

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO EM BRAÇOS SUSPENSOS DE  
PROTOCOLOS ALTERNATIVOS SOBRE IMPLANTES UTILIZANDO  
DIFERENTES TÉCNICAS DE SOLDAGEM**

LUIZA DE ANDRADE LIMA CAVALCANTE<sup>1</sup>, FABIANE MARIA FERREIRA<sup>2</sup>,  
VERIDIANA RESENDE NOVAIS<sup>3</sup>, FLÁVIO DOMINGUES DAS NEVES<sup>3</sup>, ALFREDO  
JÚLIO FERNANDES NETO<sup>3</sup>, CLEUDMAR AMARAL ARAÚJO<sup>4</sup>, MAURO ANTÔNIO  
DE ARRUDA NÓBILO<sup>5</sup>; PAULO CEZAR SIMAMOTO JÚNIOR<sup>6</sup>

1. Acadêmica do Curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Bolsista do Programa de Iniciação Científica do CNPq 2008-2009 – D-002/2008\_\_\_\_(08/2008-07/2009)
2. Mestranda da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.
3. Professor(a) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.
4. Professor da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.
5. Professor da Faculdade de Odontologia de Piracicaba- UNICAMP
6. Professor do Curso Técnico em Prótese Dentária da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia. Avenida Amazonas, s/nº, Bloco 4K, Campus Umuarama, Uberlândia/MG-Brasil, CEP: 38400-902.

## **Resumo**

A reabilitação protética sobre implantes com materiais pré-fabricados em titânio requer sistema de soldagem diferenciado em relação à Técnica por Brasagem. A busca por novas técnicas de soldagem é importante para melhorar a confecção de próteses fixas, garantindo precisão, qualidade, resistência e longevidade para as reabilitações. Desta forma, este projeto busca analisar a resistência flexural da técnica de soldagem por Tungstênio Inert Gás (TIG) em comparação a soldagem a LASER. Foram confeccionadas 12 infra-estruturas implanto-suportadas em titânio, cada uma com duas barras distais e três implantes, cuja disposição seguiu o protocolo do sistema Brånemark Novum<sup>®</sup>. As infra-estruturas foram divididas em dois grupos (n=12), com diferentes diâmetros e submetidos a dois processos de soldagem. Grupo Regular (Ø3,75mm), foram divididas em dois sub grupos: infra-estruturas soldadas a LASER (GRL) e infra-estruturas soldadas pelo sistema TIG (GRT). A mesma divisão se repete no Grupo Largo (Ø5,00mm) (GLL e GLT). Toda as barras distais foram submetidas à força vertical na sua extremidade por meio da máquina de ensaios mecânicos EMIC DL 2000, valores máximos de flexão foram obtidos e analisados em fórmula para obtenção da tensão de flexão (MPa) para corpos de secção circular. Os dados obtidos após o emprego da equação foram tratados por meio de teste estatístico Análise de Variância – (*two way* ANOVA), em programa de estatístico SPSS 12 para Windows. Os resultados não apresentaram diferença estatística significativa entre os grupos para  $p < 0,05$ , demonstrando como promissor o emprego da solda por meio de equipamento TIG na confecção de infra-estruturas protéticas.

**Palavras chaves:** Solda LASER; solda TIG; Implantes dentários, Titânio.

## ABSTRACT

Rehabilitation prosthetic implant materials prefabricated titanium welding system requires differentiated from the Technique for Brazing. The search for new welding techniques is important for improving the preparation of fixed prostheses, ensuring accuracy, quality, strength and longevity for the upgrades. Thus, this project seeks to analyze the flexural strength of the technique of welding Tungsten Inert Gas (TIG) as compared to LASER welding. 12 were constructed infrastructure implant-supported titanium, each with two bars and three distal implants, which will follow the protocol of the Brånemark Novum ® system. The infrastructures were divided into two groups (n = 12), with different types of welding and different diameters of the prosthetic components. The six structures Regular Group (Ø3,75mm) will be divided into: three infrastructure LASER welded (GRL) and three infrastructure welded by the TIG (GRT). The same division is repeated with all six of the Largo (Ø5,00mm) (GLL and GLT). These structures were subjected to vertical force at its end through the machine EMIC DL 2000. The values obtained in the test were used in the formula for obtaining the bending stress (MPa) in bodies of circular cross section. The data obtained after the use of the equation were compared by means of statistical analysis of variance - (two way ANOVA) in SPSS program for Windows 12 and showed no statistically significant difference for the four groups analyzed, showing promising the use of welding by TIG equipment for the manufacture of prosthetic infrastructure

**Key words:** Welding, TIG, Dental Implants, Titanium

## 1-Introdução:

A descoberta da osseointegração na segunda metade dos anos 60 por Brånemark (Campos *et al.*, 2007) foi um importante marco para a Odontologia, pois proporcionou avanços consideráveis em termos de reabilitação oral com o desenvolvimento do protocolo Brånemark. Este protocolo consiste, originalmente, na reabilitação inferior de pacientes desdentados totais de longa data, que por não possuírem disponibilidade óssea posterior, recebem quatro, cinco ou seis implantes entre os forames mentonianos. Estes implantes proporcionam sustentação a uma prótese fixa confeccionada a partir de estrutura metálica, que se estende posteriormente ao forame, sobre a qual são prensados dentes de resina acrílica (SILVA *et al.*, 2009).

Desde então, o protocolo Brånemark tem sua eficiência comprovada cientificamente e tornou-se alternativa amplamente utilizada por proporcionar aos pacientes melhor função e conforto mastigatório, quando comparada ao uso de próteses totais convencionais (Brånemark *et al.*, 1983; Hassem Neto *et al.*, 2007). No entanto, ainda persiste grande demanda de pacientes que anseiam por procedimentos que aliem eficiência, funcionalidade, menor agravante psicológico e

principalmente, redução dos custos despendidos (Sadowsky & Caputo, 2004; Vasconcelos *et al.*, 2005; Simamoto-Júnior *et al.*, 2008). Para suprir esta demanda o sistema Novum® foi desenvolvido também por Brånemark e aplicado pela primeira vez em 1996, para o qual é utilizado um kit de guias cirúrgicos pré-fabricados para instalação precisa dos implantes. Por meio da colocação e estabilização de três implantes de largo diâmetro, também entre forames mentonianos, é possível sustentar uma prótese total fixa definitiva, decorridas 6 a 8 horas da instalação. Isto aumenta o grau de aceitação e satisfação dos pacientes em relação ao tratamento, pois entre outras vantagens, elimina o desconforto causado por prótese total provisória, durante o período de cicatrização. Porém, apesar de utilizar menor quantidade de implantes, constitui-se ainda tratamento pouco acessível à realidade brasileira, devido ao alto valor agregado. (Parel *et al.*, 2002; Engstrand *et al.*, 2003; Henry *et al.*, 2003, Van Steenberghe *et al.*, 2004; Smet *et al.*, 2007; Simamoto-Júnior *et al.*, 2008).

Devido ao número reduzido de implantes e à localização dos mesmos, fez-se necessário desenvolver pesquisas a cerca do comportamento biomecânico das estruturas protéticas, pois as barras que,

juntamente com os pilares formam a estrutura metálica suspensa, responsável pela sustentação da prótese, passam a ter um comprimento maior que as utilizadas no protocolo clássico e a sofrer mais com a carga mastigatória que incide sobre o sistema (Eliasson *et al.*, 2000; Hart & Wilson, 2006; Rocha *et al.*, 2006; Markarian *et al.*, 2007, Sousa *et al.*, 2008; Simamoto-Júnior *et al.*, 2008). Desta forma, o conhecimento de diferentes configurações de infra-estruturas e a descoberta de novos materiais para sua confecção tornou-se e torna-se cada vez mais necessário.

