



Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Universidade Estadual de Campinas



Daniela Maffei Botega  
Cirurgiã - Dentista

**RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DO TITÂNIO  
COMERCIALMENTE PURO SOLDADO A LASER  
EM DIFERENTES DISTÂNCIAS E DIÂMETROS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica - Área de concentração Prótese Dental.

Piracicaba - SP

2005



Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Universidade Estadual de Campinas



Daniela Maffei Botega  
Cirurgiã - Dentista

**RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DO TITÂNIO  
COMERCIALMENTE PURO SOLDADO A LASER  
EM DIFERENTES DISTÂNCIAS E DIÂMETROS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica - Área de concentração Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Banca Examinadora:  
Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques  
Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz  
Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita  
Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani  
Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Piracicaba - SP

2005

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**  
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

B657r Botega, Daniela Maffei.  
Resistência à tração do titânio comercialmente puro soldado a laser em diferentes distâncias e diâmetros. / Daniela Maffei Botega. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita.  
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária. 2. Metais. I. Mesquita, Marcelo Ferraz. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em inglês: Tensile strength of laser welded commercially pure titanium with different distances and diameters

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): 1. Dental prosthesis. 2. Metals

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Guilherme Elias Pessanha Henriques, Luís Geraldo Vaz, Marcelo Ferraz Mesquita, Rafael Leonardo Xediek Consani, Ricardo Faria Ribeiro

Data da defesa: 23/09/2005

*Dedico este trabalho a Deus, pela serenidade  
nos momentos mais difíceis.*

*À minha mãe, Eni, fonte de eterno amor,  
carinho e compreensão  
em todos os momentos da minha vida.*

## *AGRADECIMENTO ESPECIAL*

*Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Professor Titular da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela orientação recebida, apoio e amizade, tornando possível a conclusão deste trabalho. Pela oportunidade do convívio de tantos anos, que me fez enxergar não só o profissional competente, mas também um grande amigo. Tudo que pude viver neste período de minha vida vai ser lembrado para sempre com carinho e saudade.*

## AGRADECIMENTOS

*À Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr Thales Rocha Mattos Filho e Diretor Associado Prof. Dr. Mario Fernando de Goes, pela oportunidade de aperfeiçoar minha formação universitária.*

*Ao coordenador dos cursos de Pós-Graduação, Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen.*

*Ao coordenador do curso de Pós-Graduação em clínica Odontológica, Prof. Dr. Roger Willian Fernandes Moreira, e ao Chefe do Departamento de Prótese e Periodontia, Prof. Dr Francisco Humberto Nociti Júnior.*

*Ao Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz, pela orientação quanto ao uso da máquina de ensaios - MTS -, pela disponibilização da mesma e do laboratório de ensaios mecânicos da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.*

*A CAPES, pelo apoio financeiro.*

*Ao Prof. Dr. Mauro A. A. Nóbilo, pela amizade, ensinamentos e ótimo convívio.*

*Ao Prof. Dr. Guilherme E. P. Henriques pela utilização do forno e da máquina de fundição de titânio, pela amizade e aprendizado.*

*A amiga Adriana Franco Paes Leme, pelo ótimo convívio, amizade e confiança.*

*Aos colegas do curso de Pós-Graduação, que comigo compartilharam as alegrias e dificuldades desta caminhada.*

*Ao Engenheiro e técnico do laboratório de Materiais Dentários Marcos Blanco Cangiani, pela disposição em sempre auxiliar.*

*Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, pela utilização do laboratório de Materiais Dentários.*

*Ao Laboratório de Prótese Odontológica Vaiazzi, pela realização dos procedimentos de soldagem a laser.*

*Ao Departamento de Morfologia, na pessoa da Bióloga Eliene Ap. O. N. Romani, pelo auxílio na utilização do microscópio eletrônico de varredura.*

*A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.*

***Meus sinceros agradecimentos***

*“Nada lhe posso dar que já não exista em  
você mesmo. Não posso abrir-lhe outro mundo de  
imagens, além daquele que há em sua própria alma.  
Nada lhe posso dar a não ser a oportunidade, o  
impulso, a chave. Eu o ajudarei a tornar visível o seu  
próprio mundo, e isso é tudo”.*

*Hermann Hesse*

## Sumário

RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	3
1 INTRODUÇÃO.....	5
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	9
3 PROPOSIÇÃO.....	32
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	33
4.1 CONFEÇÃO DAS AMOSTRAS.....	34
4.2 ENCERAMENTO.....	35
4.3 INCLUSÃO DAS AMOSTRAS EM REVESTIMENTO .....	36
4.4 PROCESSO DE FUNDIÇÃO.....	36
4.5 DESINCLUSÃO DAS AMOSTRAS E ANÁLISE RADIOGRÁFICA.....	38
4.6 ACABAMENTO E POLIMENTO DAS AMOSTRAS.....	38
4.7 CORTE PARA UNIÃO COM DURALAY.....	39
4.8 SOLDAGEM A LASER.....	40
4.9 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO.....	40
4.10 ANÁLISE DA FRATURA.....	41
4.11 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	41
5 RESULTADOS.....	42
5.1 RESISTÊNCIA À TRAÇÃO E ALONGAMENTO.....	42
5.2 ANÁLISE DE FRATURA.....	45
6 DISCUSSÃO.....	47
7 CONCLUSÃO.....	53
REFERÊNCIAS.....	54
APÊNDICE.....	58

## RESUMO

Este trabalho avaliou a resistência à tração e alongamento de amostras de diferentes diâmetros (1,5, 2,0 e 5,0 mm) fundidas em titânio comercialmente puro (Tritan - Dentaureum), submetidas a soldagem a laser em diferentes distâncias de soldagem (0,0 mm e 0,6 mm). Foram confeccionadas 45 amostras, separadas em 9 grupos (n= 5): G1) diâmetro 1,5 mm controle (não submetidas à soldagem); G2) diâmetro 1,5 mm e distância zero; G3) diâmetro 1,5 mm e distância 0,6 mm; G4) diâmetro 2,0 mm (controle); G5) diâmetro 2,0 mm e distância zero; G6) diâmetro 2,0 mm e distância 0,6 mm; G7) diâmetro 5,0 mm (controle); G8) diâmetro 5,0 mm e distância zero; e G9) diâmetro 5,0 mm e distância 0,6 mm. Após a fundição, todas as amostras, exceto as dos grupos controle, foram seccionadas e unidas, utilizando-se resina acrílica autopolimerizável, para a soldagem com as seguintes especificações: 320V / 9 milisegundos (ms) (amostra de 1,5mm), 330V / 9 ms (amostra de 2,0mm) e 350V / 9 ms (amostra de 5,0mm) em um aparelho de soldagem a laser Desktop-F (Dentaureum KG). Após a soldagem, foram submetidas ao ensaio de resistência à tração até a ruptura em máquina servohidráulica (MTS 810) com velocidade de 1mm/min. As superfícies de fratura foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura (M.E.V. – JEOL). Os resultados foram submetidos à Análise de Variância e teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). Os valores médios de resistência máxima à tração (MPa) revelaram que o grupo controle apresentou valores, para todos os diâmetros, estatisticamente superiores aos grupos experimentais, que não diferiram entre si, exceto para 5,0 mm de diâmetro, onde a distância de 0,6 mm apresentou maiores valores (G1- 595,64; G2- 496,46; G3- 441,04; G4- 516,54; G5- 397,85; G6- 442,15; G7- 560,19; G8- 200,88; e G9- 316,04). Os valores médios de alongamento (mm) para o grupo controle foram estatisticamente superiores aos experimentais nos diâmetros 2,0 e 5,0 mm, não havendo diferença entre os grupos no diâmetro 1,5 mm. Não houve diferença estatística entre os grupos experimentais (G1- 1,68; G2- 1,47; G3- 1,20; G4- 2,61; G5- 1,34; G6- 1,05; G7- 2,51; G8- 0,92; e G9- 1,32). As imagens revelaram eficiente penetração do laser nas amostras de 1,5 e 2,0 mm de diâmetro, e insuficiente nas de 5,0 mm de diâmetro. A resistência à tração para todos os diâmetros e o alongamento para os diâmetros 2,0 e 5,0

mm foram influenciados pela técnica de soldagem a laser de forma significativa. Dentre as amostras de 5,0 mm de diâmetro submetidas à soldagem a laser, aquelas com distância de 0,6 mm entre as partes apresentaram maior alcance do feixe de laser.

## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the tensile strength and elongation of commercially pure titanium samples (Tritan - Dentaaurum), with 3 diameters (1.5, 2.0 and 5.0 mm of diameter x 42 mm length), submitted to laser welding in 2 distances of soldering (0.0 mm and 0.6 mm). 45 samples were made (dumbbell), divided in 9 groups (5 each): G1) 1.5 mm control (without welding procedures); G2) 1.5 mm and no distance; G3) 1.5 mm and 0.6 mm of distance; G4) 2.0 mm (control); G5) 2.0 mm and no distance; G6) 2.0 mm and 0.6 mm; G7) 5.0 mm (control); G8) 5.0 mm and no distance; G9) 5.0 mm and 0.6 mm of distance. After casting, all the samples, except control groups, were sectioned and joined with self curing acrylic resin for the welding procedures, as follows: 320V/9 miliseconds (ms) (samples of 1.5mm), 330V/9ms (samples of 2.0 mm) and 350V/9ms (samples of 5.0 mm) using a laser welding machine Desktop-F (Dentaaurum KG). After soldering, the samples were submitted to tensile test using a servohidraulic machine MTS-810 with speed of 1mm/min. The fractured surfaces were microscopically analyzed (M.E.V. – JEOL). Data were submitted to ANOVA and Tukey's test ( $p < 0.05$ ). The tensile strength mean values (MPa) for control group were statistically higher than the experimental groups, which did not differ from each other, except for 5.0 mm group, in which the samples with 0.6 mm of distance had the highest values (G1- 595.64; G2- 496.46; G3- 441.04; G4- 516.54; G5- 397.85; G6- 442.15; G7- 560.19; G8- 200.88 and G9- 316.04). The mean values of elongation (mm) for the control group were statistically higher than experimental groups in the 2.0 and 5.0 mm, having no difference for the groups with 1.5 mm. There was no difference between the experimental groups (G1- 1.68; G2- 1.47; G3- 1.20; G4- 2.61; G5- 1.34; G6- 1.05; G7- 2.51; G8- 0.92; and G9- 1.32). The SEM images showed a good penetration of laser in the samples of 1.5 and 2.0 mm of diameter, and insufficient penetration of laser in the samples of 5.0 mm. Ductile fractures were predominant in all groups with the presence of dimples. Laser welding procedure is an effective method of joining titanium, however, caused a decrease in the values of tensile strength for all diameters and elongation for 2.0 and 5.0 mm. Among the 5.0 mm samples submitted to

laser welding procedures, the laser welding was more effective for the samples with distance of 0.6 mm between the parts.

# 1 INTRODUÇÃO

O objetivo da Odontologia Restauradora é proporcionar ao paciente parcial ou totalmente desdentado, função, estética e conforto. Com o advento da Implantodontia, iniciado e desenvolvido por Bränemark e colaboradores, passou a existir uma alternativa viável para as reabilitações com Próteses Fixas e Removíveis confeccionadas tradicionalmente sobre dentes naturais (Jemt & Linden, 1992; Bezerra *et al.*, 1999). Devido ao alto índice de sucesso, a utilização de implantes osseointegrados é cada vez mais freqüente, seja como base para a confecção de próteses unitárias ou múltiplas, devido principalmente à preservação de estruturas dentais adjacentes sadias, ou para próteses totais, melhorando a retenção e estabilidade (Neo *et al.*, 1996).

Para que o tratamento utilizando próteses confeccionadas sobre implantes apresente sucesso aliado à longevidade, alguns requisitos fundamentais devem ser observados, tais como: planejamento adequado, cuidados durante procedimentos clínicos e laboratoriais, confecção de infra-estrutura metálica resistente aos esforços mastigatórios e à corrosão, e melhor adaptação possível aos pilares (Sjögren *et al.*, 1988).

Estas infra-estruturas, inicialmente confeccionadas a partir de metais nobres, foram sendo substituídas gradualmente por ligas não nobres devido ao alto custo dos primeiros. Entretanto, apresentavam ainda algumas desvantagens como, baixa resistência à corrosão, insuficiente adaptação cervical e possíveis reações alérgicas à elementos como níquel e berílio. Com o advento da implantodontia, que utiliza o titânio, um metal não nobre, para a confecção dos implantes, iniciaram os estudos à respeito do uso deste metal também para a construção da parte protética, devido as suas características como biocompatibilidade e resistência à corrosão (devido à camada passivadora de óxido de titânio), baixo custo, propriedades físicas e mecânicas favoráveis, baixa densidade e condutibilidade térmica (Taira *et al.*, 1989; Craig *et al.*, 1993; Lautenschlager & Monaghan, 1993; Wang & Fenton, 1996; Chai & Chou, 1998). O titânio comercialmente puro é disponível em quatro tipos (graus I ao IV), variando de acordo com o conteúdo de oxigênio e ferro.

O maior obstáculo à difusão da utilização do titânio encontra-se nas características específicas do processo de fundição deste metal, que apresenta alto ponto de fusão (1700° C) e alta reatividade química com oxigênio quando aquecido a temperaturas elevadas (acima de 600° C), necessitando desta forma, equipamento especial que impeça a contaminação do metal (Taira *et al.*, 1989; Craig *et al.*, 1993). Além de atmosfera inerte de gás argônio, outros cuidados devem ser tomados para que se obtenha a fundição adequada da estrutura confeccionada em titânio, como por exemplo, união dos condutos de alimentação com ângulos arredondados durante o enceramento, uso de condutos de alimentação largos, além da seleção e manipulação correta do material de revestimento (Wang & Fenton, 1996).

Um dos fatores primordiais para a longevidade da reabilitação com próteses fixas é a adaptação da infra-estrutura aos pilares, diminuindo a quantidade de tensões transmitidas aos implantes, o que poderia acarretar danos à interface osso/implante (Sahin & Çehreli, 2001). Próteses sobre implantes requerem maior precisão na adaptação (assentamento passivo) quando comparadas às sobre dentes, devido à ausência de ligamento periodontal, que compensaria possíveis desajustes (Chai & Chou, 1998). Os procedimentos clínicos e laboratoriais, mesmo quando realizados de forma criteriosa, invariavelmente geram distorções na peça finalizada. Os fatores que contribuem para a ocorrência destas distorções incluem: técnica e material de moldagem utilizados, obtenção do modelo de gesso, confecção do padrão de cera, procedimentos de fundição, aplicação de porcelana ou resina acrílica sobre a infra-estrutura, além da entrega final da prótese, momento no qual o profissional deve avaliar, dentro das limitações impostas a um procedimento clínico, a qualidade do assentamento obtido (Wee *et al.*, 1999).

Com o objetivo de minimizar a ocorrência de distorções, os profissionais têm à sua disposição técnicas que permitem corrigi-las, como soldagem a laser, eletroerosão, soldagem da infra-estrutura fundida a um intermediário protético, cimentação dos componentes à infra-estrutura no momento da instalação das próteses, verificação da compatibilidade dimensional entre modelo mestre e situação clínica real (Wee *et al.*, 1999).

Dentre as técnicas citadas, a soldagem a laser é o método mais frequentemente utilizado para corrigir o desajuste de peças confeccionadas em titânio aos seus respectivos pilares. Por este motivo, desperta o interesse de pesquisadores com o intuito de avaliar as conseqüências deste procedimento sobre a qualidade da peça finalizada, e o que isso pode representar na longevidade do tratamento, uma vez que as características intrínsecas do processo de soldagem podem alterar as propriedades mecânicas do metal na região soldada (Berg *et al.*, 1995; Liu *et al.*, 2002; Zavanelli *et al.*, 2004).

Datam da década de 70 os primeiros estudos a respeito da solda a laser (Gordon & Smith, 1970; Huling & Clark, 1977), atualmente considerada a opção adequada para a união do titânio, uma vez que o equipamento oferece atmosfera controlada de gás argônio, evitando a contaminação da solda com o oxigênio e nitrogênio do ambiente, que prejudicariam suas propriedades mecânicas (Yamagishi *et al.*, 1993; Jemt *et al.*, 1998). Além disso, é um processo prático, já que não necessita da inclusão da peça em revestimento, sendo realizada no próprio modelo (Gordon & Smith, 1970; Souza *et al.*, 2000). O feixe de laser pode ser concentrado em um ponto muito pequeno, o que evita o aquecimento de toda a peça, reduzindo a zona afetada pelo calor e minimizando distorções, além de não necessitar de adição de outro tipo de metal para realizar a união entre as partes a serem soldadas (Tambasco *et al.*, 1996; Wang & Chang, 1998).

