, as observações sugeriram que a confecção destas próteses em estruturas de titânio parafuso-retidas, pode contribuir significativamente para as próteses implanto-suportadas, sendo as restaurações facilmente recuperáveis, com excelente biocompatibilidade, precisão marginal aceitável e resultado estético. No entanto, relataram a necessidade da realização de estudos clínicos controlados para estabelecer a viabilidade a longo prazo destas restaurações em titânio.

Fujioka et al.²⁶ (2003) avaliaram os efeitos metalúrgicos do titânio soldado a laser em pedras odontológicas que utilizam titânio comercialmente puro (cp) forjado. Foi aplicado laser Nd:YAG em espécimes fixos a uma pedra dental ou a um disco de titânio. Foram

avaliadas as propriedades metalúrgicas da solda por meio do ensaio de dureza Vickers, análise da microestrutura, observação de superfície fraturada e análise quantitativa de oxigênio e hidrogênio. Os autores observaram na solda formada na pedra dental que havia aumento em dureza a uma estrutura acicular com superfície fraturada e aumento das concentrações de oxigênio e hidrogênio comparadas ao metal básico; já na solda formada no disco de titânio, não foram observadas estas alterações. Segundos os pesquisadores deste trabalho, a solda a laser, em pedras dentais, aumenta a fragilidade da solda.

Longoni et al.⁶⁸ (2004) afirmaram que o requisito importante para próteses implanto-suportadas é o alcance de um ajuste passivo da estrutura com os limites definidos do implante para limitar a quantidade de tensão transferida à interface de osso-implante. Os autores relataram que a técnica de carga imediata que utiliza uma prótese total provisória implanto-suportada é favorável na obtenção deste objetivo. Segundos os autores, o ajuste preciso foi alcançado pelo uso de componentes de titânio industrializados e a passividade por uma sucessão de procedimentos intra-orais e soldagem a laser.

Zavanelli et al.¹¹⁷ (2004) avaliaram a resistência à corrosão e fadiga do titânio comercialmente puro e ligas de Ti-6Al-4V soldados a laser sob diferentes condições de armazenamento. Para cada tipo de metal, 30 espécimes em forma de halteres com diâmetro de 2,3 mm no segmento central, foram preparados utilizando o Sistema Rematitan e submetidos aos ensaios de fadiga-corrosão com carga 30% abaixo do limite de escoamento a 0,2% do deslocamento e combinando três situações de armazenagem: sem imersão, com saliva artificial e com saliva artificial fluoretada. Após o ensaio, a fratura e número de ciclos foram registrados, sendo também realizada a análise da superfície por microscopia eletrônica de varredura (MEV). As amostras fraturadas foram subsequentemente soldadas a laser, usinadas e ensaiadas novamente nas mesmas condições das amostras iniciais. Os resultados indicaram redução no número de ciclos até a fratura (5674 ciclos-saliva artificial e 3948 ciclos-saliva

fluoretada) quando as amostras foram ensaiadas na presença de soluções de armazenagem, com diferença estatisticamente significativa em relação às amostras ensaiadas sem os meios (18186 ciclos). Os autores concluíram que as soluções de armazenagem reduziram a vida das amostras e o processo de soldagem a laser influenciou negativamente, diminuindo o número de ciclos até a fratura em ambos os metais sob as condições de fadiga-corrosão.

Iwasaki et al.⁴³ (2004) analisaram a distorção da soldagem a laser em titânio, sob diferentes condições operacionais. Foi utilizado o laser de Nd:YAG e observado que a distorção aumentou após cada ponto de soldagem ao longo da zona soldada de um lado, mas diminuiu após a soldagem do outro lado (quando o espécime era soldado em dois lados). No caso da distorção observada no primeiro lado soldado, ocorreu em função da corrente, do diâmetro da solda utilizada e em virtude da solda solidificada, quando aplicada nestes parâmetros. Em função da fusão ocorreu a contração da peça, e conseqüentemente, distorção. Segundo os autores, a soldagem em 4 pontos diminuiu significativamente a distorção, assim como a soldagem de ambos os lados.

Baba e Watanabe⁴ (2004) avaliaram a profundidade de penetração do laser Nd:YAG nas ligas odontológicas. Espécimes com dimensões de 3,0 mm x 8,0 mm x 50 mm, foram preparados em titânio comercialmente puro (Ti cp), Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, liga de Co-Cr e liga áurica tipo IV. Dois segmentos de cada metal foram posicionados juntos e soldados nas seguintes condições: voltagem de 160 -340 V, diâmetro da junta de 0,4-1,6 mm e duração do pulso de 10 ms. Os blocos soldados a laser foram separados e a profundidade de penetração de cada liga foi medida. As profundidades de penetração foram: Ti cp (0,29 - 6,45 mm), Ti-6Al-4V (0,32 - 5,24 mm), Ti-6Al-7Nb (0,34 - 5,65 mm), Co-Cr (0,24 - 6,15 mm), e liga de ouro Tipo IV (0,12 - 5,22 mm). A voltagem e o diâmetro da junta (solda) afetaram a profundidade de penetração dos metais testados. De acordo com os resultados obtidos, os autores verificaram que quando a voltagem aumenta e o diâmetro de solda diminui, a

profundidade de penetração da solda aumenta. Em condições satisfatórias a soldagem a laser oferece profundidade de soldagem suficiente de acordo com a densidade dos metais utilizados.

Jackson⁴⁴ (2005) avaliou o uso da tecnologia da supra-estrutura em titânio soldada a laser para pacientes totalmente edêntulos. Segundo o autor, a soldagem tornou-se alternativa viável em relação à técnica da cera perdida convencional no campo da reabilitação oral com implante. Relatou que estudos demonstraram a natureza previsível de estruturas de titânio soldadas a laser para implantes em pacientes parciais ou totalmente edêntulos. Ressaltou ainda que uma padronização é necessária, além de estudos a longo prazo, para esta tecnologia de soldagem a laser ser aceita clinicamente.

Segundo Al-Ali et al.² (2005) quando uma situação favorável é exposta a ambiente corrosivo, formará uma corrosão galvânica. A corrosão galvânica pode ser influenciada por vários fatores, como: tipo e concentração do eletrólito, relação área da superfície e ânodo-cátodo, tipo de material de união e como é feita a união. Este estudo foi realizado com o intuito de comparar o comportamento da corrosão galvânica do titânio comercialmente puro quando unido a ligas áuricas tipo IV. Por meio da soldagem a laser e união mecânica, ligas de Au-Ag-Pt e de Ag-Au-Pd foram submetidas à corrosão eletroquímica, na solução de Ringer à taxa de 0,1 mV/s, na variação de -250 mV a +250 mV, obedecendo os parâmetros de corrosão [E(OCP), I(CORR), E(CORR)]. Os resultados deste trabalho evidenciaram diferença significativa entre os grupos analisados. Segundo os autores, para ambos os métodos de união avaliados, a ligação de Ti/Ag-Au-Pd exibiu maior resistência à corrosão.

Kuo et al.⁵⁹ (2006) avaliaram a confecção de prótese total com carga imediata, suportada por implantes com estrutura metálica soldada a laser. Relataram que a carga imediata em pacientes edêntulos era bastante empregada e o protocolo cirúrgico padrão era a

estabilização primária dos implantes. Os autores descreveram algumas vantagens desta técnica aplicável a alguns sistemas de implantes e de acordo com cada caso clínico.

Zhu et al.¹¹⁹ (2006) investigaram a influência da soldagem a laser na união do titânio comercialmente puro com cerâmica. Vinte espécimes em titânio foram divididos em dois grupos: soldagem a laser e controle. Cerâmica de baixa-fusão foi aplicada na zona de fusão da solda a laser e a resistência desta união metalocerâmica foi avaliada. Através da microscopia eletrônica de varredura (MEV) e da análise radiográfica de dispersão de energia (EDX), a interface titânio/cerâmica foi investigada e comparada com espécimes não soldados (controle). Os resultados deste estudo não evidenciaram diferenças significativas entre as resistências da união para a solda a laser (46,85 MPa) e o grupo controle (41,71 MPa); por MEV a interface se apresentou com irregularidades de acordo com o padrão característico da solda. Os autores concluíram que a soldagem a laser não altera as propriedades mecânicas da cerâmica de baixa-fusão aplicada sobre o titânio comercialmente puro.

Watanabe et al.¹⁰⁵ (2006) analisaram a penetração do laser Nd:YAG em diferentes superfícies preparadas de ligas áuricas e de titânio. Espécimes destes metais foram preparados sob 4 condições diferentes: (1) com marcador preto; (2) abrasão com jato de óxido de alumínio (partículas de 50 µm); (3) pontos demarcados e (4) polimento com óxido de alumínio (partículas de 100 µm). Dois blocos de cada grupo foram posicionados e soldados a laser nas voltagens de 210-260 V, em incrementos de 10 V. Após soldagem, os espécimes soldados foram mecanicamente separados e a penetração de laser foi computada graficamente. A elevação da voltagem aumentou a penetração de laser por ambos os metais. A penetração do laser no titânio preparado com marcador preto e submetido à abrasão a ar foi significativamente maior em relação ao grupo 3. Embora não tenha havido diferença estatisticamente significativa quanto à penetração do laser nas superfícies das ligas áuricas; os espécimes polidos apresentaram-se melhor, em relação aos outros métodos, nas voltagens de

240-260 V. Segundo os autores, os resultados obtidos neste estudo sugerem que o uso do marcador preto ou da abrasão com óxido de alumínio são procedimentos essenciais antes de se iniciar o processo de soldagem a laser.

Um ajuste passivo é uma condição prévia importante para próteses implanto-suportadas. O estudo realizado por Longoni et al.⁶⁷ (2006) verificou o ajuste passivo de *overdentures* sobre implantes. Segundo os autores, limitada quantidade de tensão transferida à interface de osso-implante assegura osseointegração a longo prazo. Uma técnica simplificada foi proposta para a confecção de *overdentures* sobre implantes, sendo um sistema passivo apoiado em barras. O uso de componentes industrializados de titânio aumentou a precisão do ajuste e a passividade era obtida pela adaptação intra-oral juntamente com a soldagem a laser. Os autores relataram que o método é rápido e não requer passos sofisticados, sendo satisfatórios os resultados mostrados entre 18 e 24 meses após a instalação da prótese, satisfatórios.

Ortorp e Jemt⁸⁰ (2006) realizaram experiências clínicas com estruturas de titânio implanto-suportadas, soldadas a laser, em mandíbulas. Foram comparadas com estruturas convencionais em ligas áuricas. Após o tratamento completo de 155 pacientes com próteses, em um grupo controle composto por 53 pacientes, selecionados aleatoriamente, foram confeccionadas estruturas em ligas áuricas. Exames clínicos e radiográficos coletados durante 10 anos demonstraram que todos ainda mantinham suas próteses (taxa de sucesso cumulativa de 100%). A taxa de sucesso cumulativa foi de 92,8 e 100% para titânio e estruturas em ligas áuricas, respectivamente. A sobrevida do implante foi de 99,4 e 99,6% para o grupo controle; a perda óssea foi de 0,56 mm, para o grupo em titânio e de 0,77 mm, para o grupo controle. As complicações mais comuns para estruturas em titânio foram fraturas na resina, inflamação gengival e fraturas na estrutura metálica (12,9%). Problemas com parafusos ou componentes de implante soltos foram menores que 3%. Segundo os autores, resultados a longo prazo

poderiam ser alcançados; fraturas das estruturas metálicas e próteses refeitas foram mais comuns para as estruturas de titânio soldadas a laser e o desempenho da primeira geração de estruturas de titânio foi inferior às de ligas áuricas, durante o período de 10 anos, porém, em média, houve maior perda óssea nos implantes suportados por estruturas confeccionadas em ligas áuricas.

Bertrand et al.¹⁰ (2007) analisaram o efeito da combinação de diferentes parâmetros de pulsação da soldagem a laser (Nd-YAG) para o titânio. O laser é uma tecnologia de grande interesse na união de ligas metálicas odontológicas. Porém, a escolha dos parâmetros de aplicação pode influenciar nos desempenhos da soldagem. Essa pesquisa foi realizada para avaliar o impacto de vários parâmetros (frequência de pulso, distância focal) na qualidade microestrutural de discos de titânio soldados a laser Nd:YAG. A duração do pulso, distância focal e o fluxo de gás de argônio eram fixados e padronizados pelo operador. Foram investigadas soldagens em cinco pulsações diferentes e três frequências de pulso. Duas formas de frequências de pulso disponível para o laser foram eliminadas porque enrijeciam o metal consideravelmente. Com o aumento da frequência de pulso, o metal era cada vez mais fundido e um protoplasma na superfície do metal aumentava a contaminação de oxigênio na área soldada. De acordo com os autores, frequências de 1 ou 2 Hz são ótimos para uso odontológico e podem ser utilizadas três frequências de pulso para titânio.

Watanabe e Baba¹⁰⁴ (2007) avaliaram o efeito da soldagem a laser (Nd:YAG) sobre o titânio, ligas de Au e Ag. Através da soldagem de blocos justapostos, foi aplicado laser em diferentes parâmetros, em seguida, separados e a profundidade de penetração em cada metal mensurada por meio de um programa de computação. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente sendo verificado que o aumento da corrente e a diminuição do diâmetro da solda aumentaram a profundidade de penetração da solda. Nenhuma diferença significativa estatisticamente foi observada quanto à profundidade de penetração nas diferentes

durações do pulso testadas. Segundo os autores, os resultados sugeriram que, embora a duração de pulso, a corrente e o diâmetro da solda relacionam-se à densidade de energia (W/cm^2) do laser, a profundidade de penetração foi diferente entre os metais testados. A profundidade de penetração da solda no titânio foi maior comparada com as ligas áuricas, em função da baixa condutibilidade térmica e da alta taxa de absorção do raio laser.

3 Proposição

A proposta deste estudo foi avaliar um método de soldagem do titânio comercialmente puro, solda TIG (“tungsten inert gas”) e comparar com o método de soldagem a Laser Nd:YAG, por meio das seguintes análises:

- a) resistência à tração de hastes cilíndricas soldadas,
- b) resistência à flexão de hastes cilíndricas soldadas,
- c) desajuste marginal de supra-estruturas implanto-suportadas, por meio de microscopia óptica.

4 Material e Método

O efeito da solda TIG (“tungsten inert gas”) e da solda Laser Nd:YAG sobre estruturas de titânio comercialmente puro (Ti cp) foi avaliado por intermédio dos seguintes ensaios:

4.1 Ensaios de Resistência mecânica: Tração e Flexão

4.1.1 Inclusão e Fundição dos corpos-de-prova

Seis hastes de latão com 2 mm de diâmetro e 55 mm de comprimento foram posicionadas em uma base de silicone e anel de PVC (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil) (**Fig. 1**).

Figura 1 - Posicionamento das hastes de latão no anel para fundição.

O revestimento Rematitam Plus (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) para fundição de titânio (**Fig. 2a**), foi dosado (350g de pó para 58mL de líquido) e manipulado a vácuo (425 rpm por 60s) utilizando um espatulador a vácuo (Polidental, Cotia, SP, Brasil), de acordo com as instruções do fabricante. A seguir foi vertido no anel, sendo este mantido sob vibração para evitar a inclusão de bolhas de ar e permitir o preenchimento homogêneo. Decorridos 5 minutos, as hastes de latão foram removidas, com auxílio de um alicate e posteriormente, o tubo de PVC e a base de silicone foram removidos (**Figs. 2a -2b**).

Figura 2 – a) Revestimento após a presa no interior do tubo, b) anel de fundição.