Atualmente, a fabricação de infra-estruturas com braços suspensos soldados é rotineira (Hart & Wilson, 2006), e sabe-se que o processo de soldagem pode ter influência significativa sobre propriedades físicas e comportamento biomecânico das peças protéticas, tornando-se importante variável de estudo no processo de obtenção das mesmas (Berg *et al.*, 1995). A confecção de estruturas protéticas para adaptação sobre implantes requer sistemas de soldagem diferenciados, que busquem estabilidade de suas propriedades físicas e mecânicas e, desta forma, a escolha da técnica é dependente do calor gerado durante sua realização, sendo este suficiente para unir os materiais sem que

haja distorção ou alteração de suas propriedades (Rocha *et al.*, 2006). Daí a importância de determinar o efeito que a técnica empregada para soldagem de cantilevers tem sobre o desempenho destas peças quando em função (Hart & Wilson, 2006; Sousa *et al.*, 2008).

De modo geral, muitas são as técnicas de soldagem utilizadas em Odontologia, entre as quais se destacam métodos convencionais como solda a ponto e brasagem por maçarico. As soldagens convencionais têm sua aplicação sustentada há anos, devido ao baixo custo e relativa efetividade. No entanto, problemas como oxidação das faces unidas pela solda, porosidade na junta e superaquecimento do local de união durante o processo, podem promover pequenos defeitos estruturais e posteriormente fracasso do tratamento reabilitador (Tehini e Stein, 1993; Blustein, 1976; Steinman, 1954; Silva, 2007). Diante destas limitações, pesquisas surgiram neste campo gerando novas tecnologias e técnicas alternativas de soldagem.

O advento da Implantodontia trouxe consigo ampla utilização do titânio comercialmente puro (Ti cp) e, suas ligas de uso odontológico (Ti6Al4V - Titânio-Alumínio-Vanádio) também em prótese dentária, por apresentar biocompatibilidade (Faria, 2005; Özen *et al.*, 2005; Cardoso,

2007), resistência e módulo de elasticidade favoráveis (Cardoso, 2007). Contudo, sua alta temperatura de fusão, próxima de 17000° C, exige procedimentos especiais de fundição, ciclos de resfriamento, revestimentos e equipamentos para prevenir sua contaminação. Sendo assim o uso de barras pré-fabricadas deste material para confecção do protocolo Branemark Novum® pode ser alternativa, restringindo a região de solda pequenas distorções. O titânio é altamente reativo em altas temperaturas, tendo grande afinidade por hidrogênio, nitrogênio e oxigênio, os quais podem ser responsáveis por torná-lo mais frágil, daí a necessidade de proteção por gás inerte durante seu processamento (Bergman 1990, Craig *et al.*, 1997; Alves *et al.*, 2003; Anusavice, 2005). Em temperatura ambiente é recoberto por uma camada de óxido (TiO<sub>2</sub>), origem da sua resistência à corrosão, fator diretamente relacionado à sua biocompatibilidade (Alves *et al.*, 2003).

Diante das características do titânio houve grande necessidade de introduzir no mercado, técnicas mais apuradas de soldagem voltadas para Odontologia. Destacam-se novas possibilidades de solda como o LASER (light amplification by stimulated emission of radiation) e TIG (tungsten inert gas), que produzem soldas

de qualidade superior à obtida por brasagem a maçarico em ligas como cromo-cobalto (Co-Cr), níquel-cromo (Ni-Cr) e, especificamente, Titânio (Ti) e suas ligas, além de gerarem pouca distorção na peça a ser soldada (Hart & Wilson, 2006; Silva, 2007; Cardoso, 2007).

Solda LASER é bem aceita por ser capaz de produzir soldagem precisa e causar uma estreita zona calor, provocando assim menor distorção (Hart & Wilson, 2006). Ela utiliza como fonte de calor, feixe de luz monocromática coerente e direcional de alta energia, capaz de ser focado em áreas muito pequenas produzindo mínima distorção. Neste tipo de soldagem o fluxo de gás inerte, normalmente o argônio, é usado para proteção do eletrodo e zona de solda, prevenindo oxidação. O fracasso de braços suspensos após breve exposição clínica levou a uma investigação sobre seu modo de fabricação (Hart & Wilson, 2006). Esta técnica apresenta vantagens como realização de soldas em lugares de difícil acesso, diretamente no modelo, pode ser realizada com ou sem a adição de material dependendo da proximidade das partes a serem soldadas, pode ser realizada em proximidade de áreas recobertas por cerâmica ou resina. No entanto, entre as desvantagens estão: limitação quanto à

profundidade de solda, sustentação manual da peça (ou do modelo com a peça a ser soldada) durante o procedimento de soldagem que pode ser encarada como prejudicial sob o ponto de vista de focalização adequada do feixe, e alto custo do equipamento.

A soldagem TIG consiste em um processo que utiliza como fonte térmica um arco elétrico formado entre um eletrodo de tungstênio e a peça a ser soldada, com proteção local de gás inerte, geralmente um fluxo de argônio, para prevenção de oxidação/inclusões, podendo ser utilizado metal de adição ou não (Marques, 1991; Silva, 2007; Cardoso, 2007). Atualmente é discutida como alternativa viável para utilização em prótese sobre implantes, visto que apresenta custo mais acessível de equipamentos comparada à solda LASER (Marques, 1991; Cardoso, Silva, 2007). Pode ser apontada como desvantagem, maior produção de calor que resulta em maior zona afetada pelo calor (ZAC), potencializando a possibilidade de distorções na peça. O eletrodo de tungstênio deve ser posicionado verticalmente à área a ser soldada, e também o mais próximo possível dela, sem, contudo, tocá-la, a fim de reduzir

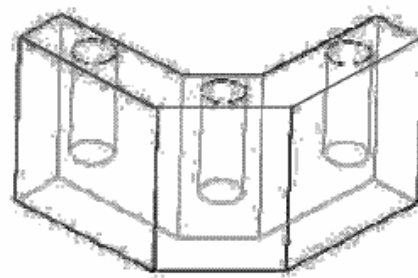
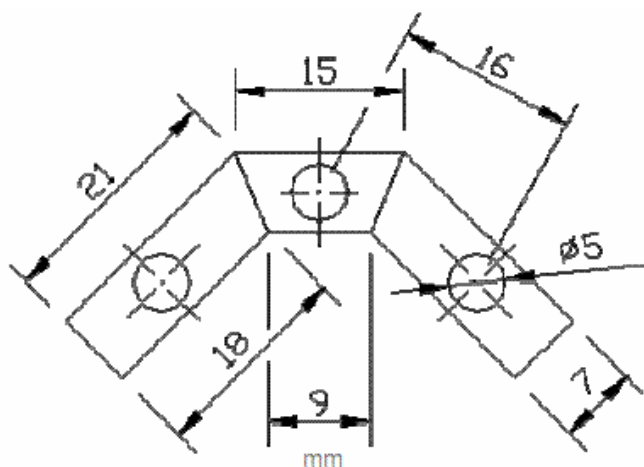
possibilidades de contaminação da região por tungstênio (Cardoso, 2007).