Esta infra-estrutura soldada, apesar da melhor adaptação aos pilares, pode não apresentar a mesma resistência em comparação à estrutura fundida em monobloco, quando submetida à esforços cíclicos presentes durante o ato da mastigação, devido a fatores como alteração na estrutura do metal, contaminação e porosidades incorporadas durante a soldagem, coaptação das partes a serem unidas, ou necessidade de adição de metal, além de penetração insuficiente do feixe de laser. Pesquisas observaram penetração do laser de 0,5 a 1,5 mm de profundidade, o que poderia alterar a longevidade de infra-estruturas de grandes dimensões (Neo *et al.*, 1996; Tambasco *et al.*, 1996). Vários métodos têm sido utilizados para avaliação das propriedades físicas e mecânicas do titânio soldado. Dentre eles, ensaio de microdureza, rugosidade, resistência à deflexão, e resistência à tração. O ensaio de resistência à tração é o método mais comumente utilizado para tal avaliação, de acordo com

a literatura (Sjögren *et al.*, 1988; Taira *et al.*, 1989; Berg *et al.*, 1995; Wang & Welsch, 1995; Neo *et al.*, 1996; Chai & Chou, 1998; Bertrand *et al.*, 2001; Liu *et al.*, 2002).

Em acréscimo, nenhum estudo experimental verificou a associação da técnica da solda a laser e distâncias de soldagem nas propriedades do titânio. Sendo assim, reconhecendo a necessidade de documentação científica adicional, o objetivo deste estudo foi avaliar, por meio de ensaio de resistência à tração, a influência da solda a laser em diferentes distâncias de soldagem, no titânio comercialmente puro fundido em diferentes diâmetros, comparando os resultados com amostras intactas.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

O estudo e classificação da fratura nos metais foram abordados por Brick *et al.*, em 1965. Segundo os autores, a fratura pode ocorrer como o rompimento repentino de uma estrutura ou como resultado de fadiga devido à aplicação repetida de carga ou extensa deformação plástica. Desta forma, dois tipos básicos de fratura podem ocorrer: frágil ou dúctil. A frágil é caracterizada pela propagação da fratura através do material antes ou no momento em que se inicia a deformação plástica, havendo mínima movimentação entre os átomos. Por outro lado, a fratura dúctil ocorre após ter havido deformação plástica no material, estrição na região onde a fratura vai ocorrer, e presença de *dimples*.

Com relação à técnica da solda a laser, os primeiros estudos foram realizados por Gordon & Smith, em 1970. Em suas pesquisas, encontraram relação crítica entre energia e tamanho do ponto de solda, determinando a obtenção de uma união plana ou uma concavidade no metal, conseqüência da volatilização do material. Desta forma, variando o tamanho do ponto de solda obtinham controle satisfatório do efeito de derretimento do metal, sem produção de concavidades. Foram realizados testes em coroas de molares fundidas em ouro tipo III, obtendo soldagem satisfatória. O emprego da solda a laser para próteses fixas e removíveis de precisão se deu a partir de 1968 em um estudo com 19 pacientes, envolvendo 104 unidades fixas e 3 removíveis. A soldagem da prótese fixa de quatro elementos foi realizada no próprio modelo, observando que não houve danos no mesmo, e que alguns pontos de solda sobrepostos foram necessários. No caso das removíveis de precisão, o componente macho do encaixe foi soldado à estrutura da removível, constatando após o procedimento de solda, ausência de danos à resina do dente pilar. Os critérios utilizados para avaliação foram a facilidade de assentamento da peça e o comportamento da estrutura em um período de 6 a 20 meses. Os resultados mostraram que nenhuma das estruturas falhou em condições normais de uso. Segundo os autores, a solda a laser proporcionou à Odontologia uma nova técnica para união de metais, rápida, econômica e precisa. As vantagens do uso da solda a laser incluem: soldagem no próprio modelo de trabalho, causando menor distorção na peça; força de união da solda compatível com o metal de origem; e preservação da anatomia da infra-estrutura metálica.

Huling & Clark, em 1977, avaliaram a distorção e a confiabilidade da solda a laser, comparando-a a procedimentos tradicionais de soldagem e fundição em monobloco. Foi utilizado um modelo de gesso de maxila dentada, com ausência do segundo pré-molar. Assim, os dentes vizinhos foram preparados de forma a receberem coroa total, servindo de pilares para uma prótese fixa de três elementos. Foram fundidas 15 peças em liga de ouro, 5 para cada procedimento, e mensurada a desadaptação gerada, comparando as posições no modelo antes e após cada técnica. Todos os procedimentos resultaram em algum grau de distorção, sendo que as medidas após a soldagem foram maiores que antes, ou seja, houve expansão da peça. No geral, a soldagem a laser e a técnica de monobloco produziram menores distorções que a soldagem convencional. Segundo os autores, a maior precisão alcançada com a solda a laser pode ser devida à redução do número de passos laboratoriais, à menor quantidade de calor transmitida em toda a peça, além de consumir menor tempo de trabalho.

Uma outra abordagem a respeito da fratura em metais foi realizada por Cetlin *et al.*, em 1979, afirmando que tal fratura pode ocorrer de duas formas: fratura frágil, na qual a trinca se propaga a uma velocidade que se aproxima da velocidade de propagação do som no material, sem deformação plástica macroscópica; e fratura dúctil, onde a seção resistente se reduz por deformação plástica, até redução teórica de 100% em metais puros. A análise de corpos de prova cilíndricos, sem entalhe, submetidos à tensão de tração, pode reproduzir as características principais de superfícies de fratura dúctil, com três zonas características, sendo elas: zona fibrosa, localizada na região central do corpo de prova; zona radial, com marcas radiais que se iniciam na periferia da zona fibrosa; e zona de cisalhamento, com inclinação de aproximadamente 45° com o eixo de tração. Segundo os autores, a análise sob microscopia eletrônica de varredura possibilita um adequado estudo da superfície de fratura em função da grande profundidade de campo, elevado poder de resolução e larga faixa de ampliações possíveis. Uma das características mais determinantes de uma fratura dúctil é a formação de microcavidades, conhecidas como *dimples*.

Parr *et al.*, em 1985, abordaram as principais características do titânio e suas ligas. Segundo os autores, para que um implante obtenha sucesso a longo prazo, é

necessário que o metal seja biocompatível, resistente à corrosão, ao desgaste e à fratura. O metal que se encaixa nestas exigências é o titânio, que quando incorpora pequenas frações de carbono, oxigênio, nitrogênio e ferro têm suas propriedades mecânicas melhoradas. O titânio é o nono elemento mais abundante na terra, obtido por meio do aquecimento do minério de titânio (rutil) produzindo uma esponja de titânio, que é liquefeita a vácuo ou em atmosfera inerte de argônio, obtendo-se as pastilhas do metal. O titânio puro sofre transformação cristalográfica quando submetido a temperaturas acima de 882°C, acarretando alterações nas propriedades do metal nesta nova condição. Além da forma pura, existem as ligas de titânio, que se originam quando o metal é aquecido e misturado a elementos como o alumínio e o vanádio em certas concentrações e então resfriado, sendo a liga de Ti-6Al-4V a mais utilizada. A alta resistência à corrosão deste metal é dada pela camada de óxido de titânio (TiO<sub>2</sub>), que se forma espontaneamente sobre sua superfície. Segundo os autores, uma das barreiras ao uso do titânio é a dificuldade no processo de fundição.

Sjögren *et al.*, em 1988, avaliaram algumas propriedades mecânicas do titânio soldado a laser, como resistência à tração, resistência à flexão a 0,2% e porcentagem de alongamento. Utilizaram amostras de titânio, de 2,0 e 5,0 mm de diâmetro e 70 mm de comprimento após a soldagem. Foram confeccionadas 56 barras, sendo 16 ensaiadas como controle, ou seja, intactas (8 de cada diâmetro); das restantes, 8 barras de 2 mm e 32 barras de 5 mm de diâmetro foram seccionadas em duas partes iguais de 35 mm de comprimento e unidas por meio de soldagem a laser, realizada em atmosfera de gás argônio. Os parâmetros de soldagem para as amostras de 2,0 mm de diâmetro foram 15 J/ 5 ms/ f 10 Hz; para as amostras de 5,0 mm variou-se a energia, a duração do pulso e a frequência do pulso, obtendo-se 4 parâmetros de soldagem (8 amostras cada): A- 12 J/ 6 ms/ f 10 Hz; B- 18 J/ 6 ms/ f 10 Hz; C- 18 J/ 6 ms/ f 5 Hz; D- 30 J/ 10 ms/ f 3 Hz. Para comparação, 8 amostras fundidas em ouro tipo III, de 5,0 mm de diâmetro foram soldadas por brazagem e ensaiadas da mesma forma que as de titânio. As amostras fraturaram na região central da solda durante o ensaio de resistência à tração; aquelas fundidas em ouro fraturaram na região da brazagem e as amostras controle de titânio fraturaram aproximadamente na região central. A fractografia mostrou que o grau de deformação na região fraturada foi maior nos corpos

não soldados. Em geral, o mecanismo de fratura ocorrido nas amostras controle e nas soldadas apresentou características similares (presença de *dimples*), entretanto, as amostras soldadas apresentaram presença de poros de gás e rachaduras. As amostras de titânio controle apresentaram maiores valores de alongamento, quando comparadas às amostras soldadas; dentre as amostras submetidas à soldagem, as de maior diâmetro (5,0 mm) apresentaram menores valores de resistência à tração (redução de 30%) devido à menor velocidade de esfriamento, acarretando em microestrutura mais grosseira. Os resultados mostraram que o parâmetro determinado para as amostras de 2,0 mm e os parâmetros A e B, para as amostras de 5,0 mm foram os mais adequados em termos de valores de resistência e profundidade de penetração da solda.

Apesar das vantagens apresentadas pelo titânio, sua alta reatividade química com o oxigênio em elevadas temperaturas dificulta o processo de fundição, sendo necessário o desenvolvimento de procedimentos de fundição, material de revestimento e equipamentos adequados para impedir a contaminação do metal. Taira *et al.*, em 1989, avaliaram a dureza, resistência à tração, resistência à corrosão e estrutura metalográfica de amostras fundidas em Ti cp e quatro ligas (Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu e Ti-30Pd). As três últimas ligas não são usualmente utilizadas, mas por apresentarem pontos de fusão menores que o Ti cp (1660°C para Ti-15V e 1350°C para Ti-20Cu e Ti-30Pd) poderiam ser úteis na substituição das ligas convencionais de Ni-Cr e Co-Cr. Foram confeccionadas amostras em forma de discos para análise metalográfica (8 mm de diâmetro x 2,7 mm de espessura) e retangulares para tração (2,5 x 1,2 x 15 mm). A análise metalográfica mostrou que o Ti cp apresentou superfície composta por *alfa case*, camada esta formada pela reação entre titânio fundido e revestimento. O ensaio de tração foi realizado em máquina de ensaio universal, mostrando que a inclusão de metais formando ligas melhorou as propriedades mecânicas. A liga de Ti-15V apresentou o maior valor de resistência à tração (1.013 MPa), enquanto que Ti-6Al-4V apresentou valores menores (877MPa) e o Ti cp valores ainda menores (415 MPa), semelhantes às demais ligas. O ensaio de dureza da seção fraturada revelou maiores valores na porção externa das amostras, diminuindo em direção ao centro, alcançando valores estáveis, sendo que o titânio puro apresentou os maiores valores devido à difusão do oxigênio para o interior do metal fundido, mesmo em atmosfera controlada. Segundo os

autores, quando estas ligas são comparadas às ligas convencionais, pode-se afirmar que o titânio fundido apresentou propriedades mecânicas semelhantes às da liga de ouro tipo IV; já as ligas de Ti-6Al-4V e Ti-15V foram semelhantes ao Ni-Cr e Co-Cr. O ensaio de corrosão mostrou que o Ti cp e as ligas foram resistentes à corrosão em pH 3 e 7.

Jemt & Linden, em 1992, avaliaram durante 1 ano o comportamento de infra-estruturas de próteses fixas confeccionadas em titânio, instaladas em mandíbula de 86 pacientes edêntulos. Estas estruturas foram confeccionadas a partir de componentes de titânio pré-fabricados, unidos por solda a laser aos cilindros sobre os pilares. Os resultados das observações deste grupo de pacientes foram comparados aos que receberam infra-estrutura fundida em ouro (controle), como: número de implantes que falharam, número extra de consultas, qualquer tipo de problema encontrado. Os autores relataram que neste estudo houve poucos problemas clínicos: apenas duas próteses tiveram que ser refeitas devido à fratura da resina ou da estrutura metálica. Neste curto período de avaliação, a utilização da solda a laser resultou em padrão semelhante de complicações quando comparada aos resultados obtidos utilizando-se infra-estrutura confeccionada de forma convencional. A julgar pela menor frequência de perda de parafusos de ouro, esta técnica indicou melhor assentamento da peça soldada. Entretanto, estudos complementares a longo prazo são necessários para verificar problemas como fratura provocada por fadiga.

Craig *et al.*, em 1993, salientaram as propriedades do titânio e suas ligas. Enfatizaram que a resistência do titânio à degradação eletroquímica, resposta biológica favorável, peso leve, baixo módulo de elasticidade, baixa densidade e alta resistência faz deste material um atrativo para uso odontológico. Segundo os autores, a formação da camada óxida, que apresenta espessura na ordem de ângstrons, é a base da resistência à corrosão e biocompatibilidade deste material. O titânio comercialmente puro, disponível em quatro graus que variam de acordo com o conteúdo de oxigênio e de ferro, é usado para implantes dentários e mais recentemente para coroas, próteses parciais e totais, e arcos ortodônticos. Dentre as ligas de titânio, a Ti-6Al-4V é a mais utilizada. Apesar das grandes propriedades inerentes a este metal, seu alto ponto de fusão (1700°C) e reatividade química são fatores que podem afetar seu processo de fundição. Como possui baixa densidade, seu

escoamento para o interior do molde de revestimento é difícil, por isso necessita de sistema à vácuo. Desta forma, procedimentos especiais de fundição, ciclos de esfriamento, materiais de inclusão e equipamentos apropriados são requeridos para prevenir a contaminação do metal.

De forma semelhante, Lautenschlager & Monaghan, em 1993, discorrem sobre as principais características do titânio, abordando vantagens e desvantagens. O titânio é um material leve, com densidade de  $4,5 \text{ g/cm}^3$ , além de também apresentar baixo módulo de elasticidade. Dentre quatro materiais restauradores que apresentam propriedades de resistência para uso dental (Ti c.p., Ti-6Al-4V, Co-Cr e Au), o titânio, pela combinação de alta resistência e baixo peso faz desse metal e suas ligas os materiais com as maiores proporções resistência / peso, ultrapassado apenas pela fibra de vidro e outros polímeros altamente reforçados. Quando submetido a temperaturas acima de  $882^\circ \text{C}$ , ocorre transformação da fase  $\alpha$  (hexagonal) para fase  $\beta$  (forma cúbica), permanecendo nesta forma até  $1672^\circ \text{C}$ , quando atinge seu ponto de fusão. Durante o esfriamento, passa novamente da fase  $\beta$  para fase  $\alpha$ , porém com modificações estruturais. O titânio também pode ser combinado com outros elementos a fim de alterar suas propriedades, principalmente para melhorar resistência, soldagem, e resposta ao tratamento térmico. Elementos como o Al, Ga, Sn, C, O, N estabilizam a fase  $\alpha$ , e garantem bom comportamento sob altas temperaturas. Elementos como V, Nb, Ta, Mo estabilizam a fase  $\beta$ . Como pobre condutor de calor ( $0,16 \text{ cal.cm/seg.}^\circ\text{C.cm}^2$ , contra  $0,71$  para o ouro), proporciona um ponto localizado de solda, o que significa que o calor não é dissipado rapidamente durante seu preparo. A característica mais interessante do titânio que o torna o metal de preferência é a biocompatibilidade, e a propriedade que sem dúvida contribui para esta característica é a alta resistência à corrosão, devido à presença da camada passivadora de óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ): camada óxida aderente, inerte e protetora que se forma em sua superfície. Além de resistente à corrosão, é também impenetrável ao oxigênio, e permite íntimo contato com tecidos moles e duros. Na fabricação de implantes, o titânio é preferido, uma vez que além de ser biocompatível, também permite que sua superfície seja tratada de forma a apresentar poros ou microretenções.