Os anéis foram levados ao forno de fundição (Edgcon 5P, EDG, São Carlos, SP, Brasil) e submetidos a ciclos térmicos para a expansão do revestimento. O forno foi programado para o seguinte ciclo: aquecimento, velocidade de 5°C/min, da temperatura ambiente até 150°C, permanecendo nesta temperatura por noventa minutos; aquecimento de 5°C/min até 250°C, permanecendo nesta temperatura por noventa minutos; aquecimento de 5°C/min até 1000°C, permanecendo nesta temperatura por sessenta minutos; resfriamento à velocidade de 5°C/min até 400°C, permanecendo nesta temperatura por noventa minutos. Este ciclo teve a duração de aproximadamente 10 horas (**Fig. 3**).

Figura 3 - Processo de fundição: a) forno de fundição; b) máquina de fundição; c) anel no interior da máquina de fundição.

Após a remoção dos anéis do forno, foi posicionada uma guarnição em cerâmica na área da base de cada anel, para que ficasse bem vedado, evitando entrada de ar durante a fundição (**Fig. 4**).

Figura 4 - Vedamento do anel: a) anel e guarnição; b) guarnição de cerâmica posicionada.

Os anéis eram posicionados na máquina de fundição (Rematitan, Dentaurnum, Pforzheim, Alemanha) e as fundições realizadas por arco voltaico, sob vácuo e atmosfera de argônio, com injeção de metal sob vácuo-pressão (**Fig. 3**). Para cada padrão de fundição foi utilizado um lingote de titânio de 22g (Tritan, Dentaurnum, Pforzheim, Alemanha) e pressão de argônio de 0,95 barr.

4.1.2 Desinclusão e fundição dos corpos-de-prova

Após a fundição, os corpos-de-prova em forma de hastes foram removidos do revestimento, recortados dos respectivos canais de alimentação e limpos por meio de jateamento com óxido de alumínio, granulação de 100 μm , sob pressão de 80lib/pol², no aparelho Microjet III (EDG, São Carlos, SP, Brasil), durante cinco segundos, para eliminar quaisquer vestígios de material refratário da superfície (**Fig. 5**).

Figura 5 - Hastes cilíndricas em titânio.

4.1.3 Preparo dos corpos-de-prova

Sessenta corpos-de-prova, em forma de hastes cilíndricas, com dimensões de 2 mm de diâmetro e 55 mm de comprimento, foram selecionadas aleatoriamente para comporem os grupos **I** (controle), **II** (solda TIG) e **III** (solda a Laser), para os ensaios de Tração (n=30) e Flexão (n=30) (**Tabela 1**). As hastes dos grupos II e III foram medidas utilizando-se um paquímetro digital (Mitutoyo Digimatic Caliper, modelo 500-151, Mitutoyo Corp., Tokyo, Japan) e foi realizada uma marcação no centro de cada haste com auxílio de lapiseira de ponta 0,5 mm (Pentel Co; Tokyo, Japan) para posterior secção.

Tabela 1 - Distribuição dos grupos para os Ensaios de Tração e Flexão:

<i>Grupos</i>	<i>Constituição dos grupos</i>
I	Fundição (Controle)
II	Fundição, secção e soldagem TIG
III	Fundição, secção e soldagem a Laser

4.1.4 Secção dos corpos-de-prova

As hastes dos grupos experimentais (**II** e **III**) foram posicionadas em um dispositivo, confeccionado na Oficina de Precisão do Departamento de Materiais Dentários e

Prótese da FORP-USP, para o seccionamento e soldagem, resultando em uma distância de 50 mm entre as extremidades (**Fig. 6a**). A seguir, eram seccionadas ao meio com disco de Carborundum extrafino (Dentorium Export Ltda, New York, EUA) (**Fig. 6b**).

Figura 6 - a) posicionamento da haste cilíndrica; b) secção dos corpos-de-prova.

4.1.5 Soldagem dos corpos-de-prova

4.1.5.1 Soldagem a TIG

Para a realização da soldagem TIG nas hastes cilíndricas foi utilizada a máquina de Solda TIG (Inversora Origotig 150HF alta FH ESAB, São Paulo, Brasil) (**Fig. 7**).

Figura 7 - Máquina de solda TIG.

Os parâmetros de segurança descritos pelo fabricante foram seguidos rigorosamente: utilização de máscara de proteção, luvas, avental. Este processo de soldagem foi desenvolvido durante o estudo piloto e durante o decorrer deste estudo.

Em função dos estudos pilotos, a soldagem a TIG foi realizada com a máquina operando nos seguintes parâmetros: amperagem = 36 A; voltagem = 20 V, tempo de pré e pós fluxo de gás argônio = 8 segundos; eletrodo de tungstênio com diâmetro de 2 mm, afiação da ponta do eletrodo em forma de lápis, em esmeril, sentido único, para a concentração da chama; utilização de gás argônio 4.8 puro a pressão de 5 Barr; inversão dos pólos: pólo negativo: tocha e pólo positivo: terra (**Fig. 8**) e limpeza cuidadosa das hastes por meio do jateamento com óxido de alumínio (partículas 100 µm) por 30 segundos mantendo-se as peças em íntimo contato antes de iniciar a soldagem.

Figura 8 - Tocha e negativo utilizados para a soldagem TIG.

A **Figura 9** representa o aspecto obtido dos corpos-de-prova após a soldagem a TIG.

Figura 9 - Corpos-de-prova soldados a TIG.

4.1.5.2 Soldagem a Laser

A soldagem a Laser foi realizada com a máquina de solda a laser Dekstop Laser, (Dentaurum, Pfozheim, Alemanha) (**Fig. 10**). Foram obedecidas as recomendações do fabricante, ou seja, voltagem de 380 V com duração do pulso de 8 ms. A soldagem a Laser foi realizada no Laboratório de Laser do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (UNICAMP), por um técnico experiente no manuseio do equipamento.

Figura 10 - Máquina de solda a Laser.

A **Fig. 11** representa o aspecto obtido dos corpos-de-prova após a soldagem a Laser.

Figura 11 - Corpos-de-prova soldados a Laser.

4.1.6 Ensaios de Resistência Mecânica

Os ensaios de Resistência Mecânica (Tração e Flexão) foram realizados na Máquina de ensaios mecânicos EMIC (DL 1000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) (**Fig. 12a**). Para ambos os ensaios foi aplicada uma célula de carga de 500 Kgf, com velocidade de 1 min/seg, com seus respectivos dispositivos para o ensaio de Tração e Flexão (**Fig. 12b-12c**). Para o ensaio de Tração foi registrada a máxima fadiga, em MPa, no rompimento do corpo-de-prova. No ensaio de Flexão foi registrada a máxima deflexão (MPa) do corpo-de-prova, sendo utilizado o método de análise de flexão de três pontos (dois pontos de apoio nas extremidades e um ponto de carga no centro da haste).

Na **Figura 13**, estão representados os aspectos obtidos dos corpos-de-prova, após os ensaios de Tração (**Fig 13a-13c**) e Flexão (**Fig. 14a -14c**).

Figura 12- a) Máquina de Ensaio EMIC; dispositivos de ensaios: b) Tração; c) Flexão.

Figura 13 -Tração: a) controle, b) solda TIG, c) solda a Laser.

Figura 14 -Flexão: a) controle, b) solda TIG, c) solda a Laser.

4.2 Ensaio de Desajuste Marginal

4.2.1 Confeção das supra-estruturas

A partir de um modelo de gesso de mandíbula, foram realizadas 4 perfurações utilizando broca de aço esférica (# 3, JET Brand, Beavers Dental, Canadá) montada em peça-reta (CE, Dabi Atlante S.A. Ind. Méd. Odontológica, SP, Brasil) e um paralelômetro (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, SP, Brasil) para determinar o paralelismo entre as perfurações, onde foram instalados quatro análogos do pilar Micro-unit (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) (**Fig. 15**), presos com gesso (Durone V, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil).

Figura 15 - Modelo de mandíbula, em gesso, com análogos.

O modelo em gesso da mandíbula foi recortado e adaptado em um dispositivo, confeccionado na Oficina de Precisão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP, para realização das mensurações das supra-estruturas implanto-suportadas (**Fig. 16**).

Figura 16 - Dispositivo utilizado para leitura do Desajuste Marginal.

As supra-estruturas foram enceradas, utilizando-se *copings* (**Fig. 17a**) e barras de acrílico (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) (**Fig. 17b**). Para cada supra-estrutura foram utilizados quatro *copings* de acrílico, os quais foram adaptados no modelo de gesso da mandíbula por meio de parafusos de trabalho (**Fig. 17c**) e unidos por barras cilíndricas com resina acrílica Duralay (Reliance, Worth, IL, USA). Após a polimerização da resina, as supra-estruturas foram removidas do modelo de gesso e inseridos os condutos de alimentação de cera com dimensões de 2,5 mm e de 4 mm (Ceras Bambinete Ltda, São Paulo, SP, Brasil) sendo utilizado um canal para cada *coping* e os quatro canais formados suportados por um canal maior (**Fig. 18**).

Figura 17 - a) *copings* de acrílico para pilar Micro-unit; b) barra de acrílico, c) parafuso de trabalho.

Figura 18 - Canais de alimentação em cera (2,5 mm e 4 mm, respectivamente).

O conjunto obtido foi posicionado na base (**Fig. 19a**) e em anel de silicone (**Fig. 19b**) e, posteriormente, incluído e fundido da mesma maneira que foram realizadas as inclusões e fundições dos corpos-de-prova em forma de hastes cilíndricas dos ensaios de resistência mecânica. A **Figura 20** representa esquematicamente o posicionamento dos canais de alimentação.

Figura 19 - a) posicionamento do conjunto na base; b) colocação do anel de silicone

Figura 20- Representação esquemática dos canais de alimentação.

Após a fundição, as estruturas metálicas foram removidas do revestimento, os canais de alimentação recortados com disco de Carborundum extrafino (Dentorium Export

Ltda, New York, EUA), e limpas com jatos de óxido de alumínio, granulação de 100 μm , sob pressão de 80lib/pol², no aparelho Microjet III (EDG, São Carlos, SP, Brasil), para eliminar da superfície quaisquer resíduos de material refratário (**Fig. 21**).

Figura 21 - Supra-estrutura implanto-suportada, em titânio: a) após a desinclusão; b) aspecto final das supra-estruturas, após o recorte e acabamento.

4.2.2 Distribuição dos corpos-de-prova

Foram confeccionadas trinta supra-estruturas, divididas aleatoriamente em três grupos: Grupo **I (Controle)** - fundição em monobloco; Grupo **II** - fundição em monobloco e seccionamento (pré-soldagem) (**II-A**) e pós-soldagem TIG (**II-B**) e Grupo **III**- fundição em monobloco, seccionamento (pré-soldagem) (**III-A**) e pós-soldagem a Laser (**III-B**). A **Tabela 2** apresenta os grupos analisados para o ensaio de desajuste marginal, sendo que, primeiramente foram fundidas cinco estruturas, sendo cinco para o Monobloco, três para o TIG e duas para o Laser, a seguir, fundidas mais cinco estruturas distribuídas em: Monobloco (cinco), TIG (duas) e Laser (três), posteriormente foram fundidas mais dez estruturas que completaram os grupos TIG e Laser, fundidas em duas etapas e distribuídas ao acaso, para ambos os métodos.

Tabela 2 - Distribuição dos grupos para ensaio de desajuste marginal:

<i>Grupos</i>	<i>Constituição dos Grupos</i>
I	Fundição em monobloco (Controle)
II - A	Fundição em monobloco, secção e leitura pré-soldagem TIG
II - B	Fundição em monobloco, secção e leitura pós-soldagem TIG
III - A	Fundição em monobloco, secção e leitura pré-soldagem a Laser
III - B	Fundição em monobloco, secção e leitura pós-soldagem a Laser

4.2.3 Seccionamento dos corpos-de-prova

As supra-estruturas dos grupos experimentais (TIG e Laser) foram seccionadas com discos de Carborundum extrafinos (Dentorium Export Ltda, New York, EUA), montados em micromotor (CE, Dabi Atlante S.A. Ind. Méd. Odontológica, SP, Brasil), em três regiões: duas laterais e uma central, de acordo com as localizações dos pontos de solda (**Fig. 22**). Para a padronização das secções, por meio de um paquímetro digital (Mitutoyo Digimatic Caliper, modelo 500-151, Mitutoyo Corp., Tokyo, Japan), realizou-se uma marcação no centro de cada barra de união de *coping* a outro, com auxílio de lapiseira de ponta 0,5 mm (Pentel Co; Tokyo, Japan) para posterior secção.

Figura 22-Seccionamento das supra-estruturas: a) posicionamento do disco diamantado; b) supra-estrutura seccionada em três pontos.

4.2.4 Preparo dos corpos-de-prova para soldagem

Depois de seccionadas, as supra-estruturas eram unidas com resina acrílica Duralay (Reliance Dental Mfg Co., Worth, E.U.A.), aguardava-se o período de polimerização final da resina acrílica (5 minutos) e a seguir, as supra-estruturas eram removidas e incluídas em revestimento fosfatado Termocast (Polidental, São Paulo, Brasil) (**Fig. 23a**). Decorrido o tempo de presa final e resfriamento do material refratário (3 horas), a resina era exposta, por meio de jateamento com óxido de alumínio, granulação de 100 μm (**Fig. 23b**) e em seguida, removida com chama de maçarico. A limpeza final da região a ser soldada foi realizada novamente com jateamento de óxido de alumínio. Os espaços correspondentes à espessura do disco de Carborundum entre as barras, após a secção das supra-estruturas (**Fig. 24**), foram preenchidos com tiras de titânio e a seguir as supra-estruturas soldadas a TIG e a Laser (**Fig. 25**), utilizando-se os mesmos parâmetros empregados na confecção dos corpos-de-prova em forma de hastes cilíndricas, exceto para a soldagem TIG das supra-estruturas foi utilizado o eletrodo de tungstênio de 1mm de diâmetro.

Figura 23 - a) inclusão das supra-estruturas em material refratário; b) exposição das áreas seccionadas.

Figura 24 - Supra-estrutura seccionada, setas indicando os espaços vazios criados após o seccionamento.

Figura 25 - a) exposição da área a ser soldada; b) preenchimento com tiras de titânio.

4.2.3 Ensaio de Desajuste Marginal

Após a soldagem das supra-estruturas, os corpos-de-prova eram jateados com óxido de alumínio, granulação de 100 μm , sob pressão de 80lib/pol², no aparelho Microjet III (EDG, São Carlos, SP, Brasil), até a remoção completa dos resíduos de revestimento e em seguida, reposicionados no modelo de gesso preso ao dispositivo de leituras do desajuste marginal.

Para efetuar as mensurações foi utilizado o teste de Sheffield onde apenas o parafuso n°. 1 é apertado com carga de 10 N (torquímetro Conexão - Conexão Sistemas de Próteses, São Paulo, Brasil). Para o parafuso n°. 4 foi realizado o mesmo procedimento (**Fig. 26**). Foram realizadas três mensurações em cada uma das faces: vestibular e lingual.

Figura 26 - Posicionamento das supra-estruturas e torque: a) supra-estrutura posicionada.

Para padronização das mensurações do dispositivo para leitura do desajuste marginal (**Fig. 27**) foram utilizados os seguintes critérios:

- a) a designação dos segmentos fundidos para comporem os Grupos **II** e **III** foi realizada de forma aleatória;
- b) foi utilizado como parafuso nº. 1 o do lado direito;
- c) as angulações pré-estabelecidas para as superfícies vestibular e lingual foram, respectivamente, 320° e 145° para o parafuso nº. 1 e 220° e 25° para o parafuso nº. 4, conforme os ângulos de incidências nas superfícies a serem lidas, demarcadas no dispositivo, com distância focal de 4 cm;
- d) eram realizadas três leituras em ambas as superfícies, vestibular e lingual: a) região central, b) 1 mm para a direita e 1 mm para a esquerda da marcação central.

Em cada corpo-de-prova foram calculadas as médias das seis mensurações de cada parafuso (n^{os}. 1 e 4).

Para a mensuração do desajuste marginal foi utilizado um microscópio óptico (Nikon, Japão), com aumento de 15X e com escala de Vernier de 1 μ m (0,001 mm).