Utilizando equipamentos modernos, ambas a técnicas permitem que a soldagem da peça seja realizada no próprio modelo mestre, eliminando etapas antes imprescindíveis, como inclusão em revestimento e pré-aquecimento da peça, que prolongam o tempo solicitado para a realização do procedimento e introduzem variáveis importantes que podem comprometer obtenção de maior fidelidade à situação encontrada na boca. No entanto, estudos a cerca da solda TIG são escassos na literatura embora represente alternativa financeira e funcionalmente viável (Rocha, 2006, Silva, 2007), considerando que sistemas de soldagem LASER ainda são caros e inacessíveis a grande parcela dos laboratórios de prótese dentária. Portanto, gera-se a hipótese de que solda TIG possui propriedades mecânicas que se assemelham às da solda a LASER. Assim, este trabalho teve por objetivo avaliar, por meio do ensaio mecânico de resistência a flexão, o desempenho de ambas as técnicas quando aplicadas em bases metálicas do Sistema Brånemark Novum®.

## **2-Material e Método:**

### *2.a-CONFECÇÃO DO MODELO MESTRE*

Para a obtenção dos modelos, utilizou-se como referência a disposição dos implantes do sistema para protocolo Brånemark-Novum®. Foram confeccionados dois modelos em acrílico com 21mm de comprimento, 7mm de espessura e 21mm de altura. As placas de acrílico foram usinadas e unidas (Torres, 2005; Barbosa *et al.*, 2007). Para distribuição dos implantes foi usado como modelo o sistema Brånemark-Novum®



**Figura 01: Dimensões idealizadas em milímetros (mm), para a padronização dos modelos mestres, para três implantes.**

No Laboratório de Material Didático da Faculdade de Odontologia de Uberlândia, para a obtenção das matrizes em resina de poliéster contendo três implantes, estes modelos com a infra estrutura metálica foram incluídos em cera utilidade, ofertando os contornos a serem utilizados nos ensaios mecânicos (36,8 x 17,8 x 31,8mm) (Figura 2a) e moldadas com borracha de silicone (Aerojet - Brasileira

que o utilizado por Simamoto-Júnior *et al.* 2008, com três implantes posicionados na região entre os forames mentonianos, sendo dois mais externos próximos aos forames e um central na região de sínfise mentoniana (Brånemark *et al.*, 1999; Parel, 2002; Henry *et al.*, 2003; Engstrand *et al.*, 2001; Engstrand *et al.*, 2003; Parel & Triplett, 2005; Simamoto-Júnior *et al.*, 2006; Smet *et al.*, 2007; Simamoto-Júnior *et al.*, 2008).

de Fiberglass - LTDA). Após vinte quatro horas o molde obtido foi então separado das matrizes e os pilares foram parafusados. A resina de poliéster (Aerojet - Brasileira de Fiberglass - LTDA) foi manipulada e vertida sobre o molde com análogos de implantes devidamente parafusados como visto nas figuras abaixo (Figura 2b). Foram construídos dois moldes, um para as amostras de 3,75mm e



outro de 5,00mm de diâmetro. Após a polimerização da resina, o modelo foi

separado do molde para realização de acabamento e polimento.

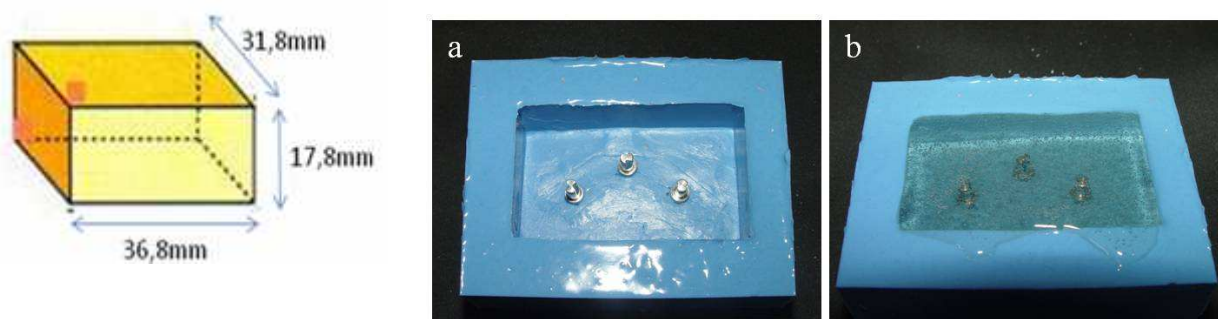


Figura 02: a) Desenho mostrando as dimensões propostas para o modelo mestre; b e c) Molde de silicone desenvolvido para obtenção das matrizes em resina de poliéster.

## 2.b-CONFECÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS METÁLICAS

Foram confeccionadas no total doze infra-estruturas em titânio, com dois braços distais. As seis estruturas do Grupo Regular ( $\varnothing$  3,75mm) foram divididas em:

três infra-estruturas soldadas a LASER (GRL) e três infra-estruturas soldadas pelo sistema TIG (GRT), com seis barras distais cada a serem testadas. A mesma divisão se repete com as seis infra-estruturas do Grupo Largo ( $\varnothing$  5,00mm), GLL e GLT, conforme quadro 01.

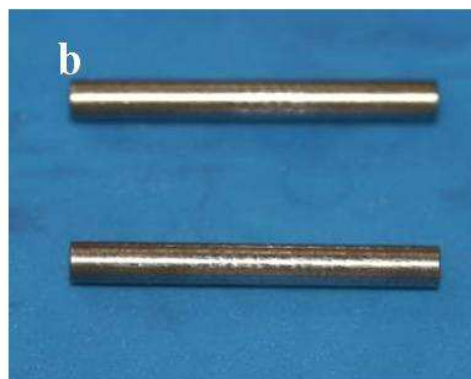
Quadro 1: Grupos experimentais testados.

	GLL	GLT	GRL	GRT
Plataforma dos análogos	5 mm	5 mm	4,1 mm	4,1 mm
Número de implantes	3	3	3	3
Diâmetro dos implantes	5 mm	5 mm	3,75 mm	3,75 mm
Diâmetro das barras distais	3 mm	3 mm	3 mm	3 mm
Número de barras distais	6	6	6	6
Número de infra-estruturas	3	3	3	3
Processo de soldagem	LASER	TIG	LASER	TIG

Utilizou-se para isto, barras de Titânio (400304, Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) medindo 3mm de diâmetro (Markarian *et al.*, 2007, Silveira Júnior, 2006 Simamoto Júnior, 2008) e 18 pilares tipo UCLA de Titânio 4,1mm



diâmetro de (055024, Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) e 18 pilares UCLA de Titânio 5mm de diâmetro (055034, Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) (Markarian *et al.*, 2007) (Figura 3a e 3b).