Roggensack *et al.*, em 1993, avaliaram a viabilidade das técnicas de soldagem a laser e plasma em amostras de titânio grau 2, por meio de ensaio de fadiga, dureza e análise em microscopia eletrônica. O ensaio de fadiga seguiu o método de Wöhler, segundo o qual no início do ensaio, a amostra é submetida à alta carga de tensão, com o objetivo de causar fratura após poucos ciclos. Posteriormente, o experimento é repetido, cada vez com tensões mais baixas até que a fratura não ocorra, determinando assim a carga de tensão que pode ser aplicada sem que ocorra a fratura da amostra. Neste estudo, o número de ciclos estipulado foi de  $3 \times 10^6$ , e frequência de 14 Hz. A microscopia eletrônica mostrou que a zona de solda, nas amostras soldadas a laser, não se apresentava completamente fundida, sendo que a profundidade de solda alcançada foi de 0,7 mm. Nestas, alterações na estrutura do metal se limitaram à zona de solda. Os corpos-de-prova soldados com plasma exibiram maior zona afetada pelo calor, superior a 3 mm. Porém, não foi observada presença de porosidades ou trincas no cordão de solda. Em ambos os métodos, a dureza do metal aumentou na região da solda, sendo estatisticamente significativa. Os resultados do ensaio de fadiga mostraram que os procedimentos de soldagem diminuíram em cerca de 40% a resistência do material, quando comparado às amostras controle. Segundo os autores, a diferença encontrada nas propriedades das amostras em cada procedimento pode ser explicada pela duração de cada processo: o método da solda por plasma acarreta maior área afetada pelo calor, devido ao processo longo e contínuo de soldagem; o contrário ocorre na solda a laser, que limita ao mínimo a área afetada pelo calor. O aumento da dureza pode ter ocorrido devido às impurezas captadas durante a soldagem e esfriamento do titânio. Ambos os métodos mostraram-se adequados para a união do titânio, apesar de ambos levarem à redução da durabilidade da peça. A soldagem a laser apresenta a vantagem de resultar numa menor área afetada pelo calor, o que significa menor distorção, e portanto, maior chance de obter assentamento mais próximo do ideal em próteses sobre implantes.

Yamagishi *et al.*, em 1993, compararam as propriedades do titânio soldado a laser em atmosfera de gás argônio e em atmosfera de ar ambiente, com amostras de titânio intactas (controle). A potência de irradiação foi controlada regulando-se a voltagem e a frequência do pulso. Observações foram realizadas em microscópio eletrônico na superfície das amostras (30 x 5 x 1mm) soldadas nestas duas condições, assim como ensaio de

resistência à flexão e dureza Vickers. A observação em MEV revelou a presença de rachaduras nas amostras irradiadas em atmosfera de ar, não sendo encontradas quando se utilizou argônio, comprovando a necessidade de ambiente controlado para impedir a oxidação do metal, e conseqüente rachadura. Para resistência à flexão, quanto maior a potência da solda, maior o valor da resistência, variando a potência de 3,5 J até 20 J. A irradiação entre 10 e 20 J foi a que produziu os valores mais próximos das amostras originais. As amostras irradiadas na presença de gás argônio apresentaram os maiores resultados dentro de cada valor de potência. Os valores de dureza também aumentaram de acordo com o aumento da potência de irradiação, sendo maiores para as amostras em ar. Segundo os autores, a soldagem do titânio é efetiva na presença de gás argônio. Entretanto, os resultados diferiram consideravelmente de acordo com a intensidade de radiação. Os autores sugeriram que novos estudos são necessários para determinar a melhor combinação destes dois fatores.

Berg *et al.*, em 1995, avaliaram as propriedades mecânicas como resistência à tração, resistência ao escoamento e ductilidade do titânio (grau 2) fundido e pré-fabricado soldados a laser, comparando-os com amostras fundidas em liga de ouro (tipo IV) soldadas por brazagem. Foram confeccionadas 13 amostras (32 mm de comprimento e 2,5 mm de diâmetro) para cada grupo, totalizando 39 amostras. Os resultados mostraram que quanto à resistência à tração, o titânio fundido, o pré-fabricado e o ouro soldado por brazagem apresentaram valores menores (entre 25 e 58%) que a liga de ouro intacta; além disso, não houve diferença entre titânio fundido e pré-fabricado. Padrões similares foram observados para resistência ao escoamento. Segundo os autores, os procedimentos de soldagem e brazagem causam diminuição na ductilidade do material, o que não é desejável, uma vez que reduz sua resistência e assim, dificultaria procedimentos como o brunimento da restauração ou a ativação de um grampo de PPR.

Devido à contaminação do titânio pelos elementos oxigênio, nitrogênio e hidrogênio em altas temperaturas, métodos convencionais de soldagem utilizando chama de oxigênio não estão indicados para o procedimento de solda no titânio. Técnicas de soldagem como o tungsten inert gás (TIG), soldagem a laser e radiação infravermelha (IR)

têm sido utilizadas para unir metais em ambientes protegidos com atmosfera controlada. Wang & Welsch, em 1995, avaliaram a qualidade, as características metalúrgicas e propriedades mecânicas como resistência à tração e porcentagem de alongamento do Ti e do Ti-6Al-4V, unidos através de três processos: soldagem a laser, TIG e IR. Para cada grupo experimental foram confeccionados 16 cilindros de titânio (3 mm de diâmetro X 40 mm de comprimento) e unidos em suas extremidades, sendo 8 amostras para cada grupo. Amostras originais de ambos metais foram utilizadas como controle. O ensaio mecânico foi realizado em máquina de ensaio universal (Instron) a 0,5 mm/min até a separação da união soldada ou a fratura da amostra. A região da fratura foi observada em MEV, examinada através de métodos metalográficos padrões, e a dureza aferida na seção transversal. As amostras de Ti controle apresentaram os valores mais elevados no ensaio de resistência à tração, seguidos dos grupos TIG, laser e IR. Na interação entre materiais, a liga de Ti-6Al-4V mostrou-se mais resistente que o Ti c.p. no ensaio de resistência à tração, independente do método de união. O grupo Ti/controle apresentou os maiores valores de alongamento, e a análise metalográfica indicou que as amostras soldadas a laser apresentaram zona de fusão localizada, enquanto que o TIG provocou maior zona afetada pelo calor, devido à maior quantidade de energia fornecida, o que pode contribuir para a distorção da peça. O ensaio de microdureza constatou que quanto mais próximo da região soldada, maior o valor de dureza encontrado, devido às alterações microestruturais ocorridas durante o esfriamento.

Nakajima & Okabe, em 1996, discutem o desenvolvimento do titânio na Odontologia desde sua descoberta, e seu progresso nas fundições de próteses, fios ortodônticos e soldagem a laser. Segundo os autores, a aplicação de implantes de titânio na década de quarenta se iniciou em estudos com animais, sendo somente utilizado como implantes dentais em 1959 e para construção de próteses a partir de 1977. No que diz respeito à solda a laser, estudos são realizados desde 1992, devido ao aumento de sua utilização, principalmente com o sistema Procera. Estes estudos revelaram resultados favoráveis. Entretanto, ainda é uma área pouco explorada em profundidade.

Neo *et al.*, em 1996, avaliaram as propriedades mecânicas do titânio soldado a laser e soldado com a técnica do gás tungstênio (GTAW), comparando com o metal intacto. Além disso, avaliaram o efeito do tratamento térmico pela simulação da aplicação de porcelana. Amostras de titânio (grau 2) em forma de algariscos (3 mm de diâmetro e 18 mm de comprimento) foram confeccionadas (n=60) e divididas em 3 grupos: G1- controle sem solda; G2- solda a laser, e G3- solda GTAW. Metade das amostras de cada grupo foram submetidas ao tratamento térmico. Realizou-se ensaio de resistência à tração em máquina Instron (1 mm/min), que forneceu informações sobre resistência à tração, resistência ao escoamento a 0,1%, módulo de elasticidade e porcentagem de alongamento. As amostras soldadas (laser ou GTAW) apresentaram valores de resistência à tração maiores que o grupo controle. Porém, quando submetidas ao tratamento térmico, os valores diminuíram; o mesmo ocorreu para resistência ao escoamento a 0,1%, e módulo de elasticidade. Os resultados de porcentagem de alongamento mostraram que as amostras soldadas com ou sem tratamento térmico apresentaram valores muito inferiores ao grupo controle. A profundidade alcançada da solda foi 0,7 mm. Segundo os autores, o tratamento térmico causa diminuição da flexibilidade. A alta velocidade de esfriamento associada à baixa voltagem da solda a laser resultou na formação de estruturas  $\alpha$ -martensíticas, conhecidas pela maior resistência à tração, resistência ao escoamento e dureza. Entretanto, esta estrutura apresenta pobre flexibilidade constatada nos menores valores de porcentagem de alongamento. No caso das amostras soldadas pelo GTAW, a lenta velocidade de esfriamento causou a formação de estruturas  $\alpha$ -widmanstätten, que apresentam melhor resistência à tração e ao escoamento que o titânio controle e maior flexibilidade que a estrutura martensítica. Os autores concluíram que as propriedades mecânicas do titânio soldado apresentaram-se semelhantes ao metal intacto.

Tambasco *et al.*, em 1996, trataram em seu artigo do uso da solda a laser, seu efeito no metal, e a praticidade de sua utilização no laboratório. Segundo os autores, desde a primeira utilização do laser em 1960, a variedade existente hoje e sua utilização aumentaram de forma significativa. O laser atua como uma fonte de calor muito sofisticada, utilizada para a soldagem através da fusão de duas partes de metal, derretendo-as em ambos

os lados da união, e então o metal se solidifica novamente em uma única unidade. A luz emitida pela solda a laser não pode ser vista pelo olho humano, pois seu comprimento de onda é muito grande. O feixe de laser pode ser focado em um ponto muito pequeno com diâmetro de 0,5 mm. Com toda essa energia de laser concentrada em uma pequena área do metal, a intensidade do laser naquele ponto se torna imensa. Quando um pulso tão intenso atinge a superfície do metal, o feixe de laser não penetra, mas sim a energia do feixe é absorvida pela superfície do metal e convertida em calor, que penetra no interior do metal por condução. Devido à alta concentração de calor em uma área pequena, o metal será aquecido até seu ponto de derretimento e acima dele, criando uma área de metal derretido. No centro do ponto de solda, o metal pode chegar a vaporizar se muita energia for fornecida. Apesar desta pequena área do metal chegar ao ponto de derretimento, a região vizinha permanece relativamente fria. Segundo os autores, o uso do laser no laboratório deve ser feito com pulsos múltiplos e sobrepostos um ao outro 75%, o que garante penetração suficiente da solda. Citam algumas vantagens da solda a laser como: menor quantidade de energia térmica fornecida, reduzindo a distorção; devido a esta menor quantidade de calor, a soldagem pode ser realizada no próprio modelo de trabalho, melhorando a precisão; também permite a soldagem em regiões bem próximas à resina e porcelana com um baixo risco de danificá-las; exige menos tempo do profissional quando se compara com a solda convencional. As desvantagens incluem: alto custo do equipamento; dificuldade inicial de se obter boa qualidade na solda; dificuldade da soldagem de alguns metais devido a sua condutibilidade térmica e densidade, outros refletem a solda como no caso da prata. O ideal é que as partes a serem soldadas estejam muito perto umas das outras, mas se estiverem distantes, pode-se interpor uma lâmina de metal. O equipamento de laser utiliza gás argônio, que impede a contaminação do metal derretido no local da solda por nitrogênio e oxigênio da atmosfera.

Wang & Fenton, em 1996, descrevem o desenvolvimento e as propriedades do titânio e revisam a literatura sobre sua utilização na confecção de próteses. A evolução das aplicações do titânio na medicina e nos implantes dentais aumentou nos últimos anos, devido a sua excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão, e desejáveis propriedades físicas e mecânicas. Segundo os autores, as propriedades físicas e mecânicas do titânio

podem apresentar grande variação de acordo com a adição de pequenas quantidades de outros elementos como oxigênio, ferro e nitrogênio. O titânio comercialmente puro apresenta-se disponível em 4 graus, que se diferenciam pela incorporação de pequenas quantias de oxigênio, nitrogênio, hidrogênio, ferro e carbono durante os processos de purificação. A camada óxida passivadora pode ser afetada pelo uso excessivo de agentes preventivos, profiláticos e de aplicações tópicas de flúor. Segundo os autores, as radiografias convencionais podem detectar facilmente a ocorrência de porosidade interna no titânio fundido. Estudos mostraram que a quantidade de porosidade é reduzida quando um conduto de alimentação largo é utilizado.

Chai & Chou, em 1998, avaliaram as propriedades mecânicas do Ti c.p. soldado a laser sob diferentes condições, a fim de encontrar os parâmetros ideais em termos de duração do pulso e potência (nível de energia). Segundo os autores, são poucos e não estabelecidos os dados em relação às melhores condições para soldagem a laser do titânio utilizado nas restaurações dentais. Foram confeccionadas 57 amostras (42 mm de comprimento e 3 mm de diâmetro), sendo que 54 foram divididas em 9 grupos experimentais e 3 formaram o grupo controle. As soldas foram realizadas nas amostras dos grupos experimentais variando-se a duração do pulso (8, 10 e 12 ms) e a voltagem (290, 300 e 310 V), e avaliadas a resistência à tração, resistência ao escoamento a 0,2%, e porcentagem de alongamento. Sob condições adequadas de soldagem, a resistência à tração e a resistência ao escoamento dos grupos experimentais apresentaram menores valores quando comparados ao controle (amostras intactas). A voltagem foi o único fator significativo para todos os parâmetros estudados, conduzindo à maior profundidade da solda. A duração do pulso não influenciou a resistência das uniões soldadas. A conclusão foi que 300V/12 ms resultam em ótimas condições de soldagem. A presença de impurezas como nitrogênio e oxigênio em quantidades adequadas melhoram as propriedades de resistência à tração, mas diminuem consideravelmente a ductilidade e aumentam a fragilidade.

No mesmo ano, Jemt *et al.*, avaliaram o comportamento clínico e radiográfico em pacientes que receberam implantes e próteses fixas utilizando estruturas de titânio

soldadas a laser, comparando com estruturas fundidas em ouro de forma convencional. Realizou-se o acompanhamento de 58 pacientes que receberam 6 implantes na maxila, divididos em dois grupos: grupo procera contendo 28 pacientes que receberam estrutura metálica de titânio soldado a laser, e grupo controle contendo 30 pacientes que receberam estrutura metálica fundida em ouro. Após a instalação das próteses, os pacientes receberam acompanhamento clínico e radiográfico por 2 anos, mostrando que não houve diferença significativa entre os dois grupos em relação ao número de pacientes que perderam implantes. O acompanhamento radiográfico demonstrou que ambos os grupos apresentaram o mesmo padrão de perda óssea, sendo de 0,6 mm em dois anos de função, comprovando a segurança na utilização de estrutura de titânio empregando o método de soldagem a laser.

Wang & Chang, em 1998, realizaram uma simulação de transferência de calor, a fim de oferecer um protocolo alternativo de pulsos múltiplos. A soldagem a laser do titânio é limitada pela profundidade da penetração do laser e pelo dano superficial extenso. Através de um programa de software, realizaram uma análise utilizando um modelo de elemento finito para simular o aquecimento transitório e o comportamento de derretimento no ouro e no titânio, durante o procedimento de soldagem. O diâmetro do ponto de solda foi de 1,0 mm e a profundidade da solda de aproximadamente de 0,4 mm. O ensaio foi feito utilizando pulsos simples e múltiplos. Quando foram aplicados pulsos simples (2 ms, f 20 Hz), variou-se a potência (1 a 8 J). Para pulsos múltiplos usou-se potência moderada de 2 J, 2 ms, e f 20 Hz. Houve maior penetração da solda no ouro, pois este apresenta maior condutibilidade térmica que o titânio (17 vezes). Isso permite que o calor seja transmitido para o interior do metal mais rapidamente atingindo a temperatura de derretimento. Desta forma, menos energia permanece na superfície. Utilizando pulsos simples no titânio, o aumento da potência não é capaz de aumentar a profundidade da penetração da solda, pois o mesmo não sustenta um fluxo de calor tão alto. O excesso de energia apenas causa vaporização do metal. O ouro não apresenta este problema, devido a sua alta condutibilidade térmica. Utilizando fluxo moderado de energia e duração apropriada de pulsos múltiplos, o dano superficial é diminuído e a profundidade da penetração do laser é melhorada no titânio.