Figura 27 - Representação esquemática das uniões de solda e das angulações pré-estabelecidas para leitura do Desajuste Marginal.

Figura 28 - Supra-estruturas soldadas: a) TIG b) Laser.

5 Resultados

Para a análise dos resultados dos ensaios de tração, flexão e desajuste marginal foi utilizado o software estatístico GMC 9¹.

5.1. Resistência Mecânica

5.1.1 Ensaio de Resistência à Tração

Os dados utilizados neste estudo, equivalentes às medidas obtidas para cada corpo-de-prova da máxima resistência à fratura (**Tabela 3**), consistiram de trinta valores numéricos referentes à dez repetições e três condições (**I**- Controle, **II**- Solda a TIG e **III**- Solda a Laser).

Tabela 3 - Resultados do Ensaio de Resistência a Tração (valores em MPa).

(n=10)	Grupo I (Controle)	Grupo II (Solda a TIG)	Grupo III (Solda a Laser)
1	580,68	515,76	521,48
2	637,10	581,55	471,01
3	603,95	512,65	575,99
4	602,81	493,74	553,97
5	615,78	533,91	544,54
6	611,69	554,62	357,96
7	600,14	530,91	549,99
8	612,62	494,66	516,58
9	569,07	450,24	529,82
10	624,61	480,98	537,13

A análise do conjunto de resultados (**Tabela 3**) indicou que a distribuição amostral dos dados foi normal (16,35%) e homogênea (*Apêndice A*), sendo indicado o teste estatístico paramétrico Análise de Variância (**Tabela 4**).

¹ Campos, G. M. Programa estatístico. Disponível em <<http://www.forp.usp.br/restauradora/gmc>>

Tabela 4 – Resultado da Análise de Variância.

Fonte de variação	Soma Quadr Médios	Graus de Liberdade	Quadrados Médios	Valor de F	Probabilidade de Ho (%)
Entre grupos	54568,0000	2	27284,0000	14,43	0,015 *
Resíduo	51051,0000	27	1890,7778		
Variação total	105619,0000	29			

* significativo ao nível de 1%.

Para o fator de variação grupos de soldagem a análise estatística acusou diferença significativa, ao nível de 1% de probabilidade para a hipótese de igualdade. Foi realizado o teste complementar de Tukey, para verificar quais grupos eram diferentes entre si (**Tabela 5**).

Tabela 5 - Resultado do Teste de Tukey - Médias e desvios-padrões (valores em MPa).

<i>Grupos</i>	<i>Médias (DP)</i>	<i>Valor crítico</i>
Controle (GI)	605,84497 ($\pm 19,83$) ^a	48,26
Solda a TIG (GII)	514,90198 ($\pm 37,76$) ^b	
Solda a Laser (GIII)	515,84698 ($\pm 62,07$) ^b	

*Letras semelhantes indicam similaridades estatística.

O teste evidenciou diferença estatisticamente significativa entre o Grupo **I** (controle) e os demais grupos, o qual apresentou maiores valores de resistência à tração.

Entre os Grupos **II** (solda TIG) e **III** (solda a Laser) não houve diferenças estatisticamente significativa, com valores de resistência à tração inferiores ao Grupo **I** (controle) sem solda.

A **Figura 29** mostra esquematicamente os valores médios e desvios-padrões para o Ensaio de Tração (MPa).

Figura 29 - Valores médios e desvios-padrões do Ensaio de Tração.

5.1.2 Ensaio de Resistência à Flexão

Os dados utilizados consistiram de valores numéricos equivalentes às medidas obtidas para cada corpo-de-prova, correspondendo à máxima resistência à flexão (**Tabela 6**). Resultaram do cruzamento de três grupos (Controle, Solda TIG, Solda a Laser), uma condição (método de soldagem) e dez repetições, resultando no produto fatorial: $1 \times 3 \times 10 = 30$.

Tabela 6 - Resultados do Ensaio de Resistência à Flexão (MPa).

(n=10)	Grupo I (Controle)	Grupo II (Solda a TIG)	Grupo III (Solda a Laser)
1	1971,80	1101,10	1616,63
2	1919,72	1174,62	1657,47
3	1938,10	1105,62	1491,47
4	1795,95	2100,48	1776,95
5	1919,11	1178,91	1565,55
6	1929,52	2152,56	1638,47
7	1932,59	1088,37	1624,38
8	1933,20	1996,31	1665,43
9	1932,59	1885,41	1732,83
10	1933,20	1996,31	1665,43

A análise do conjunto de resultados obtidos na **Tabela 6** revelou que a distribuição amostral dos dados foi não-normal (0,0001%). Foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis (**Tabelas 7 e 8**).

Tabela 7- Teste de Kruskal-Wallis.

Valor(H) de Kruskal-Wallis calculado	9,3931
Valor do χ^2 para 2 graus de liberdade	9,39
Probabilidade de H0 para esse valor	0,91%
Nível de significância	1%

Tabela 8 - Resultado do Teste de Kruskal-Wallis - Comparação entre médias dos postos das amostras.

Amostras comparadas dois a dois	Diferenças entre as Médias	Valores críticos (α)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
Controle x TIG	8,4000	6,8836	9,2956	12,3785	5 % **
Controle x Laser	11,7000	6,8836	9,2956	12,3785	1%*
TIG x Laser	3,3000	6,8836	9,2956	12,3785	ns

*estatisticamente significativa para $\alpha=0,1$, ** e $\alpha=0,5$, ns= não significativa

A **Tabela 8** mostra diferenças significantes entre as comparações Controle/TIG e Controle/Laser, evidenciando que as soldas TIG e Laser apresentaram o mesmo comportamento.

Os valores da **Tabela 9** e **Figura 30** evidenciam que o grupo Controle apresentou maior resistência à flexão que os grupos experimentais, e entre estes não houve diferença estatisticamente significativa.

Tabela 9 -Valores médios do Ensaio de Flexão, após variação do método de soldagem (valores em MPa).

<i>Grupos</i>	<i>Médias</i>
Controle	1908,75 ^a
Solda a TIG	1559,66 ^b
Solda a Laser	1621,64 ^b

*Letras semelhantes indicam similaridades estatística.

Figura 30 - Valores médios do Ensaio de Flexão.

5.2 Desajuste Marginal

Em cada corpo-de-prova foram realizadas mensurações em seis pontos nas superfícies vestibular e lingual, totalizando 600 mensurações (*Apêndice B*).

Os dados utilizados na análise do desajuste marginal das supra-estruturas implanto-suportadas consistiram de valores numéricos equivalentes à média das doze mensurações (μm) de desajuste marginal para cada corpo-de-prova, que correspondeu à distância da margem do *coping* metálico até o final do preparo do análogo (**Tabela 10**), provenientes da análise de cinco situações: **I**-Monobloco (Controle), **II-A**-pré-soldagem TIG, **III-A**-pré-soldagem a Laser, **II-B**-pós-soldagem TIG e **III-B**-pós-soldagem a Laser, uma única condição (método de soldagem) e dez repetições. Em uma primeira análise foram utilizados três grupos: corpos-de-prova controle (**I**), soldados a TIG (**II-B**) e a Laser (**III-B**), resultando no produto fatorial: $1 \times 3 \times 10 = 30$. Na segunda análise foram considerados os resultados obtidos pré (grupos II-A e III-A) e pós-soldagem (grupos II-B e III-B) e as diferenças entre esses grupos (**Tabela 11**).

Tabela 10 - Valores médios do desajuste marginal (μm) nas faces vestibular e lingual.

(n= 10)	Grupo I (Monobloco)	Grupo II-A (pré-solda TIG)	Grupo II-B (pós-solda TIG)	Grupo III-A (pré-solda Laser)	Grupo III-B (pós-solda Laser)
1	754	112	310	110	404
2	679	149	210	130	166
3	431	138	179	122	383
4	918	117	363	116	149
5	977	140	244	119	106
6	841	98	146	105	178
7	705	137	225	117	250
8	924	118	259	150	191
9	608	73	321	86	280
10	866	128	251	160	308

Na análise geral dos valores médios, dos grupos avaliados, podê-se observar diferenças estatisticamente significante (**Tabela 11**)

Tabela 11- Valores médios do desajuste marginal (μm)

Monobloco	770 ^a
Pré-soldagem TIG	121 ^c
Pós-soldagem Laser	250 ^b
Pré-soldagem Laser	121 ^c
Pós-soldagem Laser	241 ^b

Letras iguais indicam semelhança estatisticamente significante.

Para comparação dos grupos controle (Monobloco) e experimentais foram utilizados os dados da **Tabela 12**.

Tabela 12 - Valores médios do desajuste marginal (μm) nas faces vestibulares e linguais dos grupos controle e experimentais.

(n=10)	Grupo I (Monobloco)	Grupo II-B (TIG)	Grupo III-B (Laser)
1	754	310	404
2	679	210	166
3	431	179	383
4	918	363	149
5	977	244	106
6	841	146	178
7	705	225	250
8	924	259	191
9	608	321	280
10	866	251	308

A análise do conjunto de resultados obtidos na **Tabela 12** revelou que a distribuição amostral dos dados era não-normal (0,92%), sendo utilizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis (**Tabelas 13 e 14**).

Tabela 13 – Resultado do Teste de Kruskal-Wallis.

Valor(H) de Kruskal-Wallis calculado	19,4477
Valor do χ^2 para 2 graus de liberdade	19,45
Probabilidade de H0 para esse valor	0,01%
Nível de significância	1%

Tabela 14 –Teste de Kruskal-Wallis - Comparação entre médias dos postos das amostras.

Amostras comparadas dois a dois	Diferenças entre as Médias	Valores críticos (α)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
Monobloco x TIG	14,40	4,8052	6,4889	8,6410	0,1 %*
Monobloco x Laser	16,60	4,8052	6,4889	8,6410	0,1%*
TIG x Laser	1,20	4,8052	6,4889	8,6410	ns

*significante ao nível de 1%; ns=não significante.

A **Tabela 14** mostra diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$), nas comparações das estruturas soldadas a TIG e não-soldadas (Monobloco) e nas soldadas a laser e não-soldadas (Monobloco), entretanto, o desajuste marginal na soldagem a TIG foi similar ao apresentado na soldagem a laser; não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos soldados a TIG e laser, significando comportamento semelhante. A **Tabela 15** evidencia as médias desses grupos.

Tabela 15 - Médias dos métodos de soldagem analisados (valores em μm).

Fator de variação único (método de soldagem)	Médias
Monobloco (Controle):	770 ^a
Solda a TIG:	250 ^b
Solda a Laser:	241 ^b

* Letras iguais indicam similaridades estatísticas.

Os dados da **Tabela 15** foram utilizados na confecção do gráfico da **Figura 31**.

Figura 31 - Valores médios do Desajuste Marginal (valores em μm).

Na segunda análise foram avaliados os resultados pré e pós-soldagem TIG e a laser e a discrepância desses desajustes marginais. A **Tabela 16** mostra os valores pré e pós-soldagem TIG.

Tabela 16 - Valores médios do desajuste marginal (μm) nas faces vestibulares e linguais, pré e pós-soldagem TIG.

(n=10)	Grupo II-A (pré-soldagem TIG)	Grupo II-B (TIG)
1	112	310
2	149	210
3	138	179
4	117	363
5	140	244
6	98	146
7	137	225
8	118	259
9	73	321
10	128	251

A análise estatística preliminar dos dados da **Tabela 16** revelou que a distribuição amostral era não-normal (4,03%), sendo indicado o teste não-paramétrico de Wilcoxon (**Tabela 17**).

Tabela 17 - Resultado do Teste de Wilcoxon.

Valor(Z) de Wilcoxon calculado	2,80
Probabilidade de H0 para esse valor	a) monocaudais = 0,2538%
	b) bicaudais = 0,5076%
Nível de significância para o teste monocaudal	1%

Houve diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,01$) entre os Grupos **II-A** (pré-soldagem TIG) e **II-B** (pós-soldagem TIG). Após a soldagem TIG, os corpos-de-prova apresentaram desajustes marginais superiores aos corpos-de-prova pré-soldados à TIG (**Tabela 18**).

Tabela 18 - Médias para a soldagem a TIG (pré e pós-soldagem).

<i>Condições</i>	<i>Médias</i>
Pré-soldagem	121 ^a
Pós-soldagem	250 ^b

* Letras iguais indicam similaridades estatísticas.

A análise dos resultados pré e pós-soldagem a Laser (**Tabela 19**) revelou que a distribuição amostral dos dados era não-normal (4,03%), sendo utilizado o teste não-paramétrico de Wilcoxon (**Tabela 20**).

Tabela 19 - Valores médios do desajuste marginal (μm) nas faces vestibulares e linguais, antes e após a soldagem a Laser.

(n=10)	Grupo III-A (pré-soldagem a Laser)	Grupo III-B (Laser)
1	110	404
2	130	166
3	122	383
4	116	149
5	119	106
6	105	178
7	117	250
8	150	191
9	86	280
10	160	308

Tabela 20 - Resultado do Teste de Wilcoxon.

Valor(Z) de Wilcoxon calculado	2,70
Probabilidade de H0 para esse valor	a) monocaudais = 0,3463%
	b) bicaudais = 0,69266%
Nível de significância para ambos: mono e bicaudais.	1%

A **Tabela 20** evidencia diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,01$) entre os Grupos **III-A** (pré-soldagem a Laser) e **III-B** (pós-soldagem a Laser). Após a soldagem, os corpos-de-prova apresentaram desajustes superiores à pré-soldagem (**Tabela 21**).

Tabela 21 - Médias pré e pós-soldagem a Laser.

<i>Condições</i>	<i>Médias</i>
Antes da soldagem a Laser:	121 ^a
Após a soldagem a Laser:	241 ^b

* Letras iguais indicam similaridades estatísticas.

Para a diferença da discrepância marginal pré e pós-soldagem (**Tabela 22**) foi realizada análise estatística preliminar, revelando que a distribuição amostral era não-normal. Foi utilizado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney (**Tabela 23**).

Tabela 22 - Valores médios do desajuste marginal (μm), nas faces vestibulares e linguais, pré e pós a soldagem a TIG e a diferença entre eles.

Tipos de solda	Pré-soldagem	Pós-soldagem	Diferença entre pré e pós-soldagem
TIG	112	310	198
	149	210	61
	138	179	41
	117	363	246
	140	244	104
	98	146	48
	137	225	88
	118	259	141
	73	321	248
	128	251	123
Laser	110	404	294
	130	166	36
	122	383	261
	116	149	246
	119	106	13
	105	178	73
	117	250	133
	150	191	41
	86	280	194
	160	308	148

Tabela 23 - Teste de Mann-Whitney

Valor(Z) calculado pelo teste	-0,4914
Probabilidade de H0 para esse valor	31,16%
Valores de U	a) U (1) = 43,50
	b) U (2) = 56,50%
Não houve significância ao nível de 5%	ns

Não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os corpos-de-prova submetidos à soldagem a TIG e Laser, pré e pós-soldagem, indicando mesmo comportamento para os dois métodos de soldagem (**Tabela 24**).

Tabela 24 - Médias e desvios-padrões das diferenças entre pré e pós-soldagem para ambos os métodos de soldagem analisados.

Métodos de soldagem	<i>Médias</i>
Pré e pós-soldagem TIG:	120 ^a
Pré e pós-soldagem a Laser:	129 ^a

* Letras iguais indicam similaridades estatísticas.