**Figura 03: a) Pilares UCLA Titânio de 5 e 4,1mm de diâmetro respectivamente; b) Barras de Titânio de 3mm de diâmetro.**

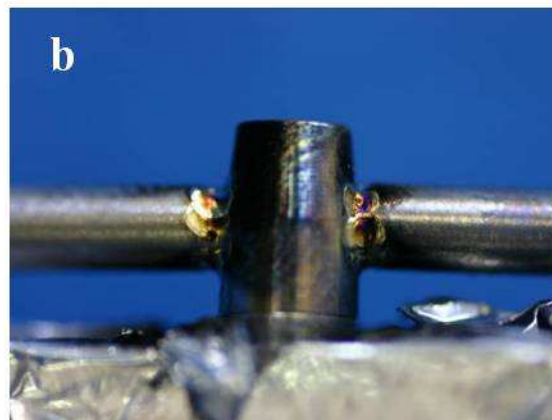
Anteriormente ao procedimento de soldagem, as barras de Titânio foram delimitadas com paquímetro digital (Digimatic 700-113 – Mitutoyo Corporation – Japão), seccionadas com disco de carborundum (Dentorium – NYU – EUA) acoplado a motor elétrico de bancada (Kedel – Porto Alegre - RS – Brasil). Para adaptação nos espaços destinados a cada grupo, foram realizadas nas extremidades de cada barra conformações côncavas objetivando facilitar execução da técnica de soldagem (Hart & Wilson, 2006). Para a região de cantilevers, braços em balanço ou braços suspensos, o comprimento de corte das barras, foi padronizado em 15mm.

### 2.c - SOLDA LASER

As barras de Titânio foram soldadas utilizando soldadora a LASER (Desktop – Dentaurum JP Winkelstroter KG, Pforzheim, Alemanha), com intuito de promover união e estabilidade entre os pilares. Esta etapa foi realizada por apenas um operador, para padronização de todo o processo de soldagem (Baboni, 2006; Barbosa *et al.*, 2007; Markarian *et al.*, 2007). Foram realizados dois pontos de solda em cada área (Figura 6a), para fixação prévia das barras. Em seguida, toda extensão de contato entre a barra e o pilar foi soldada com irradiação de múltiplos pulsos sobrepostos, com energia de 340

Volts e pulso de nove micro-segundos (ms) com foco e frequência regulados em zero (Simamoto-Júnior, 2008). Houve

sobreposição de 50% dos feixes LASER (Figura 4b).



**Figura 04:** a) Soldagem LASER; b) Aspecto das barras soldadas aos pilares de titânio.

#### 2.b.b- SOLDA TIG

As barras de Titânio foram soldadas utilizando equipamento de soldagem TIG (Solda Plasma Micromelt-EDG, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 5a), esta soldagem foi realizada no Laboratório de Prótese Fixa da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia e, da mesma forma, etapa foi realizada por apenas um operador, para padronização de todo o processo de soldagem (Baboni, 2006; Barbosa *et al.*, 2007; Markarian *et al.*, 2007). O eletrodo utilizado foi fornecido pela EDG-Equipamentos. Ele possui tungstênio com adições de óxido de tório, o que lhes confere maior capacidade de conduzir corrente e tende a apresentar arco mais

estável, com tensão ligeiramente menor, para um mesmo comprimento de arco que o eletrodo de tungstênio puro.

Os parâmetros utilizados na solda TIG foram: pulso 05, profundidade 03 e seis pontos de solda. O aparelho é montado com um eletrodo de tungstênio centralizado no interior de um bocal cerâmico. O eletrodo é posicionado perpendicularmente à peça a ser soldada (Figura 5b). Uma garra de aterramento deve estar em contato com a peça. O pedal é então acionado, liberando o fluxo de argônio, formando uma região livre de oxigênio, e quando liberado aciona o plasma.

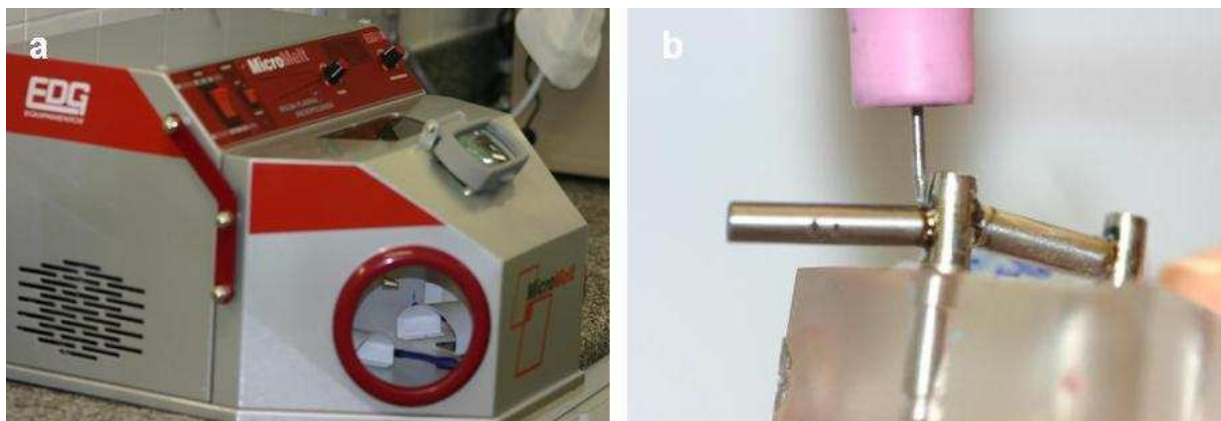


Figura 05: a) Solda Plasma Micromelt-EDG; b) Posicionamento da barra em relação ao eletrodo de tungstênio.

### 2.c- CONFEÇÃO DA MESA E PONTA DE APLICAÇÃO DE FORÇA PARA ENSAIO

Os modelos foram enviados ao Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da

UFU para planejamento e confecção do dispositivo de posicionamento e fixação da matriz na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL) (Figura 6a), e a ponta da aplicação de força (Figura 6b). Estas peças foram galvanizadas para evitar oxidação.