Para complementar as pesquisas com o titânio, Bezerra *et al.*, em 1999, avaliaram o comportamento da microestrutura (MEV e dureza) do Ti c.p. antes e após o processo de soldagem a laser. Foram confeccionadas amostras de titânio grau 1 (10 x 4 x 1,5 mm), submetidas à soldagem a laser em máquina Dentaaurum DL 20002S, com potência de 4,32 kW e 12 ms, gerando energia de soldagem de 51,84 J. Os ensaios de dureza no metal base, na ZAC e na solda foram realizados utilizando-se microdurômetro Micromet-2003. A observação em MEV mostrou que o metal base apresentou estrutura poligonal, enquanto que o cordão de solda apresentou microestrutura mais refinada, do tipo martensítico, condizente com a alta velocidade de esfriamento imposta pelo processo. Segundo os autores, na transformação da fase  $\beta$  para a fase  $\alpha$ , durante o esfriamento da soldagem, há alteração na estrutura do metal, que normalmente apresenta maior dureza. Os valores de dureza foram mais elevados no cordão de solda, diminuindo na ZAC, e atingindo valores menores no metal base.

Örtorp & Jemt, em 1999, citaram as principais vantagens em confeccionar a infra-estrutura metálica de uma prótese em titânio, como: menor custo do metal, o uso do mesmo material do implante e a possibilidade de utilizar diferentes técnicas para a fabricação desta infra-estrutura, como por exemplo, a solda a laser, diminuindo o grau de distorção na peça finalizada. Neste estudo, os autores avaliaram durante 5 anos pacientes que receberam próteses parciais fixas sobre implantes com infra-estrutura em titânio soldado a laser, comparando com infra-estruturas convencionais fundidas em ouro. 383 pacientes receberam próteses sobre implantes, 58 em titânio (grupo experimental). As infra-estruturas em titânio foram confeccionadas através da soldagem a laser de pequenos componentes do metal. Após a instalação das próteses, os pacientes foram agendados para consulta anual e obtenção de radiografia periapical. Os resultados mostraram que a taxa de sucesso para os implantes foi de 93,6%, e para as próteses, de 96%. Para as confeccionadas em titânio foi de 95,6%, e nenhuma fraturou no período estudado. A perda óssea observada foi de aproximadamente 0,4 mm em 5 anos de função. Os autores concluíram que a utilização do titânio nas infra-estruturas não causou impacto negativo no índice de sucesso dos implantes ou na perda óssea marginal.

No mesmo ano, Örtorp *et al.*, realizaram estudo semelhante, avaliando 824 pacientes, dos quais 155 receberam prótese total fixa sobre implantes na mandíbula com infra-estrutura em titânio soldado a laser, e o restante em ouro convencional, sendo selecionados 53 para o grupo controle. Os pacientes foram acompanhados por 5 anos quanto à fratura de componentes, perda de implantes e nível ósseo. A avaliação após este período revelou que algumas infra-estruturas de titânio necessitaram serem refeitas devido à fratura próxima ao implante mais distal. A média de perda óssea após 5 anos foi de 0,5 mm e não houve diferença entre os grupos.

Wee *et al.*, em 1999, realizaram uma análise crítica sobre a distorção de peças protéticas, discutindo estratégias para alcançar passividade em próteses sobre implantes. Segundo os autores, cada estágio da confecção de uma peça protética pode contribuir para que haja distorção de posição do cilindro de ouro em relação aos pilares. A chamada equação de distorção envolve todas essas etapas. Se o resultado da soma de distorções de cada etapa fosse zero, significaria que o assentamento passivo da prótese sobre os pilares foi alcançado, o que é impossível de se obter, pois alguma distorção sempre existirá. Várias técnicas são discutidas, na tentativa de controlar os efeitos cumulativos de distorção: obtenção de index intra-oral para verificação da precisão do modelo; técnica da cimentação da prótese sobre os pilares; uso da solda a laser, e eletroerosão. Segundo os autores, relatos na literatura mostram que houve melhora no grau de passividade das próteses com o uso destas técnicas.

Segundo Ohkubo *et al.*, em 2000, após a fundição do titânio, existe uma camada em sua superfície denominada “alfa case”, resultado da reação química entre o metal e o material de revestimento. Esta camada, de espessura aproximada de 150 µm, apresenta alto valor de dureza, reduz a ductilidade e a resistência à fadiga de infra-estruturas de próteses parciais removíveis e grampos. Além disso, afeta a adaptação de coroas unitárias e próteses múltiplas, dificulta o acabamento e polimento da superfície do metal.

Segundo Souza *et al.*, em 2000, as causas mais comuns de insucesso em tratamentos com implantes envolvem forças excessivas, ou sua aplicação muito rápida,

esquemas oclusais falhos, estruturas não assentadas passivamente ou próteses com pouca retenção. Entre estas causas, a dificuldade de obter adaptação de peças protéticas, principalmente dos monoblocos fundidos, é responsável pela maioria dos insucessos. Os autores realizaram um trabalho abordando o procedimento de soldagem, que apresenta a vantagem de trabalhar com segmentos de prótese, os quais permitem além da melhor adaptação, a distribuição uniforme de forças, minimizando traumas ou falhas na prótese. Os autores avaliaram as propriedades metalúrgicas de uniões soldadas de uma liga metálica odontológica de Au-Pd, empregando os processos de soldagem a laser e brazagem, através de observação em MEV, e ensaio de dureza. As amostras (10 x 4 x 1,5 mm) foram fixadas com resina, mantendo uma distância entre as partes de aproximadamente 0,25 mm e posicionadas em material refratário de revestimento. Após a remoção da resina, o espaço foi preenchido pelo material de adição, utilizando um maçarico ar/gás GLP. Para a soldagem a laser empregou-se o mesmo procedimento de fixação das amostras, com potência de 310 V durante 10 ms. As amostras soldadas por brazagem apresentaram, na observação em MEV, microestrutura granular com a presença de precipitados e porosidades por toda a região do cordão de solda. Já as amostras soldadas a laser apresentaram no cordão de solda uma microestrutura dendrítica refinada e uma zona de transição bem definida. Segundo os autores, o resultado das amostras soldadas por brazagem está condizente com o processo empregado, pois ao apresentar menor velocidade de esfriamento (80,09°C/s) que a soldagem a laser (5,96 x 10<sup>3</sup>°C/s), tende a produzir uma microestrutura mais grosseira, no caso, granular. O ensaio de dureza mostrou que nas amostras soldadas por brazagem, a dureza foi maior no cordão de solda (219 HV) que no metal base (208 HV) devido à oxidação e à presença de precipitados, causando endurecimento. Na soldagem a laser, a dureza foi estatisticamente semelhante na zona afetada pelo calor (ZAC) e no metal base (200 HV), e menor na solda (104 HV). Na brazagem, devido ao aquecimento de uma grande região da peça a ser soldada, a ZAC no metal base é maior, podendo ocasionar distorções na peça. Na soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal base, minimizando o tamanho da ZAC e conseqüentemente a distorção na peça protética, sendo esse processo mais adequado para aplicações odontológicas.

Bertrand *et al.*, em 2001, avaliaram a qualidade da técnica da solda a laser aplicada às ligas não preciosas como Ni-Cr e Cr-Co. Os autores procuraram determinar os parâmetros de soldagem apropriados que alcançariam profundidade de solda e ausência de trincas ou inclusão de gás. As amostras, confeccionadas em diâmetros variados (0,6 a 2,0 mm e 3 mm) foram soldadas, variando-se a potência da solda de 255 a 295 V e duração de pulso de 3 a 13,5 ms de acordo com o diâmetro, observadas em microscópio, submetidas aos ensaios de resistência à tração e microdureza, sendo os resultados comparados aos das amostras intactas. Os autores constataram a presença de altos níveis de boro e carbono em amostras de Ni-Cr, impurezas que provavelmente foram responsáveis pela pobre capacidade de solda apresentada. Além disso, os valores de resistência à tração diminuíram à medida que aumentou o diâmetro das amostras. Houve penetração completa da solda nas amostras de Cr-Co. A região central da solda apresentou valores mais elevados de microdureza que o metal base, devido provavelmente às alterações na microestrutura do metal, causadas pelo rápido esfriamento. As amostras soldadas, quando comparadas às originais, apresentaram menores valores de resistência à tração e alongamento. Segundo os autores, a soldagem a laser demonstrou ser um método eficiente de união de ligas não preciosas, alcançando penetração de 2 mm de profundidade, espessura usual das peças que necessitam de reparo.

Iglesia & Moreno, em 2001, descreveram uma técnica para obter assentamento passivo de próteses implanto-suportadas. O processo envolve a fundição de infra-estrutura em titânio, seguida da soldagem a laser da mesma em pilares de titânio pré-fabricados. Para tanto, foi utilizado um componente denominado biabutment, composto por um cilindro de titânio e sobre ele um componente plástico cilíndrico (semelhante ao UCLA). Foi realizada moldagem de transferência de 6 implantes e confeccionado modelo de trabalho. O componente biabutment foi posicionado sobre os análogos e a infra-estrutura encerada, envolvendo o componente plástico e fundida em titânio grau IV. Após a fundição, tomada radiográfica e polimento, a peça foi parafusada sobre os cilindros de titânio no modelo (componente do biabutment) e realizada soldagem destes componentes. Segundo os autores, a utilização do titânio apresenta uma série de vantagens sobre outras ligas, como menor risco de corrosão pelo uso de um único metal (bimetalismo), e pode ser soldado a

laser mais facilmente. A utilização de componentes pré-fabricados é uma vantagem a mais por promover maior precisão de encaixe.

Sahin & Çehreli, em 2001, discutiram o significado de assentamento passivo de estruturas de próteses sobre implantes e as novas tecnologias para obter melhores resultados. Segundo os autores, um dos maiores desafios do profissional é a instalação de uma prótese que não comprometa a longevidade do tratamento. Assentamento passivo, que pode ser entendido como assentamento ideal, é tido como um dos mais importantes pré-requisitos para a manutenção da interface osso-implante. Entretanto, para a obtenção desta condição, seria necessário que a estrutura metálica induzisse quantidade zero de força nos implantes, fato que comprovadamente não é possível de ocorrer. Ainda não se sabe se a passividade absoluta entre infra-estrutura e implante é essencial para o sucesso do tratamento, que nível de desadaptação causaria dano, e como medi-la clinicamente. Segundo os autores, complicações clínicas ocorrem quando existe uma distância entre a infra-estrutura e os pilares de aproximadamente 150  $\mu\text{m}$ , podendo causar perda ou fratura do parafuso de fixação. A explicação para a ausência de dano ao osso marginal (perda óssea) ao longo dos anos é o mecanismo de tolerância individual. O procedimento de soldagem a laser é utilizado quando se detecta o desajuste da peça, seja clinicamente através de sondagem, exame visual ou questionário de dor e desconforto, ou no laboratório através do teste do parafuso único. Desta forma, a estrutura seccionada é soldada, e segundo os autores este procedimento não resulta em assentamento passivo, mas sim diminui a tensão ao redor dos implantes, o que pode resultar em menor frequência de perda do parafuso de fixação.

As infra-estruturas confeccionadas em titânio estão sendo cada vez mais utilizadas substituindo as ligas tradicionais nas reabilitações sobre implantes, principalmente pela biocompatibilidade e inúmeras vantagens deste metal. Caso haja desajuste desta infra-estrutura aos pilares gerando tensão nos implantes, pode-se utilizar a técnica da soldagem a laser para obter assentamento aceitável da peça. Wiskott *et al.*, em 2001, compararam a microestrutura de amostras de titânio puro submetidas à soldagem a laser com diferentes tipos de união, sendo elas: brazagem com infra-vermelho; soldagem

com arco de gás-tungstênio (GTAW) e soldagem com feixe de elétrons. Os autores constataram que nas amostras soldadas a laser, não se formou uma distinta zona afetada pelo calor, existindo continuidade entre metal original e solda, devido às vantagens desta técnica, como a concentração da solda em um ponto muito pequeno e à alta velocidade de esfriamento, o que não ocorreu nas demais condições, devido à alta quantidade de energia fornecida para conseguir a união.

Zavanelli & Henriques, em 2001, apresentaram um método radiográfico simples para a detecção de porosidades internas em artefatos protéticos removíveis confeccionados em titânio. Consiste na exposição da estrutura metálica à radiação (90 KV, 15 mA, 0,6 seg e 10 a 13 mm de distância) utilizando filme oclusal. Segundo os autores, a execução deste procedimento possibilita a identificação de porosidades na peça que poderia causar fracasso clínico no futuro. Esse mesmo método pode ser empregado para detectar porosidades presentes em amostras confeccionadas em titânio, para descartar aquelas defeituosas após fundição.

Cecconi *et al.*, em 2002, avaliaram radiograficamente estruturas metálicas de próteses parciais removíveis confeccionadas em titânio. Foram confeccionadas 300 estruturas metálicas e radiografadas utilizando-se filme polaróide, com 2 segundos de exposição para maxila e 2,5 segundos para mandíbula. Os resultados mostraram que das 300 estruturas, 250 apresentaram-se tecnicamente aceitáveis (pouca ou nenhuma inclusão de argônio, e nenhuma em área crítica); 41 estruturas seriam aceitáveis após alguma modificação utilizando soldagem a laser (presença de alguma inclusão de argônio que necessitava correção); e 9 estruturas apresentaram-se inaceitáveis e deveriam ser totalmente refeitas. Os autores chamaram a atenção para o fato de que todas as estruturas apresentavam-se em ótimas condições através do exame visual. Desta forma, sugeriram que os laboratórios que fundem estruturas em titânio tenham também um equipamento para obtenção de radiografias para esta avaliação.

Liu *et al.*, em 2002, avaliaram a força de união do titânio soldado a laser, utilizando diferentes níveis de voltagem, variando de 180 a 300 A, aumentando em incrementos de 30 A. Amostras de titânio (0,5 x 3,0 x 40 mm e 1,0 x 3,0 x 40 mm) foram

confeccionadas e seccionadas perpendicularmente na região central. As metades de titânio foram fixadas e soldadas a laser. Amostras de titânio intactas, nas mesmas dimensões foram utilizadas como grupo controle. Foi realizado ensaio de resistência à tração, com velocidade de 2 mm/min, no qual o valor registrado correspondia ao momento da fratura da amostra, em N. Após a fratura, as amostras foram observadas com aumento de 32 X, a fim de correlacionar o tipo de fratura com o valor da força de resistência à tração obtido. As fraturas foram classificadas em três categorias: fratura dentro da área soldada (A), entre o ponto de solda e o metal base (B) e somente no metal base (C). Os dados obtidos foram submetidos à ANOVA e ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). As amostras de 0,5 mm, quando soldadas com 240, 270 e 300 A não apresentaram diferença na força de resistência à tração quando comparadas ao grupo controle. Entre as amostras de 1,0 mm, não houve diferença em relação ao grupo controle quando soldadas com 270 e 300 A. Os autores concluíram que sob condições apropriadas, a força de união da soldagem apresenta-se similar às estruturas intactas. A penetração da solda foi mais eficiente, utilizando diâmetro do ponto de solda entre 0,4 e 1,0 mm e duração do pulso de 10 ms.

Santos *et al.*, em 2002, avaliaram os efeitos da solda a laser nas propriedades estruturais e na resistência à corrosão de amostras confeccionadas em AuPd. Amostras cilíndricas foram confeccionadas (10 mm x 27 mm  $\varnothing$ ), submetidas à soldagem a laser, seccionadas, embutidas em resina polimérica, e receberam acabamento com lixas abrasivas. Utilizou-se MEV para realizar a análise metalográfica do metal base e da região da solda; o ensaio eletroquímico de corrosão utilizou solução de NaCl. O resultado da metalografia apresentou microestrutura granular bifásica para o metal base com presença de precipitados formados por Au, Ag, Pd, sendo o Au o elemento majoritário. A região da solda apresentou uma microestrutura dendrítica refinada, proveniente da alta velocidade de esfriamento imposta pela solda a laser. No ensaio de dureza, o metal base apresentou valores de dureza superiores ao cordão de solda, enquanto que para a corrosão, o cordão de solda apresentou maiores valores de resistência.

Zitzmann & Marinello, em 2002, discutiram algumas diferenças clínicas e laboratoriais na confecção de três próteses sobre implantes mais comuns: fixa implanto-

suportada, Overdenture implanto-suportada e Overdenture implanto-retida e muco-suportada. Segundo os autores, devido à grande dificuldade em confeccionar tais próteses, elas certamente constituem as reconstruções mais desafiadoras para o profissional. Para que a infra-estrutura metálica apresente resistência, é geralmente confeccionada em ouro, Co-Cr ou titânio. Para tanto, diferentes técnicas estão disponíveis, como no caso do titânio: fundição pela técnica da cera perdida; soldagem de pequenos fragmentos de titânio pré-fabricado; obtenção da infra-estrutura a partir de um bloco de titânio (“All-in-One”). A soldagem a laser do titânio pode ser utilizada nos três tipos de reabilitações citadas, sempre visando obter melhor assentamento da peça aos pilares, diminuindo assim a tensão transferida ao osso.