6 Discussão

Desde quando foi introduzido nos Estados Unidos em 1982, o titânio e suas ligas têm sido materiais de grande interesse na Odontologia (ROGGENSACK et al.⁸⁴, 1993; YAMAGISHI et al.¹¹⁵, 1993; BERG et al.⁵, 1995; WANG; WELSCH¹⁰², 1995), particularmente para implantes (RIEDY et al.⁸², 1997; LI et al.⁶², 1998; OURUÇ; TOLUNOGLU⁸¹, 2000; WISKOTT et al.¹¹⁰, 2001B; FONSECA et al.²⁴, 2003; YAMAZONE et al.¹¹⁶, 2007), próteses fixas e removíveis (LI et al.⁶², 1998; FONSECA et al.²⁴, 2003; ZAVANELLI et al.¹¹⁷, 2004; SRIMANEEPPONG et al.⁹², 2005; YAMAZOE et al.¹¹⁶, 2007), por apresentar custo reduzido (BESSING et al.¹², 1992; KARLSSON⁵³, 1993; BERG et al.⁵, 1995; CHAI; CHOU¹⁶, 1998; WOLF et al.¹¹², 1998; JEMT et al.⁵⁰, 2000; JEMT et al.⁴⁷, 2003), pelas propriedades biológicas e físicas de biocompatibilidade (HRUSKA³⁶, 1987; HRUSKA³⁷, 1989; SJÖGREN et al.⁹⁰, 1988; KARLSSON⁵³, 1993; ODA; OKABE⁷⁵, 1996; NEO et al.⁷⁴, 1996; LI et al.⁶², 1998; WISKOTT et al.¹¹⁰, 2001B; IGLESIA; MORENO⁴², 2001; CECCONI et al.¹⁵, 2002; CHAI; CHOU¹⁶, 1998; OURUÇ; TOLUNOGLU⁸¹, 2000; STOLL et al.⁹³, 2001; CONTRERAS et al.¹⁷, 2002; LIU et al.⁶⁶, 2002, KIKUCHI et al.⁵⁴, 2003; FUJIOKA et al.²⁶, 2003; WATANABE; TOPHAM¹⁰³, 2004; ZAVANELLI et al.¹¹⁷, 2004; HUANG et al.⁴⁰, 2006; LONGONI et al.⁶⁷, 2006; AL WAZZAN; AL-NAZZAWI¹, 2007; HAAG e NILNER³⁰, 2007), além de sua elevada resistência à corrosão (HRUSKA³⁶, 1987; CARR; BRANTLEY¹⁴, 1993; ODA; OKABE⁷⁵, 1996; IGLESIA; MORENO⁴², 2001; CONTRERAS et al.¹⁷, 2002; CECCONI et al.¹⁵, 2002; LIU et al.⁶⁶, 2002; WISKOTT et al.¹⁰⁹, 2001A; FUJIOKA et al.²⁶, 2003), reduzida gravidade específica (HRUSKA, 1987) e satisfatórias propriedades mecânicas (KARLSSON⁵³, 1993; ODA; OKABE⁷⁵, 1996; HUANG et al.⁴⁰, 2006). Entretanto, muitos problemas práticos estão associados ao uso do Ti cp e suas ligas em próteses dentárias, como o processo de união destes metais. Em virtude da grande afinidade por oxigênio, da alta reatividade em elevadas temperaturas (HRUSKA; BORELLI³⁹, 1991; LIU et al.⁶⁶, 2002; CECCONI et al.¹⁵, 2002) e elevado ponto de fusão

(LIU et al.⁶⁶, 2002), a soldagem convencional (chama direta) não é indicada (WANG; WELSCH¹⁰², 1995; WATANABE et al.¹⁰⁷, 1997, CHAI; CHOU¹⁶, 1998), devendo assim, ser processado diferentemente das ligas convencionais (ROGGENSACK et al.⁸⁴, 1993; ODA; OKABE⁷⁵, 1996; NEO et al.⁷⁴, 1996; UYSAL et al.⁹⁷, 2005). Gases como oxigênio, nitrogênio e hidrogênio podem contaminar o Ti durante o processo de soldagem e alterar a estrutura cristalina afetando suas propriedades mecânicas (GORDON; SMITH²⁹, 1970; CARR; BRANTLEY¹⁴, 1993; WATANABE et al.¹⁰⁷, 1997; LIU et al.⁶², 1998).

A soldagem é um processo metalúrgico de união que consiste na fusão dos metais, com ou sem metal de preenchimento, para formação de uma junta (WANG; CHANG¹⁰¹, 1998). No processo de união dos metais a superfície formada é constituída por três zonas: cordão de solda, zona afetada pelo calor e o metal-base (YAMAGASHI et al.¹¹⁵, 1993), sendo que a qualidade desta junta obtida é um fator importante na determinação da resistência do titânio soldado (BERG et al.⁵, 1995; CHAI; CHOU¹⁶, 1998; LIU et al.⁶⁶, 2002).

Os processos que podem ser utilizadas para a soldagem do titânio são: soldagem TIG (*tungsten inert gas*) (WANG; WELSCH¹⁰², 1995; NEO et al.⁷⁴, 1996; WISKOTT et al.¹⁰⁹, 2001A), laser (WATANABE; TOPHAM¹⁰³, 2004; UYSAL et al.⁹⁷, 2005) e brasagem por radiação infravermelha (ODA; OKABE⁷⁵, 1996; WANG; WELSCH¹⁰², 1995; NEO et al.⁷⁴, 1996; WISKOTT et al.¹¹⁰, 2001B), devido ao intenso calor gerado em reduzidos intervalos de tempo. Nestas condições pode-se minimizar a quantidade de oxigênio que contamina a junta durante o processo de soldagem e preservar as propriedades originais do metal (WANG; WELSCH¹⁰², 1995).

O processo de soldagem pela utilização de energia do laser como fonte de calor, em particular, o uso do laser Nd: YAG (neodímio iátrio alumínio garnet) tornou-se o método de escolha para união de alguns metais (BERTRAND et al.¹⁰, 2007), especialmente para o titânio comercialmente puro e suas ligas (ZAVANELLI et al.¹¹⁷, 2004; SRIMANEEPONG et

al.⁹², 2005). Desde a primeira aplicação do laser na Odontologia (GORDON; SMITH²⁹, 1970), muitos estudos têm sido realizados, com o objetivo de avaliar as propriedades do titânio submetido a este método (SJÖGREN et al.⁹⁰, 1988; ROGGENSACK et al.⁸⁴, 1993; YAMAGASHI et al.¹¹⁵, 1993; BERG et al.⁵, 1995; WANG; WELSCH¹⁰², 1995; NEO et al.⁷⁴, 1996; WANG; CHANG¹⁰¹, 1998; CHAI; CHOU¹⁶, 1998; ROCHA et al.⁸³, 2006; HART; WILSON³³, 2006). O laser é uma energia eletromagnética que consiste de uma corrente monocromática e colimada. Este procedimento apresenta como vantagens: ausência de contato com a área a ser soldada; o calor na zona afetada é reduzido, ou seja, pequeno efeito térmico é gerado ao redor da área a ser soldada devido à concentração de energia (WATANABE; TOPHAM¹⁰³, 2004; ROCHA et al.⁸³, 2006), o que minimiza as alterações dimensionais (SJÖGREN et al.⁹⁰, 1988; ROCHA et al.⁸³, 2006); dispensa o uso de ligas de solda e inclusão em revestimento, o que resulta em menor tempo de trabalho (YAMAGISHI et al.¹¹⁵, 1993) e permite que se trabalhe diretamente sobre o modelo de gesso (WANG; WELSCH¹⁰², 1995).

A soldagem a arco com eletrodo de tungstênio não-consumível e proteção gasosa (TIG), também denominada GTAW (*gas tungsten arc welding*) é um processo no qual a união de peças metálicas é realizada pelo aquecimento e fusão, por meio de um arco elétrico estabelecido entre um eletrodo de tungstênio não-consumível e as peças que serão unidas (WAINER⁹⁹ et al, 1992). 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 a adição de material de preenchimento (WANG; WELSCH¹⁰², 1995).

Geralmente a operação do equipamento de soldagem a TIG é manual em qualquer posição, embora a mecanização do processo possa ser realizada facilmente com o uso de dispositivos de soldagem adequados. O equipamento básico utilizado na soldagem TIG

consiste de uma fonte de energia elétrica, uma tocha de soldagem apropriada, uma fonte de gás protetor, um dispositivo para a abertura do arco, cabos e mangueiras.

A fonte de corrente elétrica é do tipo constante, ajustável, podendo ser contínua, alternada ou pulsada. Em relação à capacidade, as fontes para soldagem TIG fornecem uma corrente mínima em torno de 5 a 10 A e uma corrente máxima de 200 a 500 A. Fontes específicas para soldagem TIG podem conter dispositivos para a abertura de arco e/ou temporizadores para controle do fluxo de gás e/ou sistemas para refrigeração da tocha de soldagem (WAINER⁹⁹ et al., 1992).

Na soldagem TIG, a tocha tem como função suportar o eletrodo de tungstênio e fornecer, de forma apropriada, o gás de proteção, podendo ser refrigerada pelo próprio gás de proteção ou água. Internamente, possui uma pinça, para segurar o eletrodo de tungstênio e fazer o contato elétrico, e bocais para direcionamento do fluxo de gás que podem ser cerâmicos ou metálicos. Estes bocais são fornecidos em diversos diâmetros, escolhidos de acordo com a espessura da peça a ser soldada ou da corrente elétrica. A pressão e vazão do gás proveniente do cilindro são reguladas de acordo com as necessidades da peça a ser soldada. A abertura do arco é feita sem contato da peça com eletrodo por um ignitor superposto à corrente de soldagem através de sinal de elevada tensão e frequência (5 KV, 5 KHz) que favorece a ionização da coluna de gás entre o eletrodo e a peça, permitindo a abertura do arco sob baixas tensões (60 a 80 V) na fonte de soldagem. O gatilho na tocha de soldagem permite o comando do fluxo de gás e/ou outros procedimentos.

Os produtos consumíveis empregados na soldagem TIG são os gases de proteção, as varetas e arames de metal de adição (HART; WILSON³³, 2006). Os gases de proteção são inertes (argônio, hélio ou a mistura deles), sendo argônio o mais comumente empregado devido às vantagens de melhor estabilidade e menor tensão do arco, menores consumo e

custo, maior facilidade na abertura do arco e melhor efeito na limpeza de óxidos (WAINER⁹⁹ et al., 1992).

Previamente ao início da soldagem é indispensável remover quaisquer resíduos na superfície do metal-base, sendo também recomendado que se inicie a vazão de gás inerte, segundos antes da abertura do arco denominado tempo de pré-purga de gás. Em seguida, o arco é aberto e com a tocha estática sobre a última parte soldada, ocorre o fluxo de gás inerte por um período de até 30 segundos (tempo de pós-purga de gás). Na soldagem com corrente contínua, o ignitor de alta frequência é utilizado apenas para abertura do arco, podendo ser desligado após a ignição. Em geral, o próprio aparelho já apresenta um dispositivo que interrompe a ação de centelhamento quando o arco está em operação.

As principais variáveis operatórias da soldagem TIG são o comprimento do arco, a corrente, a velocidade de soldagem e a vazão de gás de proteção. Em geral, quanto maior o comprimento do arco, mais raso e largo será o cordão de solda; quanto maior a corrente, maior a penetração e a largura da área soldada. A penetração e a largura do cordão de solda tendem a diminuir com o aumento da velocidade de soldagem, entretanto, velocidades de soldagem exageradas podem introduzir descontinuidades no cordão, como a falta de fusão, de penetração e irregularidades. A vazão do gás de proteção pode influenciar diretamente a qualidade da solda; vazões muito baixas resultam em proteção insuficiente, podendo gerar oxidação excessiva e porosidades enquanto vazões elevadas, em geral, não causam problema, mas encarecem o procedimento. Diferentemente da soldagem a arco elétrico, este método consiste numa inversão de pólos, sendo o pólo-negativo a tocha e o pólo-positivo, o terra, com o objetivo de minimizar a concentração de calor na área a ser soldada (WAINER⁹⁹ et al., 1992).

Neste estudo, em relação à resistência à tração, a análise estatística evidenciou diferenças entre os grupos experimentais (TIG e laser) e controle (Grupo I), o qual apresentou

maiores valores. Os corpos-de-prova não soldados foram mais resistentes que os soldados. Tal fato pode ter ocorrido em função da maior ductibilidade apresentada pelos corpos-de-prova intactos (controle), considerando que as quantidades de oxigênio, nitrogênio e carbono, incluídos durante a fundição das hastes em titânio foram menores que durante o processo de soldagem (BERG et al.⁶, 1996). De acordo com os estudos de Wang e Welsch¹⁰² (1995), estruturas soldadas possuem propriedades desfavoráveis em relação às fundidas, como reduzida resistência, aumento da corrosão e incorporação de porosidades. Tal fato comprovado por Roggensack et al.⁸⁴ (1993) que observaram maior resistência para os corpos-de-prova não soldados quando comparados com espécimes soldados. Resultados similares foram obtidos por Wiskott et al.¹¹⁰ (2001B) que empregaram os métodos TIG e laser, recomendados para soldagem das estruturas em titânio.

No caso da soldagem a laser, Roggensack et al.⁸⁴ 1993, verificaram por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) que a região da soldagem não é completamente fundida e a profundidade de penetração de 0,7 mm contribui para redução da resistência dos corpos-de-prova submetidos à soldagem a laser, sendo também este método contra-indicado para a soldagem de superfícies maiores que 1 mm de diâmetro.

Segundo Watanabe e Thopam¹⁰³ (2004) a resistência mecânica de juntas soldadas depende dos seguintes fatores: tipos de metais soldados (WATANABE; THOPAM¹⁰³, 2004; WATANABE; BABA¹⁰⁴, 2007), comprimento de onda, energia, quantidade, duração e frequência do pulso. Na maioria das máquinas de soldagem a laser, utilizadas em Odontologia, a energia (corrente e voltagem), duração e diâmetro do pulso podem ser ajustados e a combinação destas três variáveis pode alterar a profundidade de penetração da solda no interior do metal, da área a ser soldada (FUJIOKA et al.²⁶, 2003). A profundidade de penetração do laser é específica para cada tipo de metal utilizado, pois o raio de absorção, a condutibilidade térmica e o ponto de fusão são diferentes para cada metal. Em geral, a taxa de

absorção do raio laser e a condutibilidade térmica do metal definem a profundidade de penetração. O titânio apresenta baixa condutibilidade térmica ($0,17 \text{ Wcm}^{-1} \cdot \text{deg}^{-1}$) (HRUSKA³³, 1987; WATANABE; BABA¹⁰⁴, 2007); elevado ponto de fusão (em torno de 1675°C), baixa gravidade específica, sendo extremamente reativo em temperaturas elevadas (KIKUCHI et al.⁵⁵, 2001, DOI et al.²², 2001; CONTRERAS et al.¹⁷, 2002; CECCONI et al.¹⁵, 2002; KIKUCHI et al.⁵⁴, 2003). Segundo alguns autores (NEO et al.⁷⁴, 1996; CHAI; CHOU¹⁶, 1998; LIU et al.⁶⁶, 2002), a baixa condutibilidade e alto poder de absorção do raio laser aumentam a sua profundidade de penetração, e em diferentes condições, a resistência das superfícies soldadas a laser é semelhante aquela não soldada.

Neste estudo, foram soldadas hastes cilíndricas de 2 mm de diâmetro, e os resultados mostraram um valor médio de resistência à tração de 515,85 MPa para os corpos-de-prova submetidos no mínimo a quatro aplicações de tiros de laser, utilizando os seguintes parâmetros: 380V e 8 ms, de ambos os lados, e de 605,85 MPa para os corpos-de-prova do grupo controle.

O laser é uma luz amplificada por emissão estimulada de radiação. Para a soldagem de ligas odontológicas são utilizados cristais de iátrio, alumínio e garnet (YAG) dopados com neodímio (Nd), sendo esta energia concentrada em uma pequena área, além de que são poucos os efeitos de aquecimento e oxidação (ROGGENSACK et al.⁸⁴, 1993). Os parâmetros mais adequados para a soldagem do titânio a laser são variados e não tão bem estabelecidos. Estudos que verificaram as condições “ideais” para a soldagem a laser do titânio (JEMT; LINDÉN⁴⁵, 1992; LIU et al.⁶⁶, 2002; WATANABE; THOPAM¹⁰³, 2004) relatam a importância do estabelecimento destas medidas (voltagem e duração de pulso) para obtenção de uma solda de qualidade. De acordo com Watanabe e Thopam¹⁰³ (2004) a soldagem bilateral, realizada de ambos os lados das juntas a serem soldadas, melhora significativamente a resistência da solda.