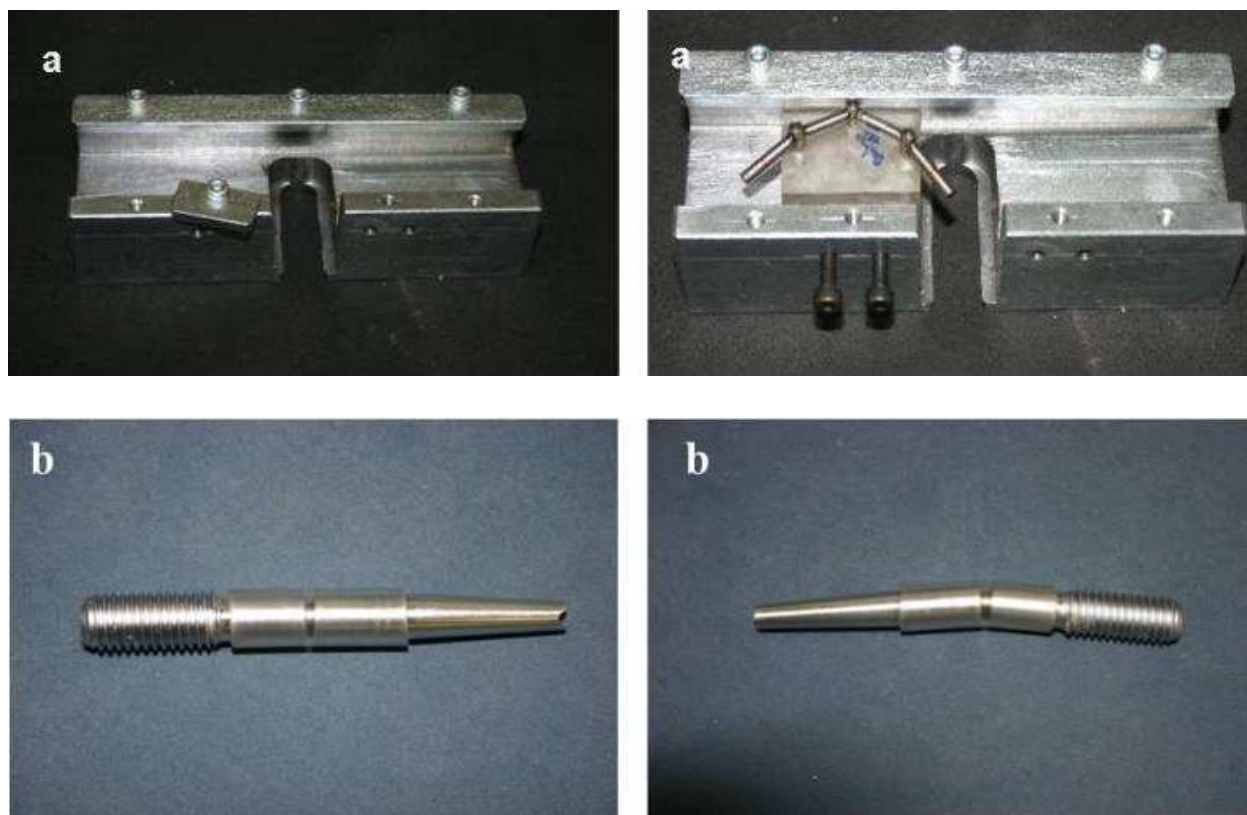


Figura 06: a) Mesa para adaptação; b) Ponta que adaptada ao EMIC aplica a força sobre a barra.

### 2.d- ENSAIO DE FLEXÃO

O ensaio de flexão foi realizado no Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica (LIPO) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, utilizando a Máquina de Ensaio Mecânico (EMIC, 2000DL) (Fig 07). As estruturas metálicas foram fixadas

aos modelos de poliéster com torque de 20N. O ensaio foi realizado com célula de carga de 500 N e velocidade de 0,5 mm/min. (Cardoso, 2007). Foi caracterizado ainda o ensaio no sentido de descida, a velocidade de retorno de 500 mm/min., limite de carga máxima de 4500N, limite de deformação de 20 mm e colapso a 20%.

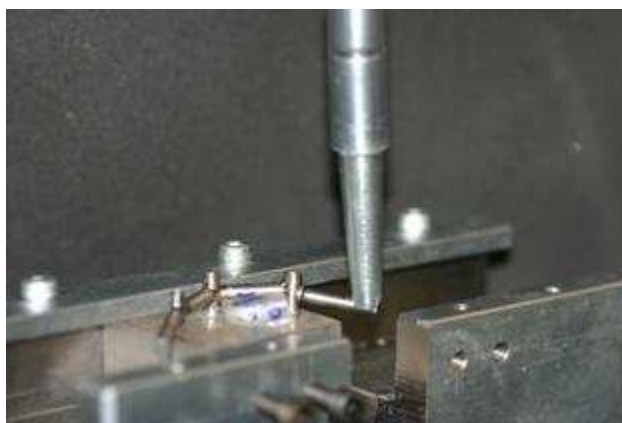


Figura 07: Teste de flexão na EMIC DL 2000.

### 2.e. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores obtidos no ensaio foram empregados em fórmula adequada para

obtenção da tensão de flexão (MPa) em corpos de secção circular:

$$TF = \frac{32 \cdot F \cdot L_1}{\pi \cdot D^3} \quad (1)$$

TF= Tensão de Flexão em Mega Pascal (MPa);

F = Força máxima em Newton (N);

L<sub>1</sub> =Distância entre o apoio e a ponta onde a força é aplicada em Milímetros (mm);

D = Diâmetro da peça em Milímetros (mm).

O dados obtidos após o emprego da equação (1) foram tratados por meio de teste estatístico: Análise de Variância – (*two way*

ANOVA), no caso de mais de três grupos e com mais de uma variável em programa de estatístico SPSS 12 para Windows.

## 2.f. ANÁLISE EM LUPA ESTERIOSCÓPICA

Após o ensaio de flexão as estruturas metálicas foram submetidas a processo de inspeção de qualidade da solda em lupa

estereoscópica acoplada a Digital Color Camera (Tecnival) sob aumento de 10 vezes.

### 3-Resultados

A partir do ensaio de resistência a flexão na máquina de ensaio mecânico

obteve-se as tabelas de força máxima (N) e deslocamento (mm) para os quatro grupos:

**Tabela 01: Valores do ensaio de resistência GLT**

Ensaio	Força (N)	Def. Max. (mm)
CP1	220	2
CP2	355	2
CP3	328	3
CP4	380	4
CP5	356	4
CP6	385	4

**Tabela 02: Valores do ensaio de resistência GLL**

Ensaio	Força (N)	Def. Max. (mm)
CP1	379	3
CP2	366	2
CP3	199	2
CP4	223	1
CP5	232	1
CP6	338	2

**Tabela 03: Valores do ensaio de resistência GRT**

Ensaio	Força (N)	Def. Max. (mm)
CP1	274	4
CP2	216	3
CP3	324	4
CP4	224	2
CP5	297	2
CP6	282	3

**Tabela 04: Valores do ensaio de resistência GRL**

Ensaio	Força (N)	Def. Max. (mm)
CP1	342	2
CP2	397	2
CP3	273	1
CP4	294	1
CP5	383	3
CP6	287	3

Os valores de Tensão de flexão podem ser visualizados nos Quadros de 2 a 5 e organizados para posterior tratamento estatístico.

**Quadro 02: Valores empregados para cálculo da Tensão de Flexão e resultados em MPa, para GRT.**

<b>GRT</b>					
C	F (N)	L <sub>1</sub> (mm)	PI	P	TF( MPa)
32	274	8,41	3,1416	27	869,3244
32	216	8,41	3,1416	27	685,3069
32	324	8,41	3,1416	27	1027,96
32	224	9,3	3,1416	27	785,8982
32	297	8,41	3,1416	27	942,2969
32	282	8,41	3,1416	27	894,7062

**Quadro 03: Valores usados para encontrar a Tensão de Flexão e resultados em MPa, para GRL.**

<b>GRL</b>					
C	F (N)	L <sub>1</sub> (mm)	PI	P	TF( MPa)
32	342	8,5	3,1416	27	1096,681
32	397	8,25	3,1416	27	1235,605
32	273	7,44	3,1416	27	766,2507
32	294	7,92	3,1416	27	878,4314
32	383	8,92	3,1416	27	1288,84
32	287	8,92	3,1416	27	965,7886

**Quadro 04: Valores usados para encontrar a Tensão de Flexão e resultados em MPa, para GLT.**

<b>GLT</b>					
C	F (N)	L <sub>1</sub> (mm)	PI	P	TF( MPa)
32	220	8,41	3,1416	27	697,9977
32	355	7,5	3,1416	27	1004,442
32	328	8,41	3,1416	27	1040,651
32	380	8,17	3,1416	27	1171,227
32	356	8,75	3,1416	27	1175,15
32	385	8,41	3,1416	27	1221,496

**Quadro 05: Valores usados para encontrar a Tensão de Flexão e resultados em MPa, para GLL.**

GLL					
C	F(N)	L <sub>1(mm)</sub>	PI	P	TF( MPa)
32	379	9,63	3,1416	27	1376,895
32	366	9,28	3,1416	27	1281,34
32	199	8,38	3,1416	27	629,1184
32	223	8,41	3,1416	27	707,5159
32	232	8,27	3,1416	27	723,8171
32	338	7,37	3,1416	27	939,7655

Os valores obtidos nos ensaios de resistência a flexão, posteriormente trabalhados pelo *two way ANOVA*, não apresentaram diferença estatística significativa para os quatro grupos

analizados, para os dois fatores de variação analisados: tipo de solda e diâmetro dos pilares. Foi utilizado índice de significância de ( $p < 0,05$ ) como visto no quadro abaixo.