Anusavice, em 2003, citou algumas características do titânio, como alta biocompatibilidade, alta resistência à tração, baixa densidade e baixo coeficiente de expansão térmica. É um metal muito resistente à oxidação e corrosão, devido à camada passivadora de óxido de titânio que se forma espontaneamente sobre sua superfície. Devido à sua taxa de oxidação aumentar em altas temperaturas (acima de 800°C) é desejável que se utilize porcelanas de baixa fusão no caso de próteses metalo-cerâmicas, o que evitaria a transformação alotrópica do titânio da fase *alfa* (hexagonal compacta) para a fase *beta* (cúbica de corpo centrado). O titânio possui alto ponto de fusão (1668°C) e necessita equipamento especial para fundição como fusão por arco voltaico, atmosfera de gás argônio, associado a adequado material de revestimento que assegure fundição aceitável. Devido à reação com o material de revestimento, uma camada de alta dureza chamada “alfa-case”, rica em oxigênio, com espessura de aproximadamente 150 µm se forma na superfície do metal fundido. Esta camada necessita ser removida, uma vez que diminui a ductilidade do metal, aumenta a dureza e dificulta os procedimentos de acabamento.

Suzuki *et al.*, em 2004, descreveram as vantagens da utilização da solda a laser no reparo de grampos de Prótese Parcial Removível, como: tempo de trabalho reduzido, não há a necessidade de inclusão em revestimento e de metal para solda, não causa danos na resina acrílica da prótese, menor aquecimento da peça e assim, menor distorção. Para o processo de soldagem foi utilizada potência de 180 V e duração do pulso de 3 ms. Segundo

os autores, estes grampos poderiam ser soldados de forma convencional, apresentando, contudo, as desvantagens de grande risco de nova fratura pela concentração de stress, descoloração devido à corrosão química e elétrica, dificuldade da solda convencional no Ti devido à contaminação e possíveis danos na resina acrílica da prótese.

Zavanelli *et al.*, em 2004, avaliaram a resistência à fadiga e corrosão de amostras confeccionadas em Ti comercialmente puro e liga de Ti-6Al-4V submetidas à soldagem a laser. Foram confeccionadas 33 amostras de cada metal, em forma de halteres (2,3 x 40 mm). Para simular a condição clínica de esforço contínuo, foi realizado ensaio de fadiga, sendo as amostras divididas em três grupos: ciclagem mecânica imersa em solução de saliva artificial; solução de saliva artificial fluoretada e sem imersão. Após a fratura, as amostras eram reposicionadas e unidas por meio de soldagem a laser (300 V, 10 ms e 0 Hz) e novamente submetidas ao ensaio de fadiga nas mesmas condições citadas, até a fratura, sendo as partes observadas em microscópio eletrônico de varredura. O número de ciclos necessários para a fratura foi comparado entre as amostras intactas e soldadas. Os resultados mostraram que houve diferença significativa entre amostras intactas e soldadas (11060 e 6145 ciclos respectivamente); quanto às condições do ensaio houve diferença significativa entre “ar” e as soluções de saliva, entretanto, não houve diferença entre a solução sem flúor e a solução com flúor (16186, 5674 e 3948 respectivamente). A observação em MEV constatou defeitos internos na solda, sugerindo inadequada penetração do laser, sendo considerado o mais importante fator na resistência da união. A resistência à corrosão do titânio está na dependência da estabilidade da camada superficial de óxido, sendo demonstrado que a presença de íons flúor prejudica esta proteção.

Baba & Watanabe, em 2005, examinaram a profundidade de penetração da solda a laser no titânio comercialmente puro, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Co-Cr e ouro tipo IV utilizando parâmetros de soldagem variados. Segundo os autores, no procedimento de solda a laser, alguns parâmetros como voltagem, diâmetro do ponto de solda e duração do pulso podem ser alterados a fim de se conseguir o melhor resultado. Foram confeccionadas amostras (3 x 8 x 50 mm) dos metais selecionados e submetidas a soldagem com os seguintes parâmetros: voltagem de 160 a 340 V (incrementos de 20 V); diâmetro do ponto

de solda de 0,4 a 1,6 mm (incrementos de 0,2 mm) e duração do pulso de 10 ms. Após a soldagem, cada amostra foi partida na região da solda, que recebeu a irradiação em apenas uma superfície. A profundidade da penetração da solda foi medida na superfície interna da região partida (distância vertical da superfície do metal até o ponto mais profundo da solda). Os resultados mostraram que a profundidade variou de acordo com as combinações de voltagem e diâmetro do ponto (o máximo conseguido foi de 1,0 mm). Quando foi utilizada maior voltagem e menor diâmetro do ponto de solda, a profundidade aumentou para cada metal, pois aumentava-se a energia do pulso. A profundidade de penetração do laser com a mesma energia em cada metal depende das propriedades do metal como condutibilidade térmica e taxa de absorção do feixe de laser.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Avaliar o efeito de 2 distâncias de soldagem a laser (0,0 e 0,6 mm) em corpos-de-prova cilíndricos de Ti c.p. confeccionados com 3 diâmetros (1,5, 2,0 e 5,0 mm), sobre a resistência à tração e alongamento, observando o aspecto da superfície de fratura (M.E.V.), correlacionando os achados com os resultados das amostras intactas.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização deste estudo foi utilizado Titânio comercialmente puro, cujas informações estão contidas no Quadro 1.

Quadro 1: Metal, fabricante, composição química e lote.

<b>METAL</b>	<b>FABRICANTE</b>	<b>COMPOSIÇÃO QUÍMICA* (%)</b>	<b>LOTE</b>
Titânio c.p. Grau II	Tritan – Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG Ispringen – Alemanha **	99,5% Ti; 0,25% O <sub>2</sub> ; 0,03% N; 0,03% Fe; 0,1% C e 0,09% H	100-102-50

\* Informação do distribuidor

\*\* Distribuído no Brasil por Medental Comercial Ltda

Foram confeccionadas 30 amostras, separadas em 6 grupos (n = 5), segundo a

Tabela 1:

Tabela 1: Grupo, diâmetro e distância de soldagem.

<b>GRUPO</b>	<b>DIÂMETRO</b>	<b>DISTÂNCIA DE SOLDAGEM</b>
1	1,5 mm	0,0 mm
2	1,5 mm	0,6 mm
3	2,0 mm	0,0 mm
4	2,0 mm	0,6 mm
5	5,0 mm	0,0 mm
6	5,0 mm	0,6 mm

Para cada diâmetro, foram confeccionadas 5 amostras adicionais, utilizadas como grupo controle, totalizando 45 amostras. Foram utilizados os três diâmetros e as duas distâncias para simular situações clínicas, como:

- Diâmetro de 1,5mm: ponto de solda em infra-estrutura de prótese fixa.
- Diâmetro de 2,0mm: ponto de solda em barra para overdenture.
- Diâmetro de 5,0mm: ponto de solda em infra-estrutura de prótese fixa.
- Distância de 0,0mm: corte pré-fundição.
- Distância de 0,6mm: corte com disco fino (carborundum).

#### 4.1 CONFECÇÃO DOS PADRÕES EM CERA

Para a confecção dos padrões foi utilizada uma matriz metálica bipartida, contendo três cavidades padronizadas com formato de halteres, sem ângulos vivos, medindo 42 mm de comprimento, com diâmetros central de 1,5, 2,0 e 5,0 mm e com diâmetro nas extremidades de 6,0, 6,0 e 10,0 mm, respectivamente – ISO 6871, de acordo com a Figura 1 (Chai e Chou, 1998).

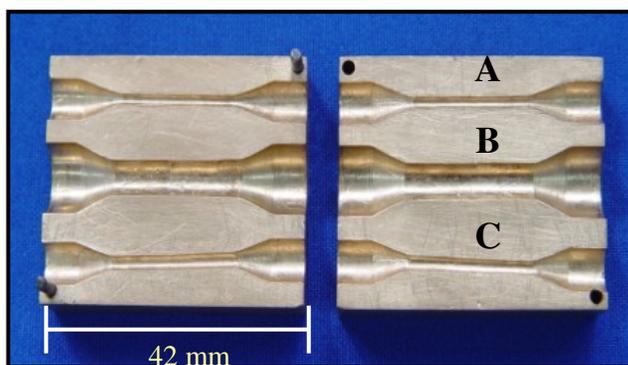


Figura 1: Matriz metálica bipartida: A- 1,5 mm; B- 5,0 mm; e C- 2,0 mm de diâmetro.

Os padrões de 5,0 mm de diâmetro foram confeccionados vertendo-se cera 7 (Cera 7 Rosa – Probem – Catanduva – São Paulo) liquefeita na matriz previamente isolada com vaselina em pasta. Os padrões de 1,5 e 2,0 mm de diâmetro foram confeccionados utilizando resina acrílica autopolimerizável (Duralay – Reliance Dental), devido à

dificuldade em retirar da matriz quando confeccionados em cera, sem fraturar. Após a solidificação da cera ou a polimerização da resina, a matriz bipartida era aberta, e os padrões examinados visualmente, procurando obtê-los uniformes e livres de falhas (Fig. 2).

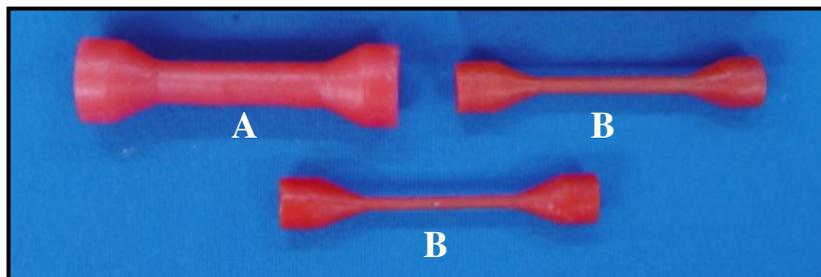


Figura 2: Padrões confeccionados em cera (A) e em resina acrílica (B).

#### 4.2 ENCERAMENTO DOS PADRÕES

Os padrões de 1,5 e 2,0 mm de diâmetro foram enceradas da seguinte forma: 4 padrões, dispostos paralelamente entre si, foram unidos perpendicularmente, pelas duas extremidades, a condutos de alimentação laterais de 4 mm de diâmetro (Wax Wire – Dentaureum – Pforzheim – Alemanha). Em seguida, dois condutos de alimentação de 5 mm de diâmetro foram adaptados aos laterais, descendo até a base formadora de cadinho, evitando a presença de ângulos vivos nas uniões. Os padrões de 5 mm de diâmetro foram unidos apenas por uma das extremidades por um conduto lateral de 4 mm, num total de dois padrões, sendo adaptado posteriormente, um conduto de alimentação de 5 mm ao conduto lateral.

Em ambos os casos, os condutos de alimentação de 5 mm foram unidos à base cônica do anel inclusor de silicone (Anel de Silicone – Dentaureum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), de acordo com as Figuras 3 e 4. Previamente à inclusão em revestimento, foi aplicada uma camada de líquido surfactante (Waxit – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha) e aguardou-se a secagem da solução.

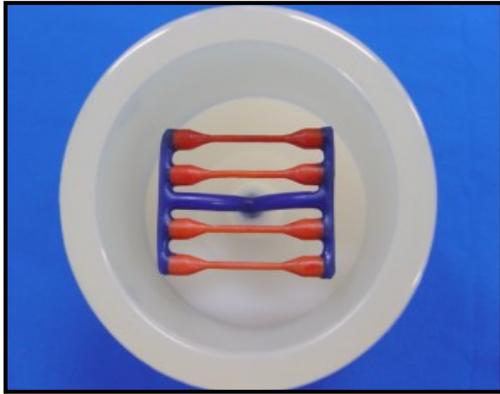


Figura 3

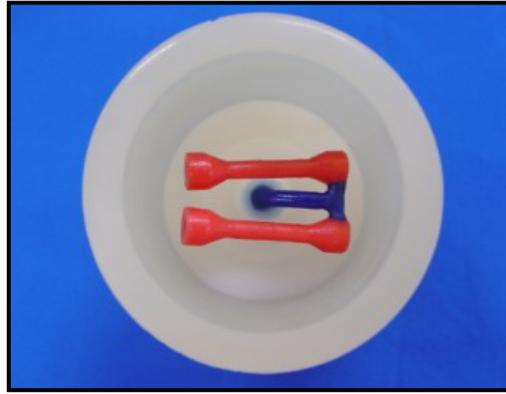


Figura 4

Figuras 3 e 4: Conjunto em cera, unido à base do anel inclusor.

#### **4.3 INCLUSÃO DOS PADRÕES EM REVESTIMENTO**

Para a inclusão dos padrões, foi utilizado revestimento Rematitan Plus (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), proporcionado de acordo com as recomendações do fabricante (42 ml de líquido específico para coroas e pontes e 250 g de pó). A mistura foi espatulada mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). Após a espatulação, o revestimento foi vertido sob vibração e aguardou-se a reação de cristalização, após o que, o anel de silicone foi removido.

#### **4.4 PROCESSO DE FUNDIÇÃO**

Após 40 minutos do início da espatulação, o revestimento cristalizado contendo o enceramento foi inserido em forno elétrico (VULCAN™ 3-550 NDI – Degussa – Ney Dental Inc – Yucaipa, CA, USA) com aquecimento previamente programado, conforme o Quadro 2.

Quadro 2: Ciclos de temperatura, velocidade e tempo de aquecimento.

<b>PROGRAMA</b>	<b>TEMPERATURA MÁXIMA (°C)</b>	<b>VELOCIDADE DE AQUECIMENTO OU RESFRIAMENTO (°C/MIN)</b>	<b>TEMPO DE PERMANÊNCIA EM T. MÁX.</b>
<b>CICLO 1</b>	H1= 250 °C	A1= 7 °C	P1= 60 min
<b>CICLO 2</b>	H2= 1000 °C	A2= 7 °C	P2= 90 min
<b>CICLO 3</b>	H3= 550 °C	A3= 7 °C	P3= 120 min

Para evitar a penetração de impurezas e permitir a eliminação de cera ou resina, o bloco de revestimento foi posicionado no forno com a base formadora de cadinho voltada para baixo (Fig. 5). Transcorrido o período de aquecimento (7h e 53 min), a máquina de fundição Rematitan (Fig. 6) (Dentaurum - Pforzheim – Alemanha) foi programada para 31 g de titânio, com tempo de fundição e corrente elétrica a ser descarregada ajustados automaticamente pelo equipamento. O interior da máquina de fundição é formado por um sistema fechado de duas câmaras: uma superior, de fundição do metal, que contém um eletrodo de tungstênio e recebe um cadinho de cobre onde se posiciona a liga, e a parte inferior, que recebe o bloco de revestimento e realiza o vácuo (Fig. 7). Entre as câmaras existe uma comunicação por onde passa a liga derretida, sendo que o selamento para a ocorrência do vácuo é conseguido por um anel cerâmico colocado sobre a base formadora de cadinho, no bloco de revestimento. Para o processo de fusão, o gás argônio é injetado automaticamente na câmara superior, criando um ambiente inerte e uma descarga elétrica é aplicada sobre a liga. Transcorrido o tempo de fusão do metal, o titânio flui para o interior do bloco de revestimento devido ao vácuo existente na câmara inferior e à pressão de argônio na câmara superior.



Figura 5



Figura 6



Figura 7

Figuras 5, 6 e 7: Processo de fundição: A – forno de aquecimento; B e C – máquina de fundição.

#### 4.5 DESINCLUSÃO DAS AMOSTRAS E ANÁLISE RADIOGRÁFICA

Após a fundição, o bloco de revestimento foi imediatamente resfriado em água, seguindo as recomendações do fabricante, para evitar contaminação. O revestimento foi fraturado manualmente, e o conjunto metálico removido e as amostras jateadas com óxido de alumínio de 100 $\mu$ m de granulação (Pason® Ind e Com de materiais Odontológicos Ltda) em jateador elétrico (Oxyker Dry – Flli Manfredi – Itália). Em seguida, as amostras foram seccionadas dos condutos de alimentação utilizando-se discos de carborundum e submetidas à tomada radiográfica, para verificar a ocorrência de defeitos internos. O exame radiográfico consistiu na exposição da amostra à radiação (90 KV, 15 mA, 0,6 seg e 10 a 13 mm de distância) utilizando filme periapical (ZAVANELLI & HENRIQUES, 2001). As amostras que apresentassem vazios internos observados pelo método radiográfico, ou defeitos externos como entalhes detectados no exame visual, foram desprezadas.