Wang e Chang¹⁰¹ (1998) realizaram um estudo com soldagem a laser em titânio e verificaram que o uso de múltiplos pulsos de irradiação laser no titânio pode melhorar a profundidade de penetração e reduzir o prejuízo na superfície. No entanto, Watanabe e Baba¹⁰⁴ (2007) não verificaram diferenças na profundidade de penetração, de acordo com a duração dos pulsos.

A interferência do diâmetro da junta soldada durante a soldagem a laser está descrita no trabalho de Wang e Welsch¹⁰² (1995) que utilizaram hastes de 3 mm de diâmetro, e verificaram que a porção central da junta não foi unida pela solda e a característica observada desta área indicou pequena ductibilidade, o que pode ter ocasionado a falha por clivagem entre os grãos.

Alguns estudos de juntas de Ti soldadas a laser para aplicação odontológica concluíram que este método é eficiente (ROGGENSANCK et al.⁸⁴, 1993; WANG; WELSCH¹⁰², 1995), entretanto, os resultados diferem consideravelmente conforme a intensidade da irradiação aplicada (SJÖGREN et al.⁹⁰, 1988; YAMAGISHI et al.¹¹⁵, 1993; NEO et al.⁷⁴, 1996; CHAI; CHOU¹⁶, 1998, LIU et al.⁶⁶, 2002, WATANABE; TOPHAM¹⁰³, 2004). A resistência mecânica das áreas soldadas a laser foi similar ou superior ao do metal não soldado (SJÖGREN et al.⁹⁰, 1988; ROGGENSACK et al.⁸⁴, 1993; BERG et al.⁵, 1995; LIU et al.⁶⁶, 2002) sendo que, para o titânio, a utilização de uma voltagem de 300 V e duração de pulso de 12 ms podem aumentar a profundidade da solda e melhorar as propriedades mecânicas das juntas soldadas (BERG et al.⁵, 1995).

Um outro fator que determina a resistência mecânica das juntas soldadas é a quantidade de impurezas (oxigênio e nitrogênio) incorporadas durante o processo de soldagem (CHAI; CHOU¹⁶, 1998). Sem a proteção da camada de óxido formada por gás inerte, a corrosão ácida pode agir e a superfície de titânio ser localmente afetada, o que pode acelerar a iniciação de trincas na zona de Ti soldado (HUANG et al.⁴⁰, 2006).

Wiskott et al.¹¹⁰ (2001B) relataram que a resistência mecânica depende primariamente de fatores relacionados ao material e não das propriedades da zona de solda (cordão de solda). De acordo com os autores, a extensão e características da zona afetada pelo calor dependem da quantidade de calor transferida aos espécimes. No entanto, segundo Berg et al.⁵ (1995), os poros gerados durante o processo de soldagem a laser são os responsáveis pela baixa resistência mecânica dependendo primariamente do defeito ocasionado e não das propriedades do metal na zona soldada. Em seu estudo, a análise de espécimes soldados revelou maior resistência para os corpos-de-prova com menor número de poros e resistência superior ou igual na zona do cordão de solda (zona de fusão) e na zona afetada pelo calor, diferentemente para as demais regiões da haste.

Neste trabalho, com a solda TIG, a zona afetada pelo calor foi maior, entretanto, os espécimes apresentaram similar comportamento em relação à solda a laser. Este fato pode ser justificado pelos cuidados empregados durante o processo de soldagem como: proteção gasosa com gás argônio (4.8 puro), tempo de pré e pós-purga de gás de 8s, com vazão de 5 barr, limpeza cuidadosa das hastes, por meio do jateamento com óxido de alumínio (partículas 100 µm) por 30 segundos e íntimo contato das peças a serem unidas, antes de iniciar a soldagem. Segundo Okumura e Taniguchi⁷⁶ (1982) a soldagem TIG (*tungsten inert gas*) deve ser realizada sob proteção gasosa com argônio e as juntas a serem soldadas deverão estar dispostas em íntimo contato.

Outros fatores que podem afetar as juntas de Ti soldadas devem ser considerados como: o desenho da junta, a adequada energia dispersada nas áreas a serem unidas, o método de dispersão de energia, a taxa de refrigeração e a quantidade de contaminação durante o procedimento de soldagem (WANG; WELSCH¹⁰², 1995). Reações com oxigênio podem levar à degradação das propriedades mecânicas, entretanto a utilização de câmara protetora é crítica

para minimizar a contaminação por gases nas juntas de Ti (WANG; WELSCH¹⁰², 1995; WATANABE et al.¹⁰⁷, 1997; LIU et al.⁶⁶, 1998).

A alta reatividade do titânio e suas ligas, sob altas temperaturas, pode alterar sua ductibilidade e fragilidade. Carr e Bratley¹⁴ (1993) confirmaram a natureza reativa do titânio e certificaram que a atmosfera, sem controle, utilizada na fabricação de estruturas de próteses, pode alterar a composição e microestrutura dos produtos provenientes do seu processamento.

Foi verificado neste trabalho que os processos de soldagem TIG e laser apresentaram o mesmo comportamento quanto à resistência à tração. Embora com resultados inferiores aos espécimes não soldados, não houve diferença entre esses dois métodos de soldagem, sendo aceitável a utilização do processo TIG, condizente com menor custo em relação à soldagem a laser.

O objetivo do presente trabalho também foi avaliar a resistência mecânica através do ensaio de resistência flexural de três pontos, de espécimes soldados pelos dois métodos (TIG e laser) e comparar com os espécimes intactos (sem solda). O teste de resistência à flexão definido em três pontos simula a capacidade de flexão de viga, no caso de uma prótese com no mínimo dois elementos. Os resultados obtidos neste ensaio não revelaram diferenças estatisticamente significantes para os dois métodos analisados, entretanto, os espécimes intactos apresentaram maiores valores de resistência flexural (1908,75 MPa) em relação aos demais (TIG= 1559,66 MPa e Laser= 1621,64 MPa).

No ensaio de flexão, foram obtidos resultados semelhantes aos do ensaio de tração, talvez pelas mesmas razões que justificaram o comportamento dos espécimes analisados no ensaio de tração.

O processo de soldagem a laser deve também ser aplicado sob atmosfera de argônio (YAMAGISHI et al.¹¹⁵, 1993), sendo este procedimento essencial para prevenir a oxidação, a qual é precursora de trincas. No estudo de Yamagishi et al.¹¹⁵ (1993), os espécimes

soldados sob atmosfera de argônio apresentaram menor oxidação em comparação com os espécimes soldados em atmosfera ambiente, particularmente porque o argônio foi isolado do oxigênio e porque o efeito do calor estava circunscrito a uma área menor. Segundo Watanabe e Baba¹⁰⁴ (2007) não se pode concluir que as propriedades mecânicas podem ser melhoradas simplesmente pelo aumento da energia de irradiação aplicada.

O efeito da combinação de diferentes parâmetros nas características da soldagem a laser Nd:YAG foi relatado por Bertrand et al.¹⁰ (2007). Estes autores verificaram que o titânio grade 1 (99,5% de titânio puro e somente 0,4 a 0,5% de impurezas) submetido a soldagem a laser com frequências de 1 ou 2 Hz apresenta bom comportamento para aplicação odontológica e a utilização de baixos (picos) níveis de energia é necessária para evitar trincas, defeitos e contaminação por oxigênio na área soldada. Porém, Srimaneepong et al.⁹² (2005) analisaram a resistência mecânica do titânio e de acordo com os resultados, os espécimes soldados a 260 V apresentaram ductibilidade alterada por mudanças microestruturais.

No trabalho de Wiskott et al.¹⁰⁹ (2001A) a zona de fusão obtida pelo laser foi claramente visível em função da alta homogeneidade estrutural dos grãos. Já a soldagem por GTAW (soldagem TIG) produziu profundas mudanças no titânio, no qual foram observadas estruturas lamelares de Widmanstätten (NEO et al.⁷⁴, 1996), que é uma configuração observada em numerosas ligas de alta resistência. No seu estudo, Wiskott et al.¹⁰⁹ (2001A) verificaram que a soldagem a laser proporcionou menor resistência em relação à soldagem a GTAW, a soldagem a arco elétrico produziu alteração na estrutura de granular para acircular, característica de estruturas com elevada resistência. De acordo com Wiskott et al.¹¹⁰ (2001B) o tipo de arranjo está relacionado com a alta tensão na junta.

Por razões de alterações estruturais ocorridas em ambos os processos de soldagem, a provável contaminação das juntas soldadas pode ser responsável por reduzir de forma considerável a resistência flexural em relação aos espécimes intactos (controle). Por

outro lado, o estudo de Rocha et al.⁸³, 2006 demonstrou diferenças, entre estes dois métodos, onde a soldagem TIG foi realizada sob os seguintes parâmetros: 10 V, 15-20 A e 12 s de tempo pós-purga e apresentou maior resistência flexural em relação à soldagem a laser com e sem material de preenchimento. Neste estudo, todos os procedimentos de soldagem envolveram argônio para prevenir o processo de oxidação, o qual poderia influenciar o processo de união. Segundo os autores, o calor potente gerado pela solda TIG foi capaz de aumentar a profundidade da área soldada, sendo este resultado obtido em virtude da maior penetração da solda TIG. Resultados similares foram observados por Hart e Wilson³³ (2006), a solda a laser apresentou comportamento inferior à solda TIG. Segundo estes autores, a solda TIG se caracteriza por maior quantidade de calor, com soldagem de maior quantidade de metal, o que produz uma junta mais larga, profunda e mais resistente.

De acordo com alguns autores, a soldagem TIG deve ser realizada sob atmosfera protetora de gás argônio para minimizar a contaminação do metal gases atmosféricos na zona afetada pelo calor (WATANABE; TOPHAM¹⁰³, 2004; HART; WILSON³³, 2006). Para compensar a baixa energia durante a soldagem TIG, os equipamentos devem ser regulados para aplicar uma descarga elétrica contínua por um período maior podendo variar de 3 a 12 segundos (WANG; WELSCH¹⁰², 1995; ROCHA⁸³ et al., 2006).

Segundo Lin et al.⁶⁴ (2005), três fatores são considerados mais significativamente influentes na resistência à fadiga dos materiais: a presença de poros, a localização dos poros e as propriedades inerentes ao material. A presença destes poros pode resultar na alta concentração do *stress* ao redor das paredes dos poros. De acordo com os resultados obtidos, os autores afirmaram que a formação de porosidade pode não ser completamente eliminada durante a fundição, relacionando a redução das áreas de poros com os parâmetros utilizados em cada processo.

As propriedades mecânicas do titânio são vastamente influenciadas pela menor dissolução intersticial dos elementos oxigênio, nitrogênio e carbono. Quando o titânio é fundido por alta energia laser, a estrutura α -hexagonal pode expandir e permitir a exclusão destes gases para o interior do espaço intersticial sob melhor e bem controlado fluxo de argônio (YAMAGISHI et al.¹¹⁵, 1993).

A menor quantidade de oxigênio, nitrogênio e carbono incluídos durante a fundição do titânio aumenta a dureza e reduz a ductibilidade comparada com o metal original (BERG et al.⁵, 1995), sendo um outro fator que pode alterar a resistência mecânica do titânio. A extrema reatividade do titânio durante o processo de fundição e menor variação na contaminação do metal influencia as propriedades mecânicas do material. Weber et al.¹⁰⁸ (1992) verificaram que o titânio fundido em laboratório protético apresentou maior resistência e menores valores de ductibilidade em relação às hastes pré-fabricadas devido ao menor grau de contaminação que pode ter ocorrido nestas hastes.

O processo de fundição do titânio é um procedimento que requer alguns cuidados (BESSING e BERGMAN¹², 1992). Segundo Watanabe et al.¹⁰⁷ (1997) a porosidade de hastes de titânio fundidas sob diferentes pressões de argônio, pode aumentar de acordo com o aumento destas pressões, sendo um fator de influência significativa no aumento da porosidade e conseqüentemente diminuição da resistência mecânica. Mínimas quantidades destas impurezas podem influenciar significativamente nas propriedades mecânicas do material (WEBER et al.¹⁰⁸, 1992) e a ductibilidade do titânio pode diminuir pela inclusão de pequenos poros durante a fundição (GEIS-GERSTORFER et al.⁹, 1990; WEBER et al.¹⁰⁸, 1992). O desenvolvimento de pressão com gás inerte/sistema de fundição a vácuo com separada fusão e câmara de fundição são necessários para minimizar reações com outros elementos e obter uma fundição com sucesso (CONTRERAS et al.¹⁷, 2002).

Ainda em relação aos cuidados relativos aos processos de soldagem, no presente trabalho, a soldagem foi efetuada 5 minutos após a limpeza das superfícies para evitar contaminação com o ar ambiente. As superfícies soldadas foram abrasionadas com óxido de alumínio, para a limpeza dos espécimes antes da soldagem.

O processo de soldagem a laser não cria uma significativa zona afetada pelo calor na junta, sendo um procedimento rápido, quase instantâneo. O metal aquece e solidifica-se (10^5C/s) e por consequência, é formada uma insignificante zona afetada pelo calor (SJÖGREN et al.⁹⁰, 1988; CHAI; CHOU¹⁶ 1998; WANG; CHANG¹⁰¹, 1998; WANG; WELSCH, 1995¹⁰²; IGLESIA; MORENO⁴², 2001).

Quando a técnica de soldagem TIG é analisada torna-se necessário considerar que para este estudo foi utilizada uma unidade de solda comercial (Inversora Origotig, ESAB, São Paulo, Brasil), desenvolvida para aplicação em soldagem de peças industriais. Neste estudo, apesar da calibragem realizada antes do início do processo de soldagem TIG e da obediência às normas estabelecidas pelo fabricante, o controle do calor e da solda aplicados foram dificultados. Em função disto, a profundidade de distribuição da solda fundida por meio da junta soldada pode ter resultado nas variações da resistência flexural, que poderia ter sido melhor em comparação a solda a laser.

Uma outra variável analisada neste estudo foi o desajuste marginal por meio da confecção de supra-estruturas implanto-suportadas. Segundo BESIMO et al.¹¹, 1997, um dos possíveis parâmetros para avaliação de um método de confecção de restaurações é a medida do ajuste marginal, o qual tem sido um pré-requisito para o sucesso do tratamento com coroas artificiais (KOKE et al.⁵⁸, 2004).

São muitas as propriedades mecânicas desejáveis do titânio que incluem: alta ductibilidade, baixo peso e resistência proporcional ao peso, que teoricamente podem permitir modificações no desenho das restaurações tornando-as mais funcionais e confortáveis para o

paciente (AL WAZZAN; AL-NAZZAWI¹, 2007). Além disto, o uso do mesmo metal elimina o potencial de gerar corrente galvânica entre os implantes de titânio e a supra-estrutura (WISKOTT et al.¹¹⁰, 2001B; LONGONI et al.⁶⁷, 2006). Somado ainda a estes fatores, tem-se o crescente preço do ouro com subsequente demanda de reposição com outros metais, aliada à alta biocompatibilidade, com propriedades mecânicas inerentes ao material que podem substituir o ouro (KARLSSON⁵³, 1993; WOLF et al.¹¹², 1998).

O titânio é extensamente utilizado em implantodontia, porém ainda verificam-se muitos problemas na utilização deste metal na prótese, sendo necessárias técnicas refinadas para a sua confecção. A prótese sobre implantes requer maiores cuidados na confecção porque o tecido periodontal tem que se adaptar e compensar a melhor relação comparada ao dente natural. O uso de supra-estruturas de titânio implanto-suportadas para tratamento de pacientes edêntulos tem sido dirigido pelo desejo de produzir estruturas leves, sem distorção e porosidades (SJÖGREN et al.⁹⁰, 1988). Estas estruturas sobre implantes são mais comumente confeccionadas por fundição em peça única (monobloco) ou em segmentos que serão subsequentemente, indexados e soldados (RUBENSTEIN⁸⁶, 1995).