**Quadro 06: Dados da análise estatística *two way Anova*, com nível de significância de  $p < 0,05$ .**

Diâmetro	Solda	Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
				Lower Bound	Upper Bound
Regular	LASER	1038,600	90,021	850,819	1226,380
	Tig	867,582	90,021	679,801	1055,363
Largo	LASER	943,075	90,021	755,295	1130,856
	Tig	1051,827	90,021	864,047	1239,608

#### 4-Discussão

A hipótese que motivou este estudo foi aceita, visto que os resultados deste trabalho apontam que solda TIG possui propriedades mecânicas que se assemelham às da solda a LASER.

Falhas no processo de soldagem são extremamente desgastantes para o profissional e para o paciente, devido ao prejuízo financeiro que acarretam. Sendo

assim, fazem-se necessários estudos como este para determinar a indicação de cada método de soldagem, de acordo com suas propriedades. É importante que o processo seja padronizado, de acordo com um protocolo, para evitar falhas no próprio processo de soldagem que tornam as próteses sujeitas a fraturas durante a mastigação. Daí a importância de protéticos que atendam às necessidades



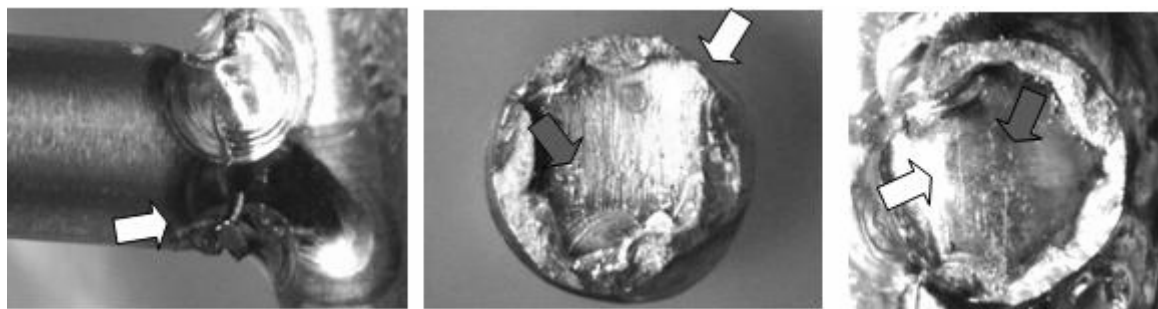
exigidas pela força mastigatória, resistindo a altas cargas oclusais, a que são submetidos.

Os resultados alcançados foram submetidos à análise estatística que não demonstrou diferença significativa entre os grupos testado, nem mesmo considerando a utilização de implantes largos e regulares. Analisando também as médias dos valores reais, observa-se alta resistência a flexão e homogeneidade dos dados obtidos.

Estudos relacionados à aplicação de solda LASER em Odontologia iniciaram na década de 70 (Gordon e Smith, 1970), e desde então vários trabalhos vêm sendo realizados, consagrando-a neste meio. Em contrapartida, estudos desenvolvidos com solda TIG são recentes, e artigos científicos a cerca deste assunto encontram-se escassos na literatura odontológica, principalmente com relação à regiões mais solicitadas, que definimos como extremos livres ou cantilevers.

Dentre os trabalhos encontrados, observa-se grande variedade de resultados tornando difícil estabelecer parâmetros de comparação direta, além da falta de padronização metodológica (Cardoso 2007).

No momento do teste não foi observado nenhuma fratura. Posteriormente, em análise em lupa estereoscópica acoplada a Digital Color Camera com aumento de 10 vezes, foram observados micro fissuras na superfície das soldas (Figura 08), facilitando assim a fratura manual para estudo do comportamento da falha. Na análise das imagens observou que tanto a solda LASER como a solda TIG, não preenchem totalmente os espaços internos, fato que pode favorecer a fratura. Nesse estudo não utilizou-se metal de adição apenas a solda em ângulo dos metais base com chanfrado tipo I (Modenesi, 2008). As maiores incidências de fraturas forçadas foram observadas nos grupos TIG.



**Figura 08:** Setas brancas: Falhas na superfície de soldagem; Setas cinzas: Grandes áreas sem preenchimento da solda.

Estudo realizado por Hart & Wilson (2006), comparando solda LASER com TIG em extremos livres não circulares de prótese sobre implante, apresentou em seus resultados após aplicação de teste de flexão, posteriormente a ciclagem mecânica, ruptura de todas as estruturas soldadas a LASER, enquanto TIG sofreu apenas deformação plástica. A diferença entre os resultados pode ser justificada pelas características das barras utilizadas, pois as barras utilizadas por estes autores foram fundidas em titânio em formato retangular, diferente das utilizadas no presente trabalho, pré-fabricadas e cilíndricas. Os autores utilizaram titânio comercialmente puro como metal de adição nas soldagens, enquanto que o presente trabalho foi realizado apenas com o metal base.

Notou-se que as peças soldadas por TIG neste estudo tiveram fratura manual forçada na ZAC enquanto Hart & Wilson (2006) observou apenas a deformação plástica no resultado das soldas TIG. A provável explicação para isso é a proteção eficaz da ZAC pelo vácuo durante a solda o que resulta na não alteração da dureza do metal da ZAC. O equipamento utilizado para solda TIG, no presente trabalho, nos permite regular apenas pulso e potencia enquanto o máquina de solda TIG

(Invertec V160-T; Lincoln Electric Company, Cleveland, Ohio) utilizado por Hart & Wilson permite regular a polarização direta da corrente do eletrodo negativo (DCEN) e possui um escudo protetor de alta pureza de argônio feita por um bico em uma tocha com vazão variável. Há liberação de um gás adicional para a proteção contínua, que forma um escudo personalizado quando ligado diretamente ao regulador de gás. Isto pode levar a uma união mais padronizada e caracterizada

Submeter as amostras à ciclagem mecânica previamente ao ensaio de flexão torna os resultados mais próximos do desempenho da peça em condições bucais, no entanto, tempo e custos despendidos neste procedimento inviabilizaram sua realização no presente estudo. Dados obtidos por meio da resistência máxima de flexão transferem um panorama aproximado em condições críticas das peças analisadas, mas não descrevem o envelhecimento do sistema. Assim os resultados não podem ser transferidos diretamente para a prática clínica e sim orientar a busca de parâmetros mais adequados quanto às etapas laboratoriais.

Cardoso (2007), ao analisar soldagem por LASER e TIG com e sem chanfro entre os corpos soldados,

verificaram que o grupo TIG sem chanfro apresenta maior resistência à flexão, seguido do grupo LASER sem chanfro e, por fim, dos grupos LASER e TIG com chanfro e material de adição (entre os quais também não houve diferença estatística). Rocha *et al.*, (2006), avaliaram por meio de testes de resistência à flexão, dois processos de soldagem distintos, LASER e TIG, na união de diferentes ligas metálicas sendo resistência à flexão dos cilindros soldados por TIG, maior que os soldados pela técnica LASER.

