

Avaliação da resistência à flexão em ligas de Titânio (Ti6Al4V) soldadas com diferentes configurações pelo processo plasma

LUIZA DE ANDRADE LIMA CAVALCANTE¹,

JOÃO PAULO LIRA E SILVA²,

VERIDIANA RESENDE NOVAIS³,

FLÁVIO DOMINGUES DAS NEVES³,

ALFREDO JÚLIO FERNANDES NETO³,

CLEUDMAR AMARAL ARAÚJO⁴,

PAULO CEZAR SIMAMOTO JÚNIOR⁵

Resumo

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. Este trabalho teve por objetivo avaliar, por meio do ensaio mecânico de resistência à flexão, propriedades mecânicas de barras de Ti-6Al-4V de 3,18mm de diâmetro (Realum, Indústria e Comércio de Metais Puros e Ligas LTDA, São Paulo, Brasil) soldadas em diferentes condições para determinar os parâmetros ótimos na utilização da máquina de solda plasma (Solda Plasma Micromelt-EDG, São Carlos, SP, Brasil). Os 20 corpos de prova (n=5) foram divididos em: Grupo Controle (GC) constituídos por barras intactas da liga; Grupo 10 (G10) utilizando regulagem do equipamento em profundidade 3A e pulso 10ms; Grupo 12:

1. Acadêmica do Curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Bolsista do Programa de Iniciação Científica do CNPq 2009-2010 – D-002/2009(08/2009-07/2010)
2. Mestrando 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 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.

profundidade 3A e pulso 12ms (G12); Grupo 14 (G14): profundidade 3A e pulso 14ms, sendo que todos foram soldados com solda plasma e a variação seguiu recomendação do fabricante. Após a soldagem, as barras foram submetidas ao teste de flexão por compressão pela aplicação de força perpendicular sobre a solda. Valores máximos de flexão foram obtidos e analisados em fórmula para obtenção da tensão de flexão (MPa) para os corpos de