Neste estudo, as estruturas foram fundidas em monobloco, seccionadas e posteriormente soldadas, pelos dois métodos (TIG e laser), com enfoque no principal objetivo desta pesquisa que é avaliar o método de soldagem.

Uma freqüente discussão entre os cirurgiões-dentistas tem sido o valor médio de desajuste marginal clinicamente aceitável, ou fenda, que não resultará em efeitos deletérios para as estruturas dentais e tecidos circunjacentes. Estudos relatam uma fenda marginal aceitável entre 10 e 160 μm . Entretanto, de acordo com Karlsson⁵³ (1993) e Leong et al.⁶¹ (1994), uma fenda marginal de até 100 μm é o valor médio clinicamente aceitável para a longevidade das restaurações ou próteses. A discrepância marginal acima de 100 μm pode ser primariamente atribuída ao processo de fundição do titânio (BESIMO et al.¹¹, 1997).

A revisão da literatura relata controvérsias com relação aos valores de ajuste marginal que são considerados aceitáveis clinicamente para as restaurações. Contreras et al.¹⁷ (2002) acreditam que o valor de até 100 μm seja mais apropriado para a longevidade das restaurações, enquanto Leong et al.⁶¹ (1994) consideram aceitável um valor de até 120 μm aceitável. Estes autores referem-se a restaurações simples unitárias, mas deve-se esperar que a fenda marginal para múltiplos elementos na estrutura em monobloco exceda estes valores (DE OLIVEIRA et al.¹⁸, 2006). De Oliveira et al.¹⁸ (2006) analisaram a técnica da soldagem em prótese fixa de três elementos e verificaram uma discrepância marginal para o titânio cp de $106,3 \pm 2,6 \mu\text{m}$.

Estudos sobre restaurações metalocerâmicas com titânio revelam divergências. O ajuste marginal observado por Jesús Suárez et al.⁵², (2005), apresentou-se inferior para o titânio em relação ao sistema Procera, antes e após a cimentação. Já no estudo de Koke et al.⁵⁸ (2004), as próteses parciais fundidas em titânio monobloco demonstraram uma fenda vertical de 40 μm . Os cilindros pré-fabricados utilizados para confecção das supra-estruturas indicaram alta precisão marginal e a extensão da fenda marginal não foi uniforme em todos os pontos medidos. Segundo os autores deste trabalho, as alterações dimensionais que levaram à distorção das estruturas devem-se a algumas particularidades do processo de fabricação como a distribuição dos canais de alimentação ou a posição da unidade fundida e os resultados demonstraram melhor precisão marginal com menor variação para estruturas em titânio em relação às estruturas de ligas de Co-Cr.

As estruturas em titânio são empregadas como uma alternativa à convencional fundição em implantodontia e várias técnicas já foram clinicamente avaliadas (JEMT; LINDÉN⁴⁵, 1992, BERGENDAL; PALMQVIST⁸, 1995, JEMT⁴⁸, 1995; RUBENSTEIN⁸⁶, 1995; JEMT et al.⁴⁹, 1998; ORTORP et al.⁷⁸, 1999; BERGENDAL; PALMQVIST⁷, 1999; ORTORP; JEMT⁷⁹, 1999). Muitas sugestões têm sido propostas para explicar a distorção

como: o *design* (desenho) da estrutura metálica; a contaminação da fundição com reduzida temperatura de fusão e o *stress* resultante da contração da cerâmica com subsequente deformação metálica (JEMT; LINDEN⁴⁵, 1992), além da baixa densidade do metal que reduz a habilidade de copiar e pode resultar em margens incompletas (CONTRERAS et al.¹⁷, 2002).

Sabe-se que a extensão e complexidade da estrutura metálica, com variações volumétricas estão mais sujeitas as discrepâncias dimensionais durante o processo de fundição. Como observado neste estudo, os valores elevados de desajuste marginal resultaram provavelmente da técnica de fundição das supra-estruturas. Um dos fatores que pode aumentar a fenda marginal é a temperatura do molde utilizada durante o processo de fundição destas estruturas. Quando se utiliza uma baixa temperatura de molde, ocorre a aceleração do processo de solidificação do titânio e a redução da sua fusibilidade (KIKUCHI et al.⁵⁵, 2001). Um caminho para minimizar a distorção da fundição e obter um selamento satisfatório entre prótese e implante, é a confecção de estruturas fragmentadas e soldadas (RIEDY et al.⁸², 1997). A fundição inadequada altera significativamente e contribui para um pobre ajuste marginal (LEONG et al.⁶¹, 1994; FRAGOSO et al.²⁵, 2005).

O ajuste passivo tem sido sugerido como um pré-requisito para o sucesso da osseointegração a longo tempo. Deste modo, todos os valores de desajuste marginal obtidos neste estudo (Monobloco = 770 µm, TIG = 250 µm e Laser = 240 µm) não são clinicamente aceitáveis, considerando um critério padronizado de 100 µm de fenda marginal. Este trabalho foi realizado simulando uma situação crítica de *stress* extremo, onde os três pontos de solda foram realizados em um mesmo momento. As estruturas foram confeccionadas de maneira idêntica como realizadas por um técnico de laboratório de prótese, e por ser uma máquina industrial, a solda TIG utilizada neste estudo não era adaptada para uso odontológico, exigiu a proteção dos *copings* ficando somente exposta a região a ser soldada. A técnica consistiu na fundição em monobloco, secção, prensão dos segmentos, preenchimento dos espaços vazios

criados pela fundição e soldagem dos segmentos em uma só etapa, de tal modo que se houvessem diferenças entre as máquinas testadas, com seus respectivos métodos de soldagem, estas diferenças pudessem ser identificadas, independente da metodologia empregada na confecção e fundição dos corpos-de-prova, priorizando assim, o propósito deste estudo, ou seja, avaliar o processo de soldagem TIG e comparar com a soldagem a Laser. O refinamento da técnica, que poderia reduzir o desajuste marginal, viria na fundição dos segmentos individualmente, adaptação destas peças até o encontro das juntas a serem soldadas, seguida da soldagem com a utilização da técnica de soldagem em etapas, na qual se realizaria a soldagem dos segmentos laterais, reposicionamento, prensão e posterior soldagem na região central da estrutura. Conforme Riedy et al.⁸² (1997) muitos são os fatores que podem influenciar o ajuste obtido, incluindo a fabricação dos componentes de implantes e os passos clínicos e laboratoriais envolvidos na restauração.

Neste estudo, a análise do desajuste marginal das supra-estruturas implanto-suportadas revelou que houve diferenças significantes entre o grupo controle (Monobloco) e os grupos experimentais (TIG e laser). As estruturas em monobloco apresentaram um desajuste marginal maior em relação aos espécimes seccionados e posteriormente soldados. Estes resultados estão de acordo com Jemt e Lindén⁴⁵ (1992) que verificaram melhor ajuste marginal nas estruturas em titânio soldado a laser em relação às fundições sem solda. Segundo estes autores, as fundições em monobloco que foram seccionadas e posteriormente soldadas, promoveram melhor ajuste marginal que compensaram as falhas técnicas desenvolvidas durante o preparo das estruturas para a fundição como a técnica de fundição, desenho da estrutura e seqüência de acabamento das estruturas.

Algumas pesquisas têm relatado que uma estrutura soldada a laser exibe maior precisão de adaptação que uma estrutura em monobloco (LONGONI et al.⁶⁸, 2004; IGLESIA; MORENO⁴², 2001). A técnica da soldagem a laser cria um ajuste passivo da prótese sobre

implante como também permite a utilização de componentes pré-fabricados, incluindo barras e encaixes, sendo uma técnica realizada diretamente no modelo mestre (RIEDY et al.⁸², 1997). Resultados satisfatórios para a soldagem a laser de juntas de próteses em titânio estão comprovados por vários estudos (WANG; WELSCH¹⁰², 1995, KNABE; HOFFMEISTER⁵⁷, 2003). No trabalho de De Torres et al.²⁰ (2007) foi verificado o desajuste passivo de supra-estruturas implanto-suportadas em titânio soldadas a laser de 88 µm e o desajuste vertical de 33 µm, sendo que o titânio foi o metal que proporcionou melhores resultados para esta técnica de soldagem e a causa do desajuste protético resultou de falhas na fundição.

A soldagem a laser representa um método de união de juntas de titânio que pode produzir resultados satisfatórios e pode ser utilizado na união de secções de estruturas de implantes (HART; WILSON³³, 2006). Devido ao feixe da solda a laser transmitir uma energia concentrada, minimiza o tamanho da zona afetada pelo calor (ROCHA⁸³ et al., 2006), e em consequência não causa distorção significativa nas peças protéticas, sendo, portanto, um processo adequado para substituição da brasagem.

Estudos clínicos têm demonstrado que a soldagem a laser de supra-estrutura é uma técnica indicada para próteses implanto-suportadas (JEMT; LINDÉN⁴⁵, 1992; BERGANDAL; PALMQVIST⁸, 1995), devido à imprecisão das estruturas de prótese fixa implanto-suportadas convencionalmente fundidas em monobloco que dificultam a obtenção de um ajuste passivo (JEMT; LINDÉN⁴⁵, 1992). De Souza et al.¹⁹, 2008, observaram uma média de discrepância marginal para o monobloco de 151,3 µm comparada com a solda a laser (34,73 µm) resultante do difícil processo de fundição do titânio. Os autores também observaram elevado desajuste marginal no cilindro distal das estruturas fundidas em monobloco de 401,69 µm explicado pela extensão da curvatura e extensão da estrutura.

São muitos os fatores que podem ter influenciado o ajuste obtido, incluindo a fabricação dos componentes de implantes e muitos passos clínicos e laboratoriais envolvidos

nestas restaurações. Jemt e Lindén⁴⁵ (1992) verificaram que a soldagem a laser de estruturas em titânio tem melhor ajuste nos *abutments* que as fundições sem solda. O desenho do canal de alimentação, a técnica de fundição e sequência de acabamento, são fatores que podem interferir no ajuste marginal das estruturas.

As dificuldades encontradas no ajuste passivo podem resultar de uma alteração dimensional durante o processo de fundição. Discrepâncias no ajuste podem ocorrer pela presença de impurezas e microdistorções que podem aparecer na superfície marginal após a fundição dos padrões calcináveis. Sabe-se que a contração térmica para o titânio puro é da ordem de 1,52% (HATTORI et al.³⁴; 2001), caso o processo de fundição não seja realizado adequadamente, este valor poderá aumentar e interferir no ajuste marginal das estruturas fundidas.

No presente estudo houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$), nas comparações das estruturas soldadas a TIG e não-soldadas (Monobloco) e nas soldadas a laser e não-soldadas (Monobloco). Este comportamento está de acordo com o trabalho de Riedy et al.⁸² (1997) que comparam estruturas implanto-suportadas soldadas a laser e em monobloco e verificaram que a precisão da estrutura soldada a laser foi melhor, com melhor ajuste que a estrutura em monobloco.

Entretanto, neste estudo, apesar do desajuste marginal obtido para todos os grupos não ser clinicamente aceitável, a solda TIG apresentou semelhante comportamento em relação à solda Laser, ficando evidente que ambas as máquinas de solda empregadas podem ser utilizadas para diminuir o desajuste marginal proveniente da estrutura fundida em monobloco, independente da técnica de fundição e confecção das estruturas.

A técnica de soldagem a laser é um método indicado para juntar partes seccionadas de titânio comercialmente puro se alguns parâmetros (níveis de energia e duração do pulso) forem seguidos, ou seja, estes cuidados promoveram maior adaptação marginal das

estruturas soldadas (CHAI; CHOU¹⁶, 1998). O trabalho de Hart e Wilson³³ (2006) demonstrou que, em função da aplicação controlada de calor em determinada área, a soldagem a laser minimiza a distorção do titânio.

Neste estudo, a solda TIG comportou-se semelhante à solda laser, cujo custo do equipamento é consideravelmente inferior ao equipamento de solda a laser, podendo ser um método de soldagem substituto para a solda a laser.

Com relação aos resultados pré e pós-soldagem, as médias das discrepâncias dos grupos II-A e II-B (pré e pós-soldagem TIG) mostrou diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,01$) entre os Grupos II-A (pré-soldagem TIG) e II-B (pós-soldagem TIG) e também entre os grupos III-A e III-B (pré e pós-soldagem Laser).

Os espécimes previamente analisados ao processo de soldagem TIG e Laser apresentaram um desajuste marginal inferior (121 μm para os dois métodos) em comparação após a soldagem (250 μm e 240 μm , respectivamente), os quais foram seccionados e em seguida avaliados. O aumento no desajuste marginal em relação aos espécimes não soldados pode ter ocorrido em função da contração da estrutura após o processo de soldagem, mesmo tomando-se o cuidado de preencher os espaços das juntas a serem unidas com finas tiras de titânio; a fusão destas áreas reduziu a distância entre os *copings*, interferindo no desajuste final das estruturas.

Ambos os métodos de soldagem analisados alteraram o desajuste marginal das estruturas em função da contração do metal da região da junta soldada, sendo que a soldagem a laser foi realizada por profissional experiente enquanto a técnica de soldagem a TIG foi desenvolvida no estudo piloto e durante o decorrer deste estudo.

Por fim, na análise das diferenças da discrepância marginal pré e pós-soldagem não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os corpos-de-prova

submetidos à soldagem a TIG (121 μm) e Laser (129 μm), pré e pós-soldagem, indicando novamente o mesmo comportamento para os dois métodos de soldagem avaliados.

O desajuste marginal observado previamente à submissão dos espécimes aos seus respectivos métodos de soldagem, revelou que já existia desadaptação decorrente de falhas técnicas de fabricação ou fundição dos componentes.

Os achados deste trabalho evidenciam que o método de soldagem TIG (tungsten inert gas) para o titânio cp proporcionou comportamento semelhante ao método de soldagem a laser tanto em relação às propriedades mecânicas como em relação ao desajuste marginal.

As supra-estruturas de titânio fundidas em monobloco apresentaram grande distorção, tendo evidenciado a necessidade do seccionamento e posterior soldagem.

Neste estudo foi observado que ambas as máquinas de solda não compensam as deficiências de fundição e de soldagem do titânio. No entanto, de acordo com os resultados obtidos com a solda TIG, este método pode ser perfeitamente um substituto para o Laser, reduzindo significativamente o custo do trabalho reabilitador. Não há na literatura estudos com a solda TIG aplicada a reabilitação oral com implantes por ser um método ainda em desenvolvimento. Além disto, são poucos os laboratórios de prótese que realizam a soldagem a laser em virtude do custo do equipamento, o que torna onerosa a reabilitação das próteses implanto-suportadas. O método de soldagem TIG não influenciou de maneira significativa a resistência mecânica à tração e à flexão e nem o desajuste marginal, comparado à soldagem a laser. No entanto, a análise frente à literatura torna-se difícil devido à ausência de estudos envolvendo as variáveis analisadas. Deste modo, são necessárias mais pesquisas sobre a soldagem a TIG, no tocante às propriedades dos metais utilizados em reabilitação oral, bem como em relação aos parâmetros a serem empregados para este método de soldagem.

7 Conclusões

Baseado nos resultados obtidos, e dentro das limitações de um estudo *in vitro*, pode-se concluir que:

- a resistência à tração e à flexão do titânio cp soldado a TIG foi semelhante à da soldagem a Laser;

- a resistência mecânica à flexão e à tração do titânio comercialmente puro sem solda foi estatisticamente superior à da soldagem a TIG ou Laser;

- os valores do desajuste marginal de supra-estruturas seccionadas antes da soldagem foram inferiores às supra-estruturas soldadas;

- o método de soldagem a TIG promoveu desajuste marginal semelhante à soldagem a Laser.