#### 4.6 ACABAMENTO E POLIMENTO DAS AMOSTRAS

As amostras foram adaptadas em furadeira de bancada (Ferrari – FG 13), permanecendo na posição vertical, girando no sentido horário e o polimento realizado manualmente com lixas de carboreto de silício com granulação decrescente (80, 120, 150, 180, 220, 240, 280, 360, 400, 600 e 1200  $\mu$ m) (Carborundum Abrasivos – São Paulo – SP). O diâmetro de cada amostra foi aferido durante o processo, com paquímetro digital com

precisão de 0,01 mm (Starret – Microtec Instrumentos de Precisão M.E. – São Paulo – SP).  
A Figura 8 mostra as amostras polidas.

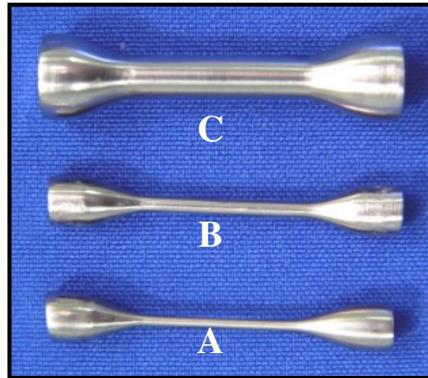


Figura 8: Amostras polidas: A- 1,5 mm;  
B- 2,0 mm e C- 5,0 mm de diâmetro.

#### 4.7 CORTE PARA UNIÃO COM DURALAY

As amostras do grupo experimental foram posicionadas em furadeira de bancada (Ferrari – FG-13) e seccionadas na região central, utilizando-se disco de corte fino. Após este procedimento, as amostras foram adaptadas na matriz metálica bipartida, determinada a distância de solda, e realizada a união das partes com resina acrílica autopolimerizável (Figs. 9 e 10) (Duralay – Reliance Dental).

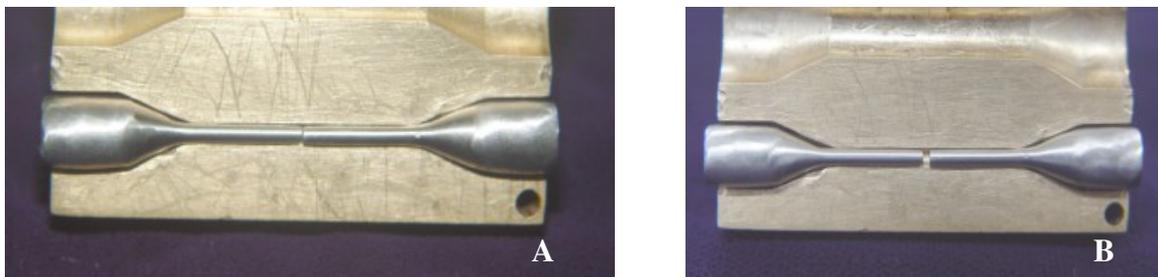


Figura 9: Amostras seccionadas: A- partes em contato; B- partes distantes 0,6 mm.

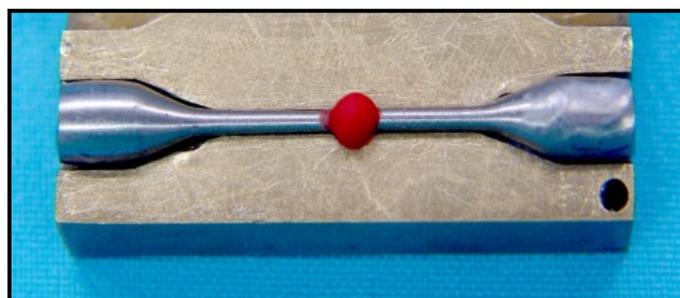


Figura 10: Secções unidas com resina Duralay.

#### 4.8 SOLDAGEM A LASER

Após a união das amostras dos seis grupos experimentais, as mesmas foram submetidas a procedimento padronizado de soldagem a laser (Fig. 11). A soldagem foi realizada em uma soldadora a laser (Dentaurum Desktop – Baasel Laser Tech – Pforzheim, Alemanha), que utiliza um cristal de ND:YAG como fonte de luz, programada para 320V/9ms (amostra de 1,5mm), 330V/9ms (amostra de 2,0mm) e 350V/9ms (amostra de 5,0mm), com foco zero. As amostras foram incluídas em gesso tipo IV, permanecendo exposta apenas a área a ser unida. A resina acrílica foi removida e as partes a serem soldadas jateadas. As amostras foram posicionadas no interior da câmara de soldagem, sendo disparados dois pontos iniciais de solda em regiões diametralmente opostas sob atmosfera protetora de argônio. Após a fixação inicial, o gesso foi removido para facilitar o restante da soldagem, tomando-se o cuidado de aplicar pontos de solda sobrepostos 75% uns aos outros, assegurando melhor penetração do laser (Tambasco *et al.*, 1996).

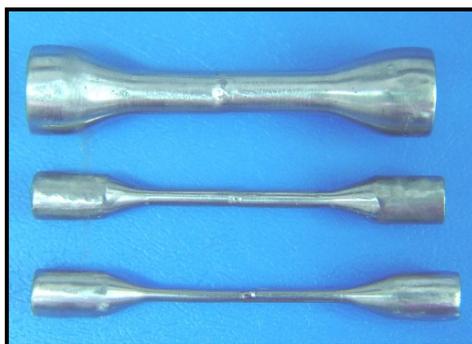


Figura 11: Amostras soldadas.

#### 4.9 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO

Após o processo de soldagem a laser, as amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à tração em máquina servohidráulica MTS 810 - Material Test System - (Eden Prairie, MN - USA). Para a adaptação das amostras aos mordentes da máquina, utilizou-se um dispositivo metálico, com encaixes para receber as extremidades da amostra e pinos nas extremidades para fixação aos mordentes (Fig. 12-A). Utilizou-se um programa chamado Test Works 4 for Test Star II, com célula de carga de 1 kN e velocidade do atuador de 1mm/min. No momento da ruptura, o programa forneceu os valores de tensão

máxima (MPa) e alongamento (mm), bem como gráfico de tensão-deformação, calculados automaticamente pelo software (Fig. 12-B).

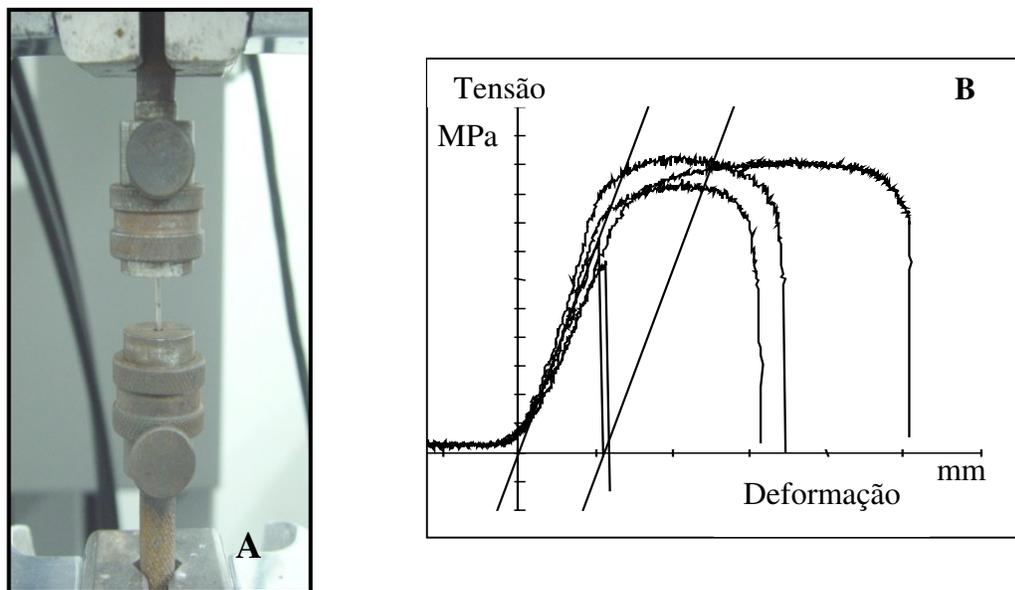


Figura 12: A- Ensaio de resistência à tração; B- Gráfico Tensão x Deformação

#### 4.10 ANÁLISE DE FRATURA

Após o ensaio de resistência à tração, os segmentos de cada amostra foram analisados sob microscopia eletrônica de varredura (M.E.V – JEOL, JSM 5600 pv, Japão), sendo selecionados os mais representativos dos tipos de fratura que ocorreram com maior frequência nos grupos.

#### 4.11 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Os valores originais obtidos no ensaio de resistência à tração (tensão máxima e alongamento) foram submetidos à análise de variância, sendo apresentados no apêndice. Os valores médios com diferenças estatisticamente significativas foram submetidos ao teste de Tukey, com nível de significância de 5%.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 RESISTÊNCIA À TRAÇÃO E ALONGAMENTO

Foram obtidas médias para os parâmetros tensão máxima e alongamento a partir dos valores originais. Os valores relativos à tensão máxima e desvio padrão encontram-se descritos na Tabela 2.

Tabela 2: Comparação de médias de tensão máxima (MPa) dentro dos fatores diâmetro e condição.

Diâmetro	Condição		
	Controle	Distância Zero	Distância 0,6 mm
1,5 mm	595,64 (39,78) A, a	496,46 (41,38) A, b	441,04 (83,37) A, b
2,0 mm	516,54 (22,94) B, a	397,85 (13,14) B, b	442,15 (22,21) A, b
5,0 mm	560,19 (23,07) AB, a	200,88 (11,0) C, c	316,04 (32,02) B, b

Médias seguidas por letras distintas na coluna (maiúsculas) e na linha (minúsculas) diferem estatisticamente entre si (5%).

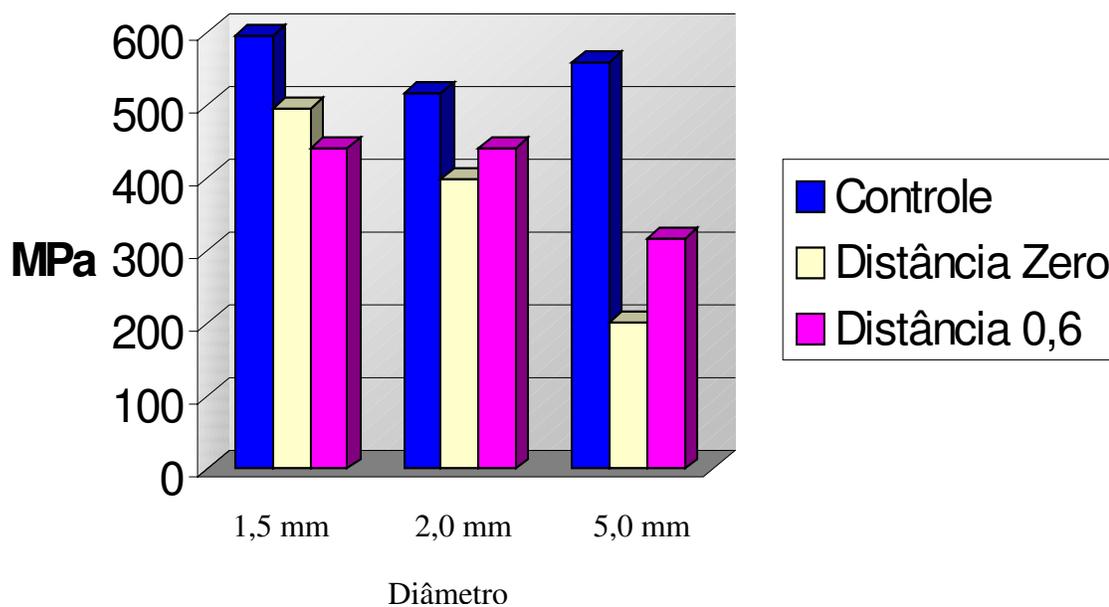


Figura 13: Médias de tensão máxima da interação entre diâmetro e distância

A partir da análise da Tabela 2 e Figura 13 nota-se que na condição *controle*, houve diferença estatisticamente significativa entre os *diâmetros* 1,5 e 2,0 mm, com maior valor de resistência para o grupo de 1,5 mm de diâmetro. Não apresentaram diferença com o *diâmetro* 5,0 mm. Na condição *distância zero* de soldagem, houve diferença entre todos os *diâmetros*, sendo 1,5 mm o maior valor, e 5,0 mm, o menor. Na condição *distância 0,6 mm*, não houve diferença entre os *diâmetros* 1,5 e 2,0 mm, enquanto que ambos, com valores mais elevados, diferiram do *diâmetro* 5,0 mm que apresentou o menor valor.

Dentro de cada *diâmetro* pode-se observar que: no *diâmetro* 1,5 mm, a condição *controle* apresentou o maior valor de tensão máxima, diferindo das demais condições (*zero e 0,6 mm*), sendo que estas não diferiram entre si. Houve comportamento semelhante nos grupos de 2,0 mm de *diâmetro*. Nos grupos de 5,0 mm de *diâmetro*, houve diferença entre todas as condições, sendo o maior valor para o grupo *controle*, seguido pelo grupo com *distância 0,6 mm*, e por último, o grupo com *distância zero*.

A Tabela 3 apresenta a comparação entre os valores médios e desvio padrão relativos ao alongamento.

Tabela 3: Comparação de médias de alongamento (mm) dentro dos fatores diâmetro e condição.

Diâmetro	Condição		
	Controle	Distância Zero	Distância 0,6 mm
1,5 mm	1,68 (0,38) B, a	1,47 (0,51) A, a	1,20 (0,75) A, a
2,0 mm	2,61 (0,38) A, a	1,34 (0,10) A, b	1,05 (0,26) A, b
5,0 mm	2,51 (0,36) A, a	0,92 (0,26) A, b	1,32 (0,30) A, b

Médias seguidas por letras distintas na coluna (maiúsculas) e na linha (minúsculas) diferem estatisticamente entre si (5%).

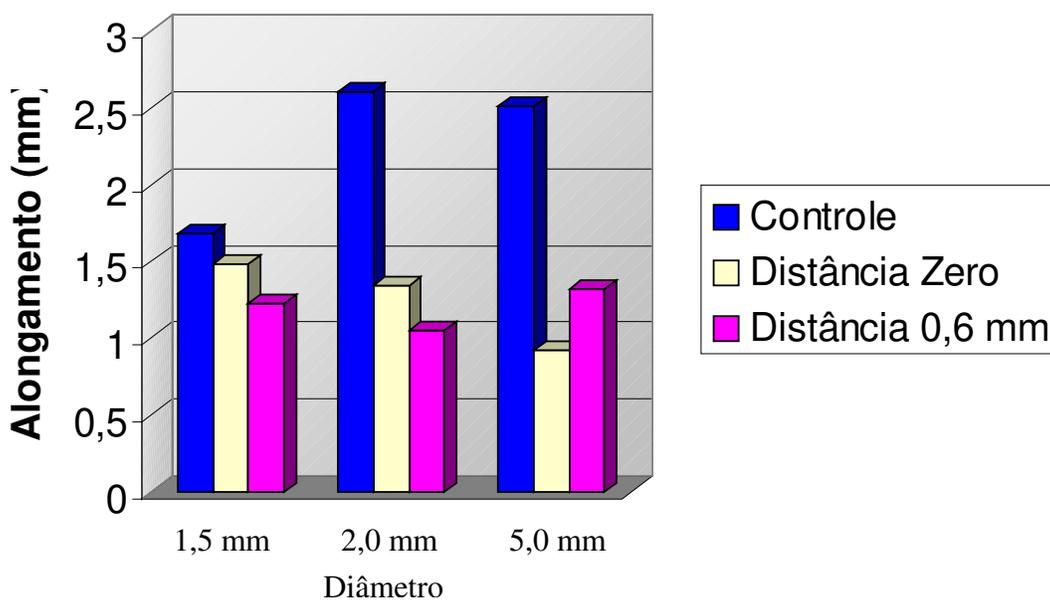


Figura 14: Médias de alongamento da interação entre diâmetro e distância.

A partir da análise da Tabela 3 e Figura 14 nota-se que na condição *controle*, não houve diferença estatisticamente significativa entre os *diâmetros* 2,0 e 5,0 mm, mas diferiram do *diâmetro* 1,5 mm que apresentou o menor valor. Para as condições *distância zero* e *distância 0,6 mm*, não houve diferença entre os *diâmetros*.

Dentro de cada *diâmetro* pode-se observar que: no *diâmetro* 1,5 mm não houve diferença estatística entre as *condições*. No *diâmetro* 2,0 e 5,0 mm houve diferença da condição *controle* com as demais condições (que não diferiram entre si), sendo os maiores valores para a condição *controle*.