Quando em função, as próteses odontológicas sofrem esforços de flexão, que nada mais é que a combinação de compressão e tração, dobramento, torção e/ou cisalhamento, além da fadiga a que estão sujeitas com o uso continuado e intermitente (Cardoso, 2007). Devido a isto, optou-se pelo teste de resistência a flexão, embora grande parte dos trabalhos desenvolvidos tenha realizado testes de tração, que é válido para melhor caracterização do processo de soldagem, principalmente de equipamentos ainda em estágio de desenvolvimento no mercado nacional.

Wang *et al* em 1995 comparou quatro tipos de soldagem: LASER, TIG, radiação infravermelha e métodos de aquecimento para unir titânio puro e liga Ti-6Al-4V. Os autores verificaram que Ti-

6Al-4V apresentou significativamente maior resistência à tração que as amostras de Ti, independentemente do método de união utilizado. O grupo soldado com TIG obteve em média maior resistência à tração, seguido pelo soldado a LASER, infravermelho e métodos de aquecimento.

Em contrapartida, Mansano (2007), avaliando resistência à tração de peças submetidas a três diferentes métodos de soldagem, observou que solda LASER apresentou valores de resistência estatisticamente superior em relação aos grupos convencional e TIG, os quais não diferiram estatisticamente entre si. No entanto, ele concluiu que ambos os métodos de soldagem podem ser indicados, pois tiveram resultados altamente satisfatórios. Com relação a valores o presente estudo não conseguiu observar diferença estatística significante ( $p < 0,05$ ), entre os grupos LASER e TIG, contudo um grande número de fraturas forçadas posteriormente aos ensaios mecânicos nos grupos TIG, chamam a atenção para a otimização de critérios técnicos e científicos na elaboração desse processo de soldagem.

Os trabalhos de Wang, Mansano, Cardoso e Hart & Wilson, apesar de apresentarem pequena diferença entre os valores de resistência, mostraram que a solda TIG pode ser utilizada nas

reabilitações como já havia sido afirmado em 1998 por Taylor *et al.*, que compararam força e propriedades de união em diversas peças soldadas em atmosferas de argônio utilizando liga Ti-6Al-4V. Concluíram que soldagem de ligas de titânio fundido em atmosfera argônio parece ter confiável eficiência para o laboratório, produzindo resultados previsíveis, embora os procedimentos devam ser rigorosamente controlados para minimizar efeitos de calor e contaminação de oxigênio.

A aquisição do equipamento de solda TIG tem custo mais acessível quando comparado ao de solda LASER, o que diminui o valor agregado da reabilitação. Contudo, apesar de ter eficácia comprovada cientificamente, baseado neste trabalho e na literatura revisada, podemos afirmar que o processo exige destreza do operador. De acordo com Hart & Wilson (2006), sua resistência depende da efetividade do argônio na zona afetada pelo calor e do processo de refrigeração da solda.

Verificou-se que os pilares regulares, tanto no GRT quanto no GRL, sofreram deformação durante o ensaio de flexão antes da fratura da barra, podendo ser uma causa de insucesso das estruturas que apóiam a prótese sobre implante em condições clínicas. No entanto, para tecer

maiores afirmações a este respeito outros trabalhos devem ser desenvolvidos, visto que o ocorrido pode estar relacionado com a geometria do pilar ou o local de aplicação da solda.

Ainda, artigos científicos que descrevam a manipulação dos equipamentos de solda TIG, bem como a caracterização dada à solda obtida, são escassos na literatura. O próprio fabricante é omissivo quanto a isto, pois não disponibilizando de forma clara tais instruções. Dessa forma, estudos futuros devem ser realizados a fim de determinar a melhor configuração de solda para confecção destes trabalhos protéticos, no que tange a pulso e profundidade de solda.

## **5-Conclusão**

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que o tipo de solda não influenciou no aumento de resistência nas barras distais, bem como o acréscimo no diâmetro dos pilares. Assim os dados mostram se favoráveis a aplicação da solda TIG na confecção de infra-estruturas protéticas em comparação a solda LASER.

## **6-Agradecimentos**

Os autores agradecem ao CNPq (Projeto: D-002/2008) pelo apoio financeiro necessário à realização desta

pesquisa. Ao Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica (LIPO) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU), na pessoa do Professor Dr. Carlos José Soares, ao Laboratório de Projetos Mecânicos “Hener Alberto Gomide” e ao

Laboratório de metalurgia e cerâmica da Escola Técnica de Saúde (ESTES). Ao Prof. Dr. Paulo César Freitas Santos Filho pela colaboração na análise estatística desse estudo.

### 7-Referências bibliográficas

1. ALVES, BP. Análise da adaptação de estruturas de prótese sobre implantes pré-fabricados ou fundidos em titânio, antes e após soldagem a LASER. Piracicaba (SP): Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2003.
2. ANUSAVICE, Kenneth J. Phillips – Materiais Dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.
3. ANUSAVICE, K.J.; OKABE, T.; GALLOWAY, S. E.; HOYT, D. J.; MORSE, P. K. Flexure Test Evaluation of Presoldered Base Metal Alloys. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 54, n. 4, p. 507-517, 1985.
4. BABONI, C.R. Análise fotoelástica do efeito da eletroerosão e seqüências de apertos de parafusos em infra estrutura implanto suportadas [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.
5. BARBOSA, G.A.S; BERNARDES, S.R; MATTOS, M.G.C; NEVES, F.D;
6. RIBEIRO, R.F. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. Cienc. Odontol. Bras. 2007; 10 (1):84-89.
7. BERG, E; WAGNER, W.C; DAVIK, G. DOOTZ, E.R. Mechanical properties of LASER-welded cast and wrought titanium (J Prosthet Dent 1995;74:250-7.
8. BEZERRA, RM; SOUZA, PMRD; RAMIRES, I. Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c.p. soldado a LASER utilizando em prótese sobre implantes. Eclét. Quím. vol. 24 São Paulo, 1999.
9. BLUSTEIN, R. et al. A reliable technique of post soldering of nonprecious ceramic units. J. Prosth. Dent., v.36, n.1, p.112-4, jul. 1976.
10. BRANEMARK P-I. Osseintegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983; 50 (3): 399-410
10. CAMPOS, L.E.C. Análise físico-química e biológica de duas superfícies de implantes osteointegráveis de uso