8 Referências Bibliográficas

1. AL WAZZAN, K.A.; AL-NAZZAWI, A, A. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. **J Contemp Dent Pract.**, v. 8, n. 1, p. 19-26, Jan 2007.

2. AL-ALI, S.; OSHIDA, Y.; ANDRES, C.J.; BARCO, M.T.; BROWN, D.T.; HOVIJITRA, S.; ITO, M.; NAGASAWA, S.; YOSHIDA, T. Effects of coupling methods on galvanic corrosion behavior of commercially pure titanium with dental precious alloys. **Biomed Mater Eng.**, v. 15, n. 4, p. 307-316, 2005.

3. ANUSAVICE, K.J. **Materiais Dentários de Philllips**. 10ª. Edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412p.

4. BABA, N.; WATANABE, I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd:YAG laser. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.**, v. 72, n. 1, p. 64-68, Jan 2004.

5. BERG, E.; WAGNERE, W.C.; DAVIK, G.; DOOTZ, E.R. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. **J Prosthet Dent.**, v. 74, n. 3, p. 250-7, Sep 1995.

6. BERG, E.; DAVIK, G.; HEGDAHL, T.; GJERDET, N.R. Hardness, strength, and ductility of prefabricated titanium rods used in the manufacture of spark erosion crowns. **J Prosthet Dent.**, v. 75, n. 4, p. 419-25, Apr 1996.

7. BERGENDAL, B.; PALMQVIS, T.S. Laser-welded titanium frameworks for implant-supported fixed prostheses: a 5-year report. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 14, n. 1, p. 69-71, 1999.

8. BERGENDAL, B.; PALMQVIST, S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 10, n. 2, p. 199-206, 1995.

9. BERGMAN, B.; NILSON, H.; ANDERSSON, M. A longitudinal clinical study of Procera ceramic-veneered titanium copings. **Int J Prosthodont.**, v. 12, n. 2, p. 135-139, 1999.

10. BERTRAND, C.; LAPLANCHE, O.; ROCCA, J.P.; 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.**, v. 22, n. 4, p. 237-44, Epub 2007 Feb 17, Nov 2007.

11. BESIMO, C.; JEGER, C.; GUGGENHEIM, R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. **Int J Prosthodont.**, v. 10, n. 6, p. 541-6, Nov-Dec 1997.

12. BESSING C; BERGMAN M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. **Swed Dent J**, v.16, n. 3, p. 109-13, 1992.

13. BRANEMARK, P.I.; ZAEB, G.; ALBREKTSSON, T. **Tissue-integrated prosthesis osseointegration in clinical dentistry**. 2 ed. Chicago: Quintessence, 1989.

14. CARR AB, BRANTLEY WA. Titanium alloy cylinders in implant framework fabrication: a study of the cylinder-alloy interface. **J Prosthet Dent.**, v. 69, n. 4, p. 391-397, 1993.

15. CECCONI, B.T.; KOEPPEN, R.G.; PHOENIX, R.D.; CECCONI, M.L. Casting titanium partial denture frameworks: a radiographic evaluation. **J Prosthet Dent.**, v. 87, n. 3, p. 277-80, Mar 2002.

16. CHAI, T.; CHOU, C.K. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. **J Prosthet Dent.**, v. 79, n. 4, p. 477-483, Apr 1998.

17. CONTRERAS, E.F.; HENRIQUES, G.E.; GIOLO, S.R.; NOBILO, M.A. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. **J Prosthet Dent.**, v. 88, n. 5, p. 467-72, Nov 2002.

18. DE OLIVEIRA CORREA, G.; HENRIQUES, G.E.; MESQUITA, M.F.; SOBRINHO, L.C. Over-refractory casting technique as an alternative to one-piece multi-unit fixed partial denture frameworks. **J Prosthet Dent.**, v. 95, n. 3, p. 243-8, Mar 2006.

19. DE SOUSA, S.A.; DE ARRUDA NOBILO, M.A.; HENRIQUES, G.E., MESQUITA, M.F. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. **J Oral Rehabil.**, v. 35, n. 2, p. 123-127, 2008.

20. DE TORRES, E.M.; RODRIGUES, R.C.; DE MATTOS, M. G.; RIBEIRO, R.F. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. **J Dent Res.**, v. 35, n. 10, p. 800-805, Epub 6 Sep 2007.

21. DÉRAND T. Porcelain bond to laser-welded titanium surfaces. **Dent Mater.**, v. 11, n. 2, p. 93-5, Mar 1995.
22. DOI, H.; HARRORI, M.; HASEGAW, .A.K.; YOSHINARI, M.; KAWADA, E.; ODA, Y. Application of sintered titanium alloys to metal denture bases: a study of titanium powder sheets for complete denture base. **Bull Tokyo Dent Coll.**, v. 42, n. 1, p. 35-43, Feb 2001.
23. ELIOPOULOS, D.; ZINELIS, S.; PAPADOPOULOS, T. The effect of investment material type on the contamination zone and mechanical properties of commercially pure titanium castings. **J Prosthet Dent.**, v. 94, n. 6, p. 539-48, Dec 2005.
24. FONSECA, J.C.; HENRIQUES, G.E.; SOBRINHO, L.C.; DE GÓES, M.F. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. **Dent Mater J.**, v. 19, n. 7, p. 686-691, Nov 2003.
25. FRAGOSO, W.S.; HENRIQUES, G.E.; CONTRERAS, E.F.; MESQUITA, M.F. The influence of mold temperature on the fit of cast crowns with commercially pure titanium. **Braz Oral Res.**, v. 19, n. 2, p. 139-43, Epub Sep 2005.
26. FUJIOKA, S.; KAKIMOTO, K.; INOUE, T., OKAZAKI, J.; KOMASA, Y. Metallurgical effects on titanium by laser welding on dental stone. **Dent Mater J.**, v. 22, n. 4, p. 581-591, Dec 2003.
27. GEIS-GERSTORFER, J.; ECKHARDT M, LIN W, WEBER H. Finishing of cast titanium for crowns an bridges. **Dtsch Zahnarztl Z.**, v. 44, n. 11, p. 882-4, 1989.
28. GEIS-GERSTORFER, J.; WEBER, H.; SIMONIS, A.; ECHHARDT, M.; HASELBERGER, D. Ultimate tensile strength of plasma- and laser-welded cast titanium (Titaniumer, Ohara). **Dtsch Zahnarztl Z.**, v. 45, n. 9, p. 545-7, Sep. 1990.
29. GORDON, T.E.; SMITH, D.L. Laser welding of prostheses--an initial report. **J Prosthet Dent.** v. 24, n. 4, p. 472-476, 1970.
30. HAAG, P.; NILNER, K. Questions and answers on titanium-ceramic dental restorative systems: a literature study. **Quintessence Int.**, v. 38, n. 1, p. 5-13, 2007.
31. HANEY, S.C.; MEIERS, J.C. In vitro study of intraoral welding procedures for pure titanium. **Quintessence Int.**, v. 27, n. 12, p. 841-7., Dec. 1996.

32. HARRIS, I.R.; WICKENS, J.L. A comparison of the fit of spark-eroded titanium copings and cast gold alloy copings. **Int J Prosthodont.**, v. 7, n. 4, p. 348-55, Jul-Aug 1994.
33. HART, C.N.; WILSON, P.R. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent.**, v. 96, n. 1, p. 25-32, Jun 2006.
34. HATTORI, M.; HASEGAWA, K.; YOSHINARI, M.; KAWADA, E.; ODA, Y.; OKABE, T. Casting accuracy of experimental Ti-Cu alloys. **Dent Mater J.**, v. 20, n. 1, p. 16-23, 2001.
35. HERO H, SYVERUD M, WAARLI M (1993). Mold filling and porosity in castings of titanium. **Dent Mater J**, v. 9, p. 15-18, 1993.
36. HRUSKA, A.R. Intraoral welding of pure titanium. **Quintessence Int.**, v. 18, n. 10, p. 683-688, Oct 1987.
37. HRUSKA, A.R. Welding implants in the mouth. **J Oral Implantol.**, v. 15, n. 3, p. 198-203, 1989.
38. HRUSKA, A.R.; BORELLI, P. Intra-oral welding of implants for an immediate load with overdentures. **J Oral Implantol.**, v. 19, n. 1, p. 34-8, 1993.
39. HRUSKA, A.R.; BORELLI, P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings. **J Prosthet Dent.**, v. 66, n. 4, p. 561-5, Oct 1991.
40. HUANG, H.H.; LIN, M.C.; LIN, C.C.; LIN, S.C.; HSU, C.C.; CHEN, F.L.; LEE, S.Y.; HUNG, C.C. 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.**, v. 25, n. 3, p. 632-40, Sep 2006.
41. HUANG, Q.F.; ZHANG, J.Z.; JIANG, W.D.; LI, Q.; YU, J.X. An experimental study on laser-welded dissimilar alloys in dentistry. **Shanghai Kou Qiang Yi Xue**, v. 13, n. 5, p. 412-415, Oct 2004.
42. IGLESIA, M.A.; MORENO, J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. **Int J Prosthodont.**, v. 14, n. 6, p. 570-574, Nov-Dec 2001.

43. IWASAKI, K.; OHKAWA, S.; ROSCA, I.D.; UO, M.; AKASAKA, T.; WATARI, F. Distortion of laser welded titanium plates. **Dent Mater J.**, v. 23, n.4, p. 593-599, Dec 2004.
44. JACSON, B.J. The use of laser-welded titanium framework technology: a case report for the totally edentulous patient. **J Oral Implantol.**, v. 31, n. 6, p. 294-300, 2005.
45. JEMT, T.; LINDÉN, B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. **Int J Periodontics Restorative Dent.**, v. 12, n. 3, p. 177-184, 1992.
46. JEMT, T.; BERGENDAL, B.; ARVIDSON, K., BERGENDAL, T.; KARLSSON, L.D.; LINDEN, B.; RUNCRCRANTZ, T.; WENDELHAG, I. Implant-supported welded titanium frameworks in the edentulous maxilla: a 5-year prospective multicenter study. **Int J Prosthodont.**, v. 15, n. 6, p. 544-548, 2002.
47. JEMT, T.; HENRY, P.; LINDÉN, B.; NAERT, I.; WEBER, H.; WENDELHAG, I. Implant-supported laser-welded titanium and conventional cast frameworks in the partially edentulous jaw: a 5-year prospective multicenter study. **Int J Prosthodont.**, v. 16, n. 4, p. 415-421, 2003.
48. JEMT, T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. **J Oral Rehabil.**, v. 22, n. 8, p. 557-64, Aug 1995.
49. JEMT, T.; BERGENDAL, B.; ARVIDSSON, K.; BERGENDAL, T.; KARLSSON, U.; LINDEN, B.O; PALMQVIST, S.O.; RUNCRCRANTZ, T.O.; BERGSTRÖM, C. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. **Int J Prosthodont.**, v. 11, n. 6, p. 551-557, Nov-Dec. 1998.
50. JEMT, T.; HENRY, P; LINDÉN, B.; NAERT, I.; WEBER, H.; BERGSTRÖM, C. A comparison of laser-welded titanium and conventional cast frameworks supported by implants in the partially edentulous jaw: a 3-year prospective multicenter study. **Int J Prosthodont.**, v. 13, n. 4, p. 282-288, Jul-Aug. 2000.
51. JEMT, T.; LEKHOLM, U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. **Clin Oral Implants Res.**, v. 9, n. 4, p. 272-80, Aug 1998.

52. JESÚS SUÁREZ, M., LOZANO, J.F.; PAZ SALIDO, M.; MARTÍNEZ, F. Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. **Int J Prosthodont.**, v. 18, n. 5, p. 390-391, Sep-Oct 2005.

53. KARLSSON, S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. **Acta Odontol Scand.**, v. 51, n. 3, p. 129-134, Jun 1993.

54. KIKUCHI, M.; TAKADA, Y.; KIYOSUE, S.; YODA, M.; WOLDU, M.; CAI, Z.; OKUNO, O.; OKABE, T. Mechanical properties and microstructures of cast Ti-Cu alloys. **Dent Mater.**, v. 19, n. 3, p. 174-81, May 2003.

55. KIKUCHI, H.; ONOUCHI, M.; HSU, H.C.; KUROTANI, T.; NISHIYAMA, M. Titanium casting: the surface reaction layer of castings obtained using ultra-low-temperature molds. **J Oral Sci.**, v. 43, n. 1, p. 27-33, Mar 2001.

56. KIM, K.H., CHOI, M.Y.; KISHI, T. Fracture analysis of cast pure Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental use. **Biomed Mater Eng.**, v. 7, n. 4, p. 271-6, 1997.

57. KNABE, C.; HOFFMEISTER, B. Implant-supported titanium prostheses following augmentation procedures: a clinical report. Knabe C, Hoffmeister B. **Aust Dent J.**, v. 48, n. 1, p. 55-60, Mar 2003.

58. KOKE, U.; WOLF, A.; LENZ, P.; GILDE, H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. **J Oral Rehabil.**, v. 31, n. 5, p. 477-482, May 2004.

59. KUO SL, EL-GENDY T, CHOU J, MILLER RB. Fabrication of a laser-welded fixed-detachable prosthesis for immediate loading. **J Prosthodont.**, v. 15, n. 4, p. 264-269, 2006.

60. KUROIWA, A.; WADA, K.; HIBINO, Y.; YOSHIDA, O.; KAKUMOTO, Y.; KOUCHI, H.; NAGAYAMA, K.; HASHIMOTO, H. Studies on titanium casting. (1) Influence of the mold temperature on titanium castings. **Shika Zairyo Kikai.**, v. 9, n. 2, p. 279-288, 1990.

61. LEONG, D.; CHAI, J.; LAUTENSCHLAGER, E.; GILBERT, J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. **Int J Prosthodont.**, v. 7, n. 5, p. 440-7, Sep-Oct 1994.

62. LI, H.; XIAO, M.; ZHAO, Y. Dental welding titanium and its clinical usage. **Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi.**, v. 15, n. 3, p. 303-305, 310, Sep.1998.
63. LIM, Y. J.; OSHIDA, Y. Initial contact angle measurements on variously treated dental/medical titanium materials. **Biomed Mater Eng.**, v. 11, n. 4, p. 325-41, 2001.
64. LIN, C.W.; JU, C.P.; CHERN LIN, J.H. A comparison of the fatigue behavior of cast Ti-7.5Mo with c.p. titanium, Ti-6Al-4V and Ti-13Nb-13Zr alloys. **Biomaterials**, v. 26, n. 16, 2899-907, 2005.
65. LIN, M.C.; LIN, S.C.; WANG, Y.T.; HU, S.W.; LEE, T.H.; CHEN, L.K.; HUANG, H.H. Fracture resistance of Nd:YAG laser-welded cast titanium joints with various clinical thicknesses and welding pulse energies. **Dent Mater J**, v. 26, p. 367-372, May 2007.
66. LIU, J.; WATANABE. I.; YOSHIDA, K., ATSUTA, M. Joint strength of laser-welded titanium. **Dent Mater.**, v. 18, n. 2, 143-148, Mar. 2002.
67. LONGONI, S.; SARTORI, M.; ARIELLO, F.; ANZANI, M.; BALDONI, M. Passive definitive fit of bar-supported implant overdentures. **Implant Dent.**, v. 15, n. 2, p.129-34, Jun 2006.
68. LONGONI, S.; SARTORI, M.; DAVIDE, R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. **J Prosthet Dent.**, v. 91, n. 6, p. 595-58, Jun 2004.
69. LU, J.; GUO, T.; WANG, B.; LIU, G. Comparison of mechanical properties of laser-welded wrought and cast titanium. **Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.**, v. 18, n. 6, p. 374-376, Dec 2000.
70. LU, J.; GUO, T.; WANG, B. The study on mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry. **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.**, v. 34, n. 2, p. 120-122, Mar1999.
71. LUO, X.; GUO, T.; OUYANG, G. The effect of the mold temperature on the mechanical properties and reaction layer structure of the titanium castings. **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.**, v. 32, n. 6, p. 327-30, Nov 1997.