## 5.2 ANÁLISE DE FRATURA

A figura 15 representa a superfície de fratura de uma amostra do grupo controle de 1,5 mm de diâmetro.

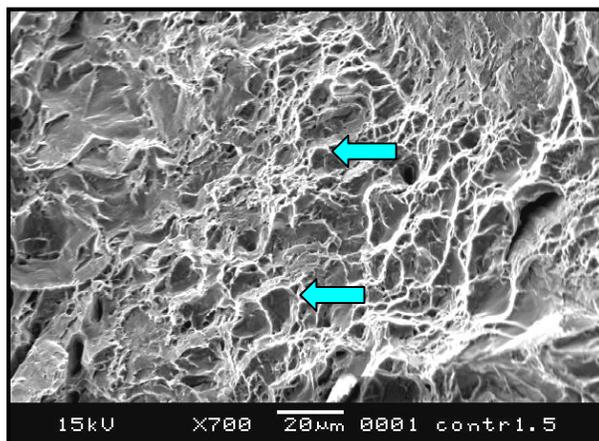


Figura 15: Superfície de fratura de amostra de 1,5 mm de diâmetro (x 700).

Nota-se na figura a presença de *dimples* (setas), cavidades que caracterizam a superfície de fratura dúctil.

A figura 16 representa a superfície de fratura de amostra de 2,0 mm de diâmetro e distância zero de soldagem. Pode-se observar que existem falhas na região central (setas).

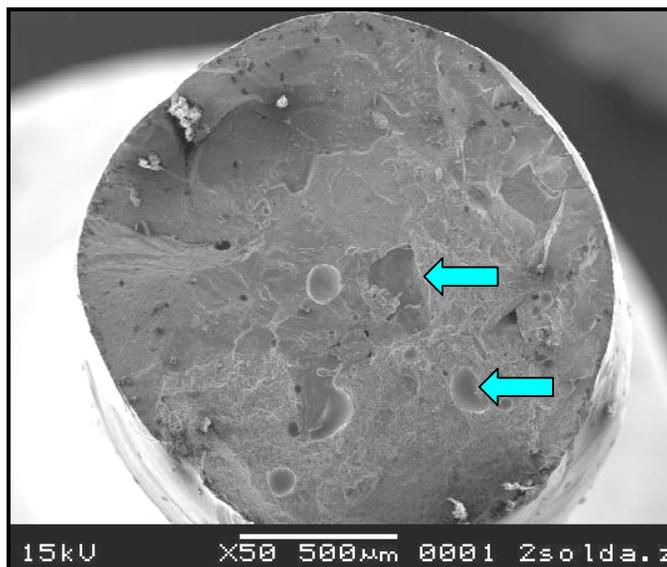


Figura 16: Superfície de fratura da amostra de 2,0 mm de diâmetro e distância zero de soldagem, com fratura na união.

A figura 17 representa a superfície da fratura de amostra de 5,0 mm de diâmetro, onde se observa a penetração do laser apenas na região periférica da amostra.

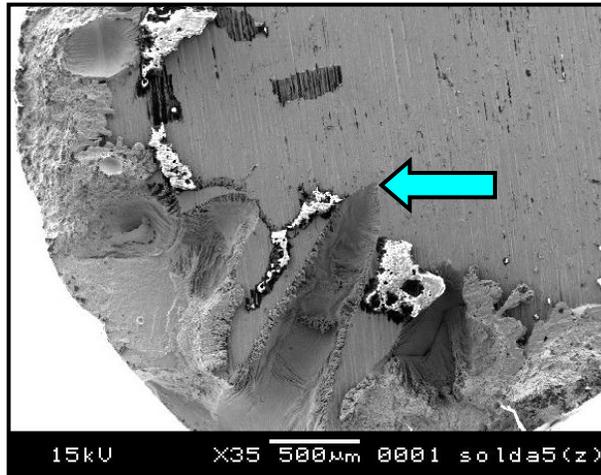


Figura 17: Superfície de fratura de amostra de 5,0 mm de diâmetro, e distância zero de soldagem, com fratura na união.

A Figura 18 representa a superfície de fratura de amostra de 5,0 mm de diâmetro e distância de 0,6 mm entre as partes. Nota-se, neste caso, que a existência de espaço proporcionou a realização de ponto de solda no interior da amostra (seta).

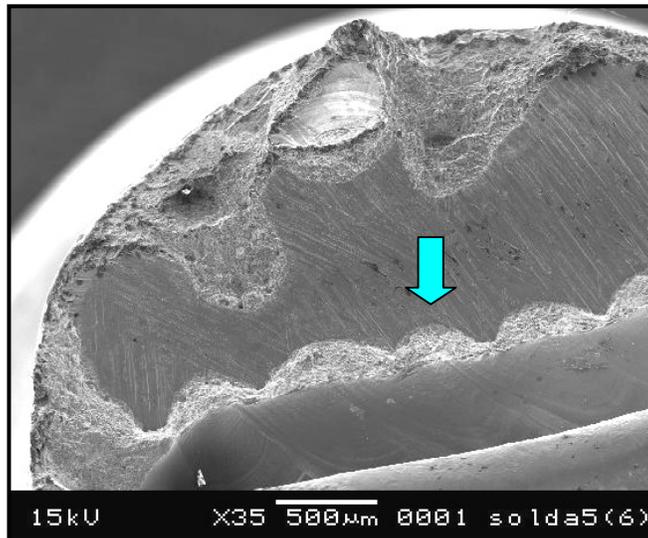


Figura 18: Superfície de fratura de amostra de 5,0 mm de diâmetro, com distância de soldagem de 0,6 mm.

## 6 DISCUSSÃO

Os resultados mostraram que os valores de tensão máxima foram superiores para o grupo controle quando comparados aos grupos submetidos à soldagem a laser, independente do diâmetro das amostras. Este mesmo comportamento é citado por vários pesquisadores, como Taira *et al.* (1989) e Wang & Welsch (1995). Vários fatores, conseqüentes da técnica utilizada, contribuíram para que tais resultados fossem obtidos. Um deles é a mudança na microestrutura do metal após a solda, quando o mesmo é aquecido até sua temperatura de derretimento e solidificado novamente (Neo *et al.*, 1996). Nesse processo, o titânio alcança temperaturas em que o metal apresenta alta afinidade com elementos como oxigênio, hidrogênio e nitrogênio livres, agregando-os a sua estrutura, tornando-a rica em impurezas, resultando em redução na qualidade de suas propriedades, como menor ductilidade e menores valores de resistência à tração.

Outro fator que interfere nos valores de resistência do titânio submetido à técnica de soldagem a laser é a presença de poros e a penetração insuficiente do feixe de laser (Roggensack *et al.*, 1993; Berg *et al.*, 1995; Zavanelli *et al.*, 2004). A presença de porosidades no metal fundido, tanto em amostras intactas como nas dos grupos experimentais, agem como iniciadores da fratura, uma vez que representam pontos de concentração de tensão (Brick *et al.*, 1965; Neo *et al.*, 1996). Tal inconveniente, entretanto, é comum em fundições de titânio, sabendo das limitações encontradas no processo, como baixa densidade do metal acarretando em dificuldade no escoamento do mesmo para o interior do molde de revestimento e devido à pressão de argônio na câmara superior (Craig *et al.*, 1993; Berg *et al.*, 1995). Já as porosidades existentes na região da união, são devidas à inclusão de gás argônio, necessário para manter atmosfera inerte durante o procedimento de soldagem e assim, minimizar a interação com elementos do ar. Uma observação deve ser feita com relação à análise radiográfica, que não detecta a presença de tais defeitos, podendo estar presentes nas amostras em diferentes quantidades, ocasionando diferentes resultados.

Dentre os determinantes para os resultados obtidos, a profundidade de penetração do feixe de laser no metal é o principal fator que afeta a resistência das próteses

cujas infra-estruturas foram submetidas à técnica de soldagem uma vez que, quanto maior a profundidade alcançada pelo laser, menor quantidade de vazios internos (Baba & Watanabe, 2005). Neste estudo, pôde-se observar por meio de imagens em MEV, a presença de defeitos na região da união sugerindo insuficiente penetração do feixe de laser, principalmente nas amostras de maior diâmetro, onde se observa o alcance do laser na região periférica da amostra. Imagens semelhantes foram encontradas por Sjögren *et al.* (1988); Wang & Welsch (1995); Neo *et al.* (1996).

A localização de metal fundido apenas na periferia da amostra fragiliza a união e a resistência da peça como um todo. Sendo assim, se uma infra-estrutura for soldada em uma região de maior dimensão, pode-se esperar que o feixe de laser não tenha alcançado o interior do metal. Nesta situação, é importante que o desgaste na região da união durante acabamento e polimento da peça seja o mínimo possível, uma vez que a resistência da mesma é dada pela região onde o laser penetrou, ou seja, a região periférica, e uma redução no diâmetro do metal implicaria em redução na resistência da união (Wang & Welsch, 1995). De acordo com as imagens em MEV, a condição que mais dificulta a união da área interna é a justaposição das extremidades, sem espaço para colocação de material adicional. Uma maneira de aumentar a área interna atingida pelo feixe de laser seria a realização de desgaste de uma das extremidades, de maneira a formar uma canaleta entre as duas partes, e assim, a aplicação da solda preencheria todo o interior do metal. A técnica da aplicação de pontos de solda diametralmente opostos realizada nos laboratórios de prótese tem a finalidade de diminuir a distorção da peça.

É possível concluir até aqui que no metal submetido à técnica de soldagem a laser tudo é mais vulnerável, ou seja, a região da união apresenta menor ductilidade, existe a inclusão de impurezas, presença de porosidades, vazios internos devido ao insuficiente alcance do laser, além da própria técnica de aplicação de pontos de solda (tiros de laser) causar micro-rachaduras na superfície do metal. Desta forma, é um processo que se por um lado ganha em passividade pelo menor grau de desajuste entre infra-estrutura e pilares, por outro perde em qualidade de suas propriedades mecânicas. O que se deve tentar então, é perder o mínimo possível. Diante disso e de acordo com os resultados de resistência à

tração obtidos, pôde-se observar que houve menor redução nos valores de resistência nas amostras de menor diâmetro e nos grupos onde havia distância entre as partes para colocação de metal adicional. Sendo assim, a realização da soldagem em regiões de menores dimensões, no caso de protocolo que representa a situação mais crítica devido às maiores dimensões da infra-estrutura, seria recomendado.

De acordo com a literatura disponível, a utilização da técnica de soldagem a laser é um método efetivo, entretanto, os resultados de resistência diferem acentuadamente quando há alteração na intensidade de irradiação. A potência do laser utilizada durante o processo é regulada por dois parâmetros: potência (energia) e duração do pulso, sendo que a potência é responsável pela profundidade do laser e a duração do pulso pelo diâmetro do ponto de solda (Chai & Chou, 1998). Quanto maior a potência e menor o diâmetro do ponto, mais profunda é a penetração do laser (Liu *et al.*, 2002; Baba & Watanabe, 2005). Contudo, se a energia fornecida for muito alta, causa evaporação do metal e risco de distorção da peça. Se, por outro lado, a energia for baixa, acarreta em insuficiente penetração do laser e enfraquecimento da união (Wang & Welsch, 1995; Neo *et al.*, 1996). É importante salientar que apesar da existência de inúmeros trabalhos na literatura, ainda não existe um protocolo de soldagem estabelecido. Neste estudo foram utilizados parâmetros de soldagem padronizados para as dimensões das amostras, sendo todo o procedimento de soldagem realizado por um técnico habilitado para o trabalho que determinou tais parâmetros. Além dos parâmetros de soldagem, as características do metal como taxa de absorção do laser e condutibilidade térmica também influenciam na penetração do laser. Quanto maior a taxa de absorção do laser e menor a condutibilidade térmica, maior a profundidade de alcance do laser, que é o caso do titânio (Liu *et al.*, 2002). A baixa condutibilidade térmica concentra a energia do laser na zona da solda, por isso a zona afetada pelo calor na soldagem a laser do titânio é pequena, resultando em menor risco de distorção da peça.

A distância entre as partes a serem unidas nos grupos experimentais constitui uma das variáveis do estudo, sendo que um grupo apresenta as partes justapostas (distância zero), e outro, distância de 0,6 mm, simulando a situação clínica de corte da estrutura

utilizando disco fino (carborundum). De acordo com a literatura, o contato total entre as partes, difícil de obter clinicamente, está associado ao sucesso da união (Wang & Welsch, 1995; Tambasco *et al.*, 1996; Anusavice, 2003). Quando não existe esse contato, se faz necessária a utilização de metal adicional (fio de titânio) durante o procedimento de soldagem (Zavanelli *et al.*, 2004). Diante disso, este estudo mostrou que não houve diferença estatística entre os valores de tensão máxima quando se compara o grupo com distância zero e o grupo com distância de 0,6 mm para os diâmetros 1,5 e 2,0 mm, enquanto que foi observada diferença para as amostras de 5,0 mm de diâmetro, sendo os maiores valores observados para o grupo onde havia distância entre as partes para adição de fio ou fita de titânio. Quando as extremidades a serem soldadas apresentaram-se unidas, foi possível observar que a resistência da união diminuiu devido à incompleta penetração do laser em todo o diâmetro da amostra, estando presente apenas na região periférica, como já discutido anteriormente.

Se, por outro lado, a distância entre as partes aumenta, a resistência da união será controlada pela resistência do metal de preenchimento, que neste caso é o mesmo metal da amostra (Anusavice, 2003). Desta forma, de acordo a literatura e os resultados aqui encontrados, a existência de espaço entre as partes a serem unidas facilita o preenchimento e conseqüentemente aumenta os valores de resistência à tração, uma vez que existe ponto de solda no interior da amostra. Entretanto, associado a isto, existe a penetração do feixe de laser limitada a 1,5 mm de profundidade (Roggensack *et al.*, 1993; Neo *et al.*, 1996; Tambasco *et al.*, 1996; Baba & Watanabe, 2005), o que invariavelmente causa diminuição nos valores de resistência à tração nas amostras de maior diâmetro por não haver soldagem completa na parte interna. As amostras com maiores áreas internas não soldadas apresentaram os menores valores de resistência à tração.

O procedimento de soldagem a laser comprometeu os valores de alongamento das amostras, sendo estatisticamente superiores nas amostras do grupo controle para os diâmetros 2,0 e 5,0 mm. As amostras de 1,5 mm de diâmetro não diferiram entre si em nenhuma condição e apresentaram menores valores em relações aos demais diâmetros. A ductilidade de um material representa sua capacidade de suportar deformação permanente

quando sob aplicação de carga antes de ocorrer a fratura. Vários estudos encontraram menores valores de alongamento após o procedimento de soldagem (Sjögren *et al.*, 1988; Berg *et al.*, 1995; Wang & Welsch, 1995; Neo *et al.*, 1996). Os menores valores de alongamento obtidos no presente estudo indicam que pode ter ocorrido aumento da dureza e diminuição na ductilidade do material na região da união durante o procedimento de soldagem, devido à incorporação de impurezas (Sjögren *et al.*, 1988). Em uma análise clínica, a influência negativa da solda a laser na ductilidade do metal reflete em um endurecimento na região da união (incorporação de impurezas), menor resistência à tração, e conseqüentemente menor resistência frente aos esforços mecânicos. Por outro lado, se a região unida apresentar pequeno diâmetro, não há influência do procedimento no alongamento.

Sabe-se que após a fundição do titânio, forma-se uma camada de alta dureza em sua superfície denominada “alfa-case”, resultado da reação química entre titânio e material de revestimento, caracterizada por diminuir a ductilidade do material (Taira *et al.*, 1989; Craig *et al.*, 1993; Ohkubo *et al.*, 2000; Anusavice, 2003). Neste estudo, pode-se considerar nula a influência desta camada, uma vez que sua espessura é de 150  $\mu\text{m}$  (0,15 mm) e que durante o procedimento de acabamento das amostras para alcançarem suas dimensões, tal camada foi totalmente removida.