- odontológico. 2007. 138p. Dissertação (Mestrado) – Universidade Veiga de Almeida, Mestrado em Odontologia, Reabilitação Oral, Rio de Janeiro.
11. CARDOSO, L.M. Avaliação da resistência à flexão de liga de titânio submetida a soldagens LASER e TIG, visando prótese dentária. 2007. 126p. Dissertação de mestrado, Instituto de pesquisas energéticas e nucleares – LASERs em odontologia, São Paulo.
  12. CRAIG, R.G. et al. Restorative dental materials. 10.ed. Saint Louis: Mosby, 1997. Cap.15: Cast and wrought base metal alloys, p.428-432.
  - 13.
  14. ELIASSON, A; PALMQYIST, S.; SYENSON, B; Five-year results with fixed complete arch mandibular prostheses supported by 4 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15: 505-510.
  15. ENGSTRAND, P; NANNMARK, U; MARTENSSON, L; GALEUS I; BRANEMARK, P.I. Brånemark PI. Brånemark Novum: Prosthodontics and dental laboratory procedures for fabrication of fixed prosthesis on the day of surgery. *Int J Prosthodont*; 2001. 14 (4): 303-9.
  16. ENGSTRAND, P; GRONDAHL, K; OHRNELL, L.O; NILSSON, P; NANNMARK, U; BRANEMARK, P-I. Prospective follow-up study of 95 patient's whit edentulous mandibles treated according to the Brånemark Novum concept. *Clin. Implant Dent Relat Res*. 2003; 5(1): 3-10.
  17. FARIA, A. C. L. Estudo da Biocompatibilidade de Ligas Metálicas Odontológicas e do Ti cp Obtidos por Fundição. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. 2005
  18. FRAGA, AF; DOS SANTOS, ML.; DE FILHO, EA.; GUASTALDI, ACA Comparative Study of TIG and LASER Weld Joints using Commercial Purity Titanium Used in Prosthesis Supported by Implants. *Soldagem e Inspeção*. Vol. 12, no. 3, pp. 188-194. July-Sept. 2007.
  19. GORDON, T. E.; SMITH, D. L. LASER Welding of Prostheses – An Initial Report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 24, n. 4, p. 472-476, 1970.
  20. HART, CN; WILSON, PR. Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 2006; 96:25-36.
  21. HART, C.N, WILSON P.R. Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 2006; 96: 25-36.

22. HENRY, P.J.; VAN, S.D.; BLOMBACK, U. et al. Prospective multicenter study on immediate rehabilitation of edentulous lower jaw according to the Branemark Novum Protocol. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003; 5(3):137-142.
23. LIU, J; WATANABE, I; YOSHIDA, K; ATSUDA, M. Joint Strength of LASER-welded titanium. *Dental materials*. 2002.18.143-148.
24. MARQUES, P.V. Tecnologia da soldagem. Belo Horizonte: ESAB, 1991.
25. MODENESI, P.J.; Terminologia Usual de Soldagem e Símbolos de Soldagem. UFMG - Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. Belo Horizonte, 2008.
26. MANSANO, R.A.S. Efeitos de diferentes tipos de soldagem na resistência a tração de estruturas de Ni-Cr. Bauru, SP. 2007. (Mestrado- Área de Reabilitação Oral) Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo.
27. MARKARIAN, R.A; UEDA, C; SENDYK C.I; LAGANÁ, D; SOUZA R.M. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007; 16: 117-122.
28. ÖZEN, J.; URAL, A. U.; DALKIZ, M.; BEYDEMIR, B. Influence of Dental Alloys and All-Ceramic Material on Cell Viability and Interleukin-1 Beta Release in a Three- Dimensional Cell Culture Model. *Turkish Journal of Medical Sciences*, n. 35, p. 203-208, 2005.
29. PAREL S.M. A system for definitive restoration of single-stage implants in one day. *Dent Today*. 2002; 21(2): 106-111.
30. PAREL, S.M, TRIPLETT, R.G. Rescue procedure for the Brånemark Novum protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 19 (3): 421-424.
31. ROCHA, R.; PINHEIRO, A. L. B.; VILLAVERDE, A. B. Flexural Strength of Pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr Alloys submitted to Nd: YAG LASER or TIG Welding. *Brazilian Dental Journal*, Ribeirão Preto, v. 17, n. 1, p. 20-23 , 2006.
32. RUBENSTEIN, J. E. Stereo LASER-Welded Titanium Implant Frameworks: Clinical and Laboratory Procedures with a Summary of 1-Year Clinical Trials. *J Prosthet Dent*, v. 74, n. 3, p. 284-293. 1995.
33. SADOSWSKY, S.J; CAPUTO A. Stress transfer of four mandibular

- implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 328-36.
34. SILVA, J. Avaliação da Resistencia flexural entre diferentes métodos de soldagem: chama direta – TIG-LASER. 2007. 109p. Dissertação de mestrado, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
35. SILVA, R.R; MORE, H.C; EMBACHER FILHO. Protocolo do tipo Branemark com carga precoce sobre três implantes. Disponível: [http://www.emfils.com.br/emfils/downloads/carga\\_precoce.pdf](http://www.emfils.com.br/emfils/downloads/carga_precoce.pdf). Acesso em: 15/06/2009
36. SILVEIRA JÚNIOR, C.D; Influência do torque, previamente à soldagem a LASER, no ajuste vertical de infra-estruturas metálicas sobre implantes. Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, 2006. 131f.
37. SIMAMOTO JÚNIOR, P.C. Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alteração do número e diâmetro das fixações. 2008. (Tese Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.
38. SIMAMOTO JÚNIOR, P.C; DAVI, L.R.; GOMES, V.L; NOBILO, M.A.A. Immediate function in the edentulous mandible: replacement of a lost implant using prefabricated guides. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):161-4.
39. SJÖGREN, G.; ANDERSSON, M.; BERGMAN, M. LASER Welding of Titanium in Dentistry. *Acta Odontologica Scandinavica*, v. 46, p. 247-253, 1988.
40. SMET, E.D; DUYCK, ; SLOTEN, J.V; JACOBS, R; NAERT, I; Timing of loading – Immediate, early, or delayed – in the outcome of implants in edentulous mandible: A prospective clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22: 580-594
41. SOUSA, A.S; NOBILO M. A. A; HENRIQUES, G. E. P; MESQUITA, M. F. Passive fit of frameworks in titanium and palladium–silver alloy submitted the LASER welding. *J Oral Reab.* 2008; 35:123–127.
42. STEINMAN, R.R. Warpage produced by soldering with dental solders and gold alloys. *J. Prosthet. Dent.*, v.4, n.3, p.384-95, may. 1954.
43. TAIRA, M.; MOSER, J. B.; GREENER, E. H. Studies of Ti Alloys for Dental Castings. *Dental Materials*, v. 5, n. 1, p. 45-50, 1989.
44. TAYLOR, JC; HOUDRUM, OS; PRASAD, A. Effects of joint configuration for the arc welding of



- cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. *J. prosth. Dent.* 1998; 79 (3): 293-7.
45. TEHINI, G. E.; STEIN, R. S. Comparative Analysis of Two Techniques for Soldered Connectors. *J Prosthet Dent*, v. 69, n. 1, p. 16-19. 1993.
46. TORRES, E.M. Estudo da correlação da adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por infra-estruturas fundidas em mono-bloco – análise fotoelástica [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade do Estado de São Paulo/Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2005.
47. VAN STEENBERGHE, D. *et al.* The immediate rehabilitation by means of a ready-made final fixed prosthesis in the edentulous mandible: a 1-year follow-up study on 50 consecutive patients. *Clin Oral Impl Res.* 2004; 15: 360-365.
48. VASCONCELOS, L.W *et al.* Função imediata em mandíbula: simplificação da técnica. *Implant News.* 2005; 2 (2): 149-52.
49. WANG, R.R., WELSCH, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, LASER welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent.*, Saint Louis, v.74, n.5, p.521-530, Nov. 1995.
50. YAMAGISHI, T., ITO, M., FUJIMURA, Y. Mechanical properties of LASER welds of titanium in dentistry by pulse Nd: YAG LASER apparatus. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.70, n.3, p.264-273, Sept. 1993.