72. MANICONE, P.; VALENTINI, G.; RAFFAELLI, L.; RAFFAELLI, R. Titanium joints welded with laser and infrared techniques: comparative analysis of its microstructure. **Minerva Stomatol.**, v. 49, n. 10, p. 463-474, 2000.

73. MARKARIAN, R.A.; UEDA, C.; SENDYK, C.L.; LAGANÁ, D.C.; SOUZA, R.M. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. **J Prosthodont.**, v. 16, n. 2, p. 117-122, 2007.

74. NEO, T.K.; CHAI, J.; GILBERT, J.L., WOZNIAK, W.T., ENGELMAN, M.J. Mechanical properties of titanium connectors. **Int J Prosthodont.**, v. 9, n. 4, p. 379-393, Jul-Aug.1996.

75. ODA, Y.; OKABE, T. Effect of corrosion on the strength of soldered titanium and Ti-6Al-4V alloy. **Dent Mater.**, v. 12, n. 3, p. 167-72, May 1996.

76. OKUMURA, T.; TANIGUCHI, C. Engenharia de soldagem e aplicações. São Paulo, LTC: Rio de Janeiro: LTC, cap. 1, 1982.

77. ORTORP A. On titanium frameworks and alternative impression techniques in implant dentistry. **Swed Dent J**, Suppl.169, p. 3-88, 2005.

78. ORTORP, A., LINDEN, B., JEMT, T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. **Int J Prosthodont.**, v. 12, n.1, p. 65-72, Jan-Feb1999.

79. ORTORP, A.; JEMT, T. Clinical experiences of implant-supported prostheses with laser-welded titanium frameworks in the partially edentulous jaw: a 5-year follow-up study. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v. 1, n. 2, p. 84-91, 1999.

80. ORTORP, A.; JEMT, T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 10-year follow-up study. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v. 8, n. 4, p. 198-209, 2006.

81. ORUÇ, S.; TULUNOGLU, Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. **J Prosthet Dent.**, v. 83, n. 3, p. 314-8, Mar 2000.

82. RIEDY, S.J.; LANG, B.R.; LANG, B.E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J Prosthet Dent.**, v. 78, n. 6, p. 596-604, 1997.

83. ROCHA, R.; PINHEIRO, A.L.; VILLAYERDE, A.B. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. **Braz Dent J**, v. 17, n. 1, p. 20-23, Epub 2006 May 2, 2006.
84. ROGGENSACK M, WALTER MH, BÖNING KW. Studies on laser- and plasma-welded titanium. **Dent Mater.**, v. 9, n. 2, p. 104-107, 1993.
85. RUBENSTEIN, J.E.; MA, T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast frameworks. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 14, n. 4, p. 491-495, 1999.
86. RUBENSTEIN, J.E. Stereo laser-welded titanium implant frameworks: clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. **J Prosthet Dent.**, v. 74, n. 3, p. 284-293, Sep 1995.
87. SKALAK, W.H. A new and accurate method of making gold inlays. **Dental Cosmos**, v. 49, n. 6, p. 843-848, 1983.
88. SCHLEGEL, A.; BESIMO, C.; DONATH, K. (A)The in-vitro study of the marginal fit accuracy of computer-milled titanium crowns. II. A histological-morphometric marginal-gap analysis. **Schweiz Monatsschr Zahnmed.**, v. 101, n. 11, p. 1409-1414, 1991.
89. SCHLEGEL, A.; BESIMO, C.; GUGGENHEIM, R.; DÜGGELIN, M. (B) In-vitro research on the precision of the marginal adaptation of computer-milled titanium crowns (I). Scanning electron microscopy marginal fissure analysis. **Schweiz Monatsschr Zahnmed.**, v. 101, n. 10, p. 1273-1278, 1991.
90. SJÖGREN, G.; ANDERSSON, M.; BERGMAN, M. Laser welding of titanium in dentistry. **Acta Odontol Scand.**, v. 46, n. 4, p. 247-253, Aug 1988.
91. SOUZA, P. C. R. D.; DINATO, J. C.; BESTRICE, C. R. S.; GUASTALDI, A. C.; BOTTINO, M. A. Soldagem na Odontologia: estudos de uniões soldadas empregando Laser e brasagem. **Rev Assoc Paul Cir Dent.**, v. 54, n. 6, Nov/Dez, 2000.
92. SRIMANEEPONG, V.; YONEYAMA, T.; KOBAYASHI, E.; DOI, H.; HANAWA, T. Mechanical strength and microstructure of laser-welded Ti-6Al-7Nb alloy castings. **Dent Mater J.**, v. 24, n. 4, p. 541-549, Dec 2005.

93. STOLL, R.; MAKRIS, P.; STACHNISS, V. Marginal adaptation of cast partial crowns made of pure titanium and a gold alloy under influence of a manual burnishing technique. **J Oral Rehabil.**, v. 28, n. 5, p. 401-406, 2001.
94. STOLL, R.; FISCHER, C.; SPRINGER, M; STACHNISS, V. Marginal adaptation of partial crowns cast in pure titanium and a gold alloy- an in vitro study. **J Oral Rehabil.**, v. 29, n. 1, p. 1-6, Jan 2002.
95. TAN KB. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? **Ann Acad Med Singapore**, v. 24, n. 1, p. 138-157, 1995.
96. TONAMI, K.; OHTANI, T.; IWASAKI, N.; MOTOMURA, K.; NAKAMURA, H.; TAKAHASHI, H.; NISHIMURA, X. Mechanical properties of titanium casting obtained using short-time cast procedure. **Kokubyo Gakkai Zasshi.**, v. 65, n. 3, p. 344-8, Sep 1998.
97. UYSAL, H.; KURTOGLU, C.; GURBUZ, R.; TUTUNCU, N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. **J Prosthet Dent.**, v. 93, n. 3, p. 235-244, Mar 2005.
98. WAKABAYASHI, N.; AI, M.; IIJIMA, K.; TAKADA, Y.; OKUNO, O. Infrared gold alloy brazing on titanium and Ti-6Al-4V alloy surfaces and its application to removable prosthodontics. **J Prosthodont.**, v. 8, n. 3, p. 180-7, Sep 1999.
99. WAINER, E. et al. **Soldagem: processos e metalurgia**. São Paulo: Edgard Blucher, 1992.
100. WALTER, M.; REPEL, P.D.; BÖNING, K.; FREESMEYER, W.B. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. **J Oral Rehabil.**, v. 26, n. 2, p. 91-6, Feb 1999.
101. WANG, R.R.; CHANG, C.T. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. **J Prosthet Dent.**, v. 79, n. 3, p. 335-341, Mar 1998.
102. WANG, R.R.; WELSCH, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **J Prosthet Dent.**, v. 74, n. 5, p. 521-530, Nov. 1995.

103. WATANABE, I.; TOPHAM, D. S. Tensile strength and elongation of laser-welded Ti and Ti-6AL-7NB. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.**, v. 71, 1, p. 46-51, 2004.
104. WATANABE, I.; BABA, N. Effect of welding parameters on penetration of Nd:YAG laser into cast Ti and Au- and Ag-based alloys. **Quintessence Int.**, v. 38, n. 8, p. 614-619, Jan 2007.
105. WATANABE, I.; BABA, N.; CHANG, J.; CHIU, Y. Nd:YAG laser penetration into cast titanium and gold alloy with different surface preparations. **J Oral Rehabil.**, v. 33, n. 6, p. 443-446, Jun 2006.
106. WATANABE, I.; TOPHAM, D.S. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. **J Prosthodont.**, v. 15, n. 2, p. 102-107, Mar-Apr 2006.
107. WATANABE, I.; WATKINS, J.H.; NAKAJIMA, H.; ATSUTA, M.; OKABE, T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. **J Dent Res.**, v. 76, n. 3, p. 773-9, Mar 1997.
108. WEBER H., PROBSTER L, GEIS-GERSTORFER J. Titan als prothetischer Werkstoff (Titanium as a prosthetic material). **Dtsch Zahnztl Z.**, v. 47, p. 473-81, 1992.
109. WISKOTT, A. H.W.; DOUMAS, T.; SCHERRER, S.S.; BELSER, U.C.; SUSZ, C (A). Mechanical and structural characteristics of commercially pure grade 2 Ti welds and solder joints. **J Mater Sci Mater Med.**, v. 12, n. 8, p. 719-725, Jan 2001.
110. WISKOTT HW, DOUMAS MT, SCHERRER SS, SUSZ C, BELSER UC. (B) Microstructures of brazings and welds using grade 2 commercially pure titanium. **Int J Prosthodont.**, v. 14, n. 1, p.40-7, Jan-Feb 2001.
111. WITKOWSKI, S.; KOMINE, F.; GERDS, T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. **J Prosthet Dent.**, v. 96, n. 1, p. 47-52, Jul 2006.
112. WOLF, B.H.; WALTER, M.H.; BOENING, K.W.; SCHMIDT, A.E. Margin quality of titanium and high-gold inlays and onlays-a clinical study. **Dent Mater J.**, v. 14, n. 5, p. 370-4, Sep 1998.

113. WU, H.; LIU, J.; LIU, X.; LI, C.; YU, Z. Element mixing distribution and structure feature of fusion zone in laser welding between different alloys and pure titanium. **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.**, v. 37, n. 4, p. 287-289, 2002.
114. WU, H.; CUI, Y.; MU, W. Mechanical properties of weld area soldered by lasers and structural changes in hot reaction zone. **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi**, v. 36, n.3, p. 209-211, May 2001.
115. YAMAGISHI T, ITO M, FUJIMURA Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. **J Prosthet Dent.**, v. 70, n. 3, p. 264-273, 1993.
116. 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.**, v. 26, n. 2, p. 260-267, Mar 2007.
117. ZAVANELLI, R.A.; GUILHERME, A.S.; PESSANHA-HENRIQUES, G.E.; DE ARRUDA NÓBILO, M.A.; MESQUITA, M.F. Corrosion-fatigue of laser-repaired commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy under different test environments. **J Oral Rehabil.**, v. 31, n. 10, p. 1029-1034, Oct 2004.
118. ZHANG, H.; GUO, T.W.; LI, J.M.; PAN, J.G.; DANG, Y.G.; TONG, Y. Cr-Ti-Al-N complex coating on titanium to strengthen Ti/porcelain bonding. **Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao.**, v. 26, n. 2, p. 154-7, Feb 2006.
119. ZHU, J.F.; HE, H.M.; GAO, B.; WANG, Z.Y. Effects of laser welding on bond of porcelain fused cast pure titanium. **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.**, v. 41, n. 4, p. 236-239, 2006.

9 Apêndice

Apêndice A

Tabela 25 - Curva experimental matemática- *Ensaio de Tração*

Teste de aderência curva normal :Valores originais

A. Frequências por intervalos de classe

Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal:	0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental:	0.00	3.33	16.67	50.00	23.33	3.33	0.00

B. Cálculo do Qui-quadrado:

Graus de liberdade: 4

Valor do Qui quadrado: 6.52

Probabilidade de H0: 16.3500 %

Interpretação

A distribuição amostral testada é normal

Apêndice B

Valores originais obtidos do desajuste marginal (μm):

Grupo I - Controle I- Monobloco

	V1	V 2	V3	V4	V5	V6	L1	L2	L3	L4	L5	L6	Médias
C1	738	595	678	951	989	1028	510	454	502	949	873	785	754
C2	919	893	859	302	299	298	693	722	720	827	788	833	679
C3	522	525	522	441	413	403	391	410	501	346	369	329	431
C4	967	965	917	866	901	862	921	908	945	837	962	965	918
C5	1055	981	971	890	897	885	893	958	979	1089	1065	1057	977
C6	1004	884	915	518	551	487	776	910	1007	1005	990	1041	841
C7	1009	823	766	1190	1199	1133	658	692	727	74	104	81	705
C8	1028	953	973	1074	1046	994	806	845	906	803	809	853	924
C9	880	870	838	132	134	155	728	740	790	684	660	685	608
C10	1041	960	1016	1074	1117	1070	971	1043	1019	417	299	362	866

Grupo II-A – Pré-soldagem TIG

	V1	V 2	V3	V4	V5	V6	L1	L2	L3	L4	L5	L6	Médias
C1	122	120	139	188	181	159	40	47	55	86	84	103	110
C2	92	105	110	104	111	131	122	163	181	151	129	159	130
C3	51	73	79	198	209	195	81	103	109	105	126	133	122
C4	150	139	149	19	39	22	101	90	139	164	204	181	116
C5	54	38	29	203	221	202	62	71	41	177	198	137	119
C6	106	101	108	80	160	126	96	68	80	79	124	126	105
C7	93	100	102	171	155	171	151	159	158	51	45	44	117
C8	138	192	177	160	191	180	82	84	94	170	164	166	150
C9	77	74	75	120	102	79	75	84	64	86	87	113	86
C10	107	151	143	216	201	200	70	80	91	217	229	218	160

Grupo II- B – Pós-soldagem TIG

	V1	V 2	V3	V4	V5	V6	L1	L2	L3	L4	L5	L6	Médias
C1	399	378	338	374	414	401	262	198	320	195	294	141	310
C2	339	391	371	158	193	195	48	70	91	189	227	246	210
C3	313	279	225	361	358	390	12	44	42	35	47	36	179
C4	474	349	407	450	446	405	253	306	320	303	322	322	363
C5	188	221	293	324	351	283	78	129	140	310	325	286	244
C6	134	115	119	91	123	77	94	119	109	243	271	262	146
C7	227	210	239	226	330	291	254	287	255	112	145	124	225
C8	394	385	378	116	127	133	217	243	261	248	303	298	259
C9	301	311	287	355	328	319	383	304	297	302	316	348	321
C10	226	250	280	289	246	249	153	165	130	377	325	324	251

Grupo III- A – Pré-soldagem a Laser

	V1	V 2	V3	V4	V5	V6	L1	L2	L3	L4	L5	L6	Médias
C1	37	53	79	159	155	168	98	111	110	165	119	88	112
C2	220	216	235	171	166	182	63	86	113	151	94	94	149
C3	89	95	138	162	94	170	165	143	187	131	145	134	138
C4	185	131	132	127	101	58	121	116	164	85	77	109	117
C5	100	99	143	156	160	146	140	134	110	151	166	169	126
C6	71	72	78	90	113	125	78	99	109	133	108	98	98
C7	154	186	191	177	188	217	38	31	89	141	126	105	137
C8	75	89	97	114	100	87	150	186	179	111	121	105	118
C9	32	51	34	63	71	80	13	54	64	148	128	132	73
C10	149	186	156	97	53	139	70	79	64	200	174	170	128

Grupo III- B – Pós-soldagem a Laser

	V1	V 2	V3	V4	V5	V6	L1	L2	L3	L4	L5	L6	Médias
C1	509	558	509	414	406	435	351	372	385	294	276	335	404
C2	130	107	92	161	148	118	176	225	173	200	211	249	166
C3	319	318	314	534	468	466	362	356	390	393	259	416	383
C4	146	160	149	0 34	103	97	118	130	133	172	211	236	149
C5	49	57	51	51	38	56	101	92	77	218	241	240	136
C6	140	155	155	157	166	206	148	169	142	211	244	241	178
C7	222	209	204	329	308	272	211	219	240	231	254	298	250
C8	169	187	200	231	197	207	91	90	100	247	278	291	191
C9	260	301	338	251	227	241	315	322	259	255	283	308	280
C10	253	248	150	399	382	399	199	228	255	395	373	414	308

Autorizo a reprodução e/ou divulgação total ou parcial da presente obra por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que seja citada a fonte.

Juliana Abdallah Atoui

Departamento de Materiais Dentários e Prótese
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/ USP
Av. do Café, s/n Ribeirão Preto – SP
juatoui@bol.com.br