Quanto à localização da fratura, esta ocorreu tanto na região da união quanto no metal original nas amostras de 1,5 e 2,0 mm de diâmetro. O que determina o início da fratura é a presença de defeitos ou fendas que agem como pontos de concentração de tensão (Cetlin *et al.*, 1979; Brick *et al.*, 1965). As amostras que, após o procedimento de soldagem, apresentaram alguma imperfeição da união ou, na maioria das vezes, esta região com seção transversal menor que o restante da amostra, resultaram em fratura na união, menor valor de resistência à tração e menor alongamento visto que esta região apresenta menor ductilidade. Na ausência destas condições, a fratura ocorreu no metal original, com maior valor de alongamento. Isto significa que, se a união estiver completamente preenchida pelo laser, sem vazios internos e sem estreitamento, a fratura deverá ocorrer no metal original, uma vez que a força por unidade de área necessária para romper a região da

união é maior que para o restante da amostra (Sjögren *et al.*, 1988; Berg *et al.*, 1995). As amostras de 5,0 mm de diâmetro apresentaram a fratura sempre na região da união, pelo fato de ser a região mais frágil, uma vez que o feixe de laser não alcançou todo o diâmetro do metal, enfraquecendo a união. Quanto ao tipo de fratura, podemos classificá-la como dúctil, caracterizada pela presença de dimples na superfície da fratura observada em M.E.V., deformação permanente da amostra e estrição na região da fratura (Brick *et al.*, 1965; Sjögren *et al.*, 1988; Anusavice, 2003).

Os diferentes diâmetros avaliados neste estudo simulam a aplicação da técnica da solda a laser nas diferentes condições encontradas na rotina laboratorial, ou seja, soldagem de infra-estrutura de prótese fixa implanto-suportada (protocolo) nas amostras de 5,0 mm de diâmetro; soldagem em barra para overdenture, nas amostras de 2,0 mm de diâmetro e ponto de solda em prótese fixa nas amostras de 1,5 mm de diâmetro. Caso haja necessidade, na prática clínica, da realização de soldagem em regiões de maior diâmetro nas infra-estruturas, seria interessante a existência de espaço entre as partes do ponto de vista de maior longevidade da peça frente aos esforços mastigatórios. Se a união soldada apresentar trincas ou entalhes, agindo como pontos de concentração de tensão, ou área interna do metal que não foi atingida pelo feixe de laser, esta união pode fracassar em um curto período de tempo, sob aplicação de tensão inferior àquela que uma união adequada suportaria (Neo *et al.*, 1996).

Em condições clínicas, incidem forças que não foram simuladas em laboratório neste estudo, assim como forças mastigatórias e outras conseqüentes de parafunção. Desta forma, algumas das limitações deste estudo podem ser citadas, como a ausência de informação com relação à longevidade do procedimento de soldagem, a partir do ensaio de resistência à fadiga. Além disso, o recobrimento estético representa um fator importante que poderia influenciar na adaptação da infra-estrutura aos pilares. Diante disso, existe a necessidade de realização de estudos longitudinais que avaliem tais condições. Apesar destas limitações, a realização deste estudo pôde fornecer alguns dados na tentativa de esclarecer o comportamento do titânio fundido submetido à solda a laser nestas condições.

## 7 CONCLUSÃO

Dentro das condições deste experimento, foi possível concluir que:

- A técnica da soldagem a laser causou significativa redução na resistência máxima à tração em todos os diâmetros, e no alongamento para os diâmetros de 2,0 e 5,0 mm;

- O alcance do feixe de laser representou o fator mais importante na resistência das amostras;

- A soldagem com espaço entre as partes resultou em maiores valores de resistência à tração para amostras de 5,0 mm de diâmetro.

## REFERÊNCIAS\*

1. Anusavice KJ. *Phillips's Science of Dental Materials*. 11. ed. St. Louis: Saunders; 2003.
2. Baba N, Watanabe I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd:YAG laser. *J Biomed Mater Res*. 2005; 72: 64-68.
3. Berg E, Wagner WC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent*. 1995; 74 (3): 250-257.
4. Bertrand C, Petitcorps YL, Albingre L, Dupuis V. The laser welding technique applied to the non precious dental alloy procedure and results. *Br Dent J*. 2001; 190(5): 255-257.
5. Bezerra RM, Souza PCRD, Ramires I, Bottino MA, Guastaldi AC. Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c.p. soldado a laser utilizando em prótese sobre implantes. *Eclat Quim*. 1999; 24: 113-124.
6. Brick RM, Gordon RB, Phillips A. *Structure and properties of alloys*. 3.ed. McGraw-Hill Book Company, 1965.
7. Cecconi BT, Koeppen RG, Phoenix RD, Cecconi ML. Casting titanium partial denture frameworks: A radiographic evaluation. *J Prosthet Dent*. 2002; 87 (3): 277-280.
8. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent*. 1998; 79 (4): 477-483.
9. Craig RG, Hanks CT, Kohn III A, O'Brien WJ, Peyton FA, Powers JM *et al*. *Restorative Dental Materials*. Saint Louis: Mosby; 1993.
10. Cetlin PR, Silva PSP, Penna JA. *Análises de fraturas*. Associação Brasileira de Metais; 1979.
11. Dental base metal casting alloys. ISO International standard: 1996. ISO 6871.
12. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses – an initial report. *J Prosthet Dent*. 1970; 24 (4): 472-476.
13. Huling JS, Clark RE. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by

---

\* De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com MEDLINE.

- laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res.* 1977; 56 (2): 128-134.
14. Iglesia MA, Moreno J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (6): 570-574.
  15. Jemt T, Bergendal B, Arvisson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B *et al.* Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. *Int J Prosth.* 1998; 11(6): 551-557.
  16. Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodont.* 1992; 12 (3): 177-183.
  17. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993; 43 (3): 245-253.
  18. Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strength of laser-welded titanium. *Dent Mater.* 2002; 18: 143-148.
  19. Nakajima H, Okabe T. Titanium in Dentistry: Development and Research in the U.S.A. *Dent Mat J.* 1996; 15 (2): 77-90.
  20. Neo T, Chai J, Gilbert JL, Wozniak WT, Engelman MJ. Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosth.* 1996; 9 (4): 379-392.
  21. Ohkubo C, Watanabe I, Ford JP, Nakajima H, Hosoi T, Okabe T. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. *Biomater.* 2000; 21: 421-428.
  22. Örtorp 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 and Rel Res.* 1999; 1(2): 84-91.
  23. Örtorp 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 Prosth.* 1999; 12 (1): 65-72.
  24. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent.* 1985; 54 (3): 410-414.
  25. Roggensack M, Walter MH, Böning KW. Studies on laser- and plasma-welded titanium. *Dent Mater.* 1993; 9 (2): 104-107.
  26. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant

- prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10 (2): 85-90.
27. Santos ML, Souza PCRD, Vercik LCO, Guastaldi AC. Estudo microestrutural e resistência à corrosão de uma liga de Au soldada a laser, empregada em prótese sobre implantes. *Eclat Quim.* 2002; 27.
  28. Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1988; 46: 247-253.
  29. Souza PCRD, Dinato JC, Beatrice CRS, Guastaldi AC, Bottino MA. Soldagem na Odontologia: estudo de uniões soldadas empregando laser e brazagem. *Revista da APCD* 2000; 54 (6): 470-475.
  30. Suzuki Y, Ohkubo C, Abe M, Hosoi T. Titanium removable partial denture clasp repair using laser welding: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2004; 91 (5): 418-420.
  31. Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater.* 1989; 5: 45-50.
  32. Tambasco J, Anthony T, Sandven O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol.* 1996; 13 (4): 23-31.
  33. Wang RR, Chang CT. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. *J Prosthet Dent.* 1998; 79 (3): 335-342.
  34. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quint Int.* 1996; 27 (6): 401-408.
  35. Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent.* 1995; 74 (5): 521-530.
  36. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999; 12 (2): 167-178.
  37. Wiskott HWA, Doumas T, Scherrer SS, Susz C, Belser UC. Microstructures of brazings and welds using grade 2 commercially pure titanium. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (1): 40-47.
  38. Yamagishi T, Ito M, Fugimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. *J Prosthet Dent.* 1993; 70 (3): 264-273.
  39. Zavanelli RA, Henriques GEP. Um simples método para inspeção de porosidades nas fundições de titânio. *Rev ABO nac.* 2001; 9 (2): 165-166.

40. Zavanelli RA, Guilherme AS, Henriques GEP, Nóbilo MAA, Mesquita MF. Corrosion-fatigue of laser-repaired commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy under different test environments. *J Oral Rehabil.* 2004; 31: 1029-1034.
41. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (1): 65-72.

## APÊNDICE

### Dados originais

#### Diâmetro 1,5 mm / controle

Amostra	Tensão máxima MPa	Along Ruptura mm
1	651.16	1.12
2	542.16	1.95
3	591.46	2.01
4	610.32	1.43
5	583.12	1.89
Média	595.64	1.68
Desv. Padrão	38.78	0.38

#### Diâmetro 1,5 mm / distância zero

Amostra	Tensão máxima MPa	Along Ruptura mm
1	498.36	1.67
2	497.69	1.56
3	501.01	1.62
4	434.33	0.59
5	550.91	1.94
Média	496.46	1.48
Desv. Padrão	41.38	0.51

#### Diâmetro 1,5 mm / distância 0,6 mm

Amostra	Tensão máxima MPa	Along Ruptura mm
1	508.91	2.2
2	332.74	0.50
3	475.15	1.35
4	515.94	1.50
5	372.49	0.48
Média	441.04	1.22
Desv. Padrão	83.38	0.76

#### Diâmetro 2,0 mm / controle

Amostra	Tensão máxima MPa	Along Ruptura mm
1	542.95	2.65
2	496.90	3.12
3	491.58	2.10
4	514.83	2.77
5	536.45	2.43
Média	516.54	2.61
Desv. Padrão	22.94	0.38

Diâmetro 2,0 mm / distância zero

Amostra	Tensão máxima MPa	Along Ruptura mm
1	396.25	1.25
2	417.77	1.43
3	402.36	1.47
4	384.12	1.36
5	388.75	1.23
Média	397.85	1.34
Desv. Padrão	13.14	0.10

Diâmetro 2,0 mm / distância 0,6 mm

Amostra	Tensão máxima MPa	Along Ruptura mm
1	471.76	1.04
2	450.60	1.36
3	419.92	0.69
4	448.50	0.94
5	425.00	1.23
Média	442.16	1.05
Desv. Padrão	22.21	0.26

Diâmetro 5,0 mm / controle

Amostra	Tensão máxima MPa	Along Ruptura mm
1	577.39	2.53
2	551.70	2.94
3	525.71	1.97
4	584.04	2.74
5	562.14	2.41
Média	560.19	2.51
Desv. Padrão	23.07	0.36

Diâmetro 5,0 mm / distância zero

Amostra	Tensão máxima MPa	Along Ruptura mm
1	207.33	0.53
2	201.02	1.17
3	192.60	0.85
4	215.38	0.93
5	188.07	1.15
Média	200.88	0.92
Desv. Padrão	11.00	0.26

Diâmetro 5,0 mm / distância 0,6 mm

Amostra	Tensão máxima MPa	Along Ruptura mm
1	319.32	1.61
2	296.15	0.83
3	364.69	1.28
4	320.26	1.52
5	279.83	1.37
Média	316.05	1.32
Desv. Padrão	32.03	0.30

Delineamento experimental – Tensão máxima - Observações não transformadas

Nome dos fatores

Fator	Nome
A	Diâmetro
B	Distância

Quadro de Análise de Variância

Causas Da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob. > F
Diâmetro	2	176235.0547827	88117.5273914	60.4503	0.00001
Distância	2	315462.0875368	157731.0437684	108.2065	0.00001
Dia * Dis	4	118491.5967954	29622.8991988	20.3219	0.00001
Resíduo	36	52476.6683391	1457.6852316		
Total	44	66265.4074540			

Média geral= 440.758210; Coeficiente de variação= 8.662 %

Teste de Tukey para médias de diâmetro (independente da distância).

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	1.5 mm	15	511.050016	511.050016	a	A
2	2	2.0 mm	15	452.182666	452.182666	b	B
3	3	5.0 mm	15	359.041992	359.041992	c	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5 %= 34.10848; D.M.S. 1 %= 43.43409

Teste de Tukey para médias de diâmetro dentro de **controle** do fator distância.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	1.5 mm	5	595.644043	595.644043	a	A
2	3	5.0 mm	5	560.195996	560.195996	a b	A B
3	2	2.0 mm	5	516.541992	516.541992	b	B

Teste de Tukey para médias de diâmetro dentro de **zero** do fator distância.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	1.5 mm	5	496.460010	496.460010	a	A
2	2	2.0 mm	5	397.850000	397.850000	b	B
3	3	5.0 mm	5	200.880005	200.880005	c	C

Teste de Tukey para médias de diâmetro dentro de **0,6 mm** do fator distância.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	2.0 mm	5	442.156006	442.156006	a	A
2	1	1.5 mm	5	441.045996	441.045996	a	A
3	3	5.0 mm	5	316.049976	316.049976	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5 %= 59.07762; D.M.S. 1 %= 75.23005

Teste de Tukey para médias de distância (independente do diâmetro).

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Controle	15	557.460677	557.460677	a	A
2	3	0,6 mm	15	399.750659	399.750659	b	B
3	2	Zero	15	365.063338	365.063338	c	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5 %= 34.10848; D.M.S. 1 %= 43.43409

Teste de Tukey para médias de distância dentro de **1,5 mm** do fator diâmetro.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Controle	5	595.644043	595.644043	a	A
2	2	Zero	5	496.460010	496.460010	b	B
3	3	0,6 mm	5	441.045996	441.045996	b	B

Teste de Tukey para médias de distância dentro de **2,0 mm** do fator diâmetro.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Controle	5	516.541992	516.541992	a	A
2	3	0,6 mm	5	442.156006	442.156006	b	A B
3	2	Zero	5	397.850000	397.850000	b	B

Teste de Tukey para médias de distância dentro de **5,0 mm** do fator diâmetro.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Controle	5	560.195996	560.195996	a	A
2	3	0,6 mm	5	316.049976	316.049976	b	B
3	2	Zero	5	200.880005	200.880005	c	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5 %= 59.07762; D.M.S. 1 %= 75.23005

Delineamento experimental – Alongamento - Observações não transformadas

Nome dos fatores

Fator	Nome
A	Diâmetro
B	Distância

Quadro de Análise de Variância

Causas Da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob. > F
Diâmetro	2	0.3610148	0.1805074	1.1082	0.34189
Distância	2	11.0280956	5.5140478	33.8527	0.00001
Dia * Dis	4	3.2904108	0.8226027	5.0503	0.00277
Resíduo	36	5.8637992	0.1628833		
Total	44	20.5433204			

Média geral= 1.571333; Coeficiente de variação= 25.684 %

Teste de Tukey para médias de diâmetro (independente da distância).

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	2.0 mm	15	1.671333	1.671333	a	A
2	3	5.0 mm	15	1.588667	1.588667	a	A
3	1	1.5 mm	15	1.454000	1.454000	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5 %= 0.36055; D.M.S. 1 %= 0.45913

Teste de Tukey para médias de diâmetro dentro de **controle** do fator distância.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	2.0 mm	5	2.614000	2.614000	a	A
2	3	5.0 mm	5	2.518000	2.518000	a	A
3	1	1.5 mm	5	1.680000	1.680000	b	B

Teste de Tukey para médias de diâmetro dentro de **zero** do fator distância.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	1.5 mm	5	1.476000	1.476000	a	A
2	2	2.0 mm	5	1.348000	1.348000	a	A
3	3	5.0 mm	5	0.926000	0.926000	a	A

Teste de Tukey para médias de diâmetro dentro de **0,6 mm** do fator distância.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	5.0 mm	5	1.322000	1.322000	a	A
2	1	1.5 mm	5	1.206000	1.206000	a	A
3	2	2.0 mm	5	1.052000	1.052000	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5 %= 0.62450; D.M.S. 1 %= 0.79524

Teste de Tukey para médias de distância (independente do diâmetro).

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Controle	15	2.270667	2.270667	a	A
2	2	Zero	15	1.250000	1.250000	b	B
3	3	0.6 mm	15	1.193333	1.193333	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5 %= 0.36055; D.M.S. 1 %= 0.45913

Teste de Tukey para médias de distância dentro de **1,5 mm** do fator diâmetro.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Controle	5	1.680000	1.680000	a	A
2	2	Zero	5	1.476000	1.476000	a	A
3	3	0.6 mm	5	1.206000	1.206000	a	A

Teste de Tukey para médias de distância dentro de **2,0 mm** do fator diâmetro.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Controle	5	2.614000	2.614000	a	A
2	2	Zero	5	1.358000	1.358000	b	B
3	3	0.6 mm	5	1.052000	1.052000	b	B

Teste de Tukey para médias de distância dentro de **5,0 mm** do fator diâmetro.

Num. Ordem	Num. Trat.	Nome	Num. Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Controle	5	2.518000	2.518000	a	A
2	3	0.6 mm	5	1.322000	1.322000	b	B
3	2	Zero	5	0.926000	0.926000	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5 %= 0.62450; D.M.S. 1 %= 0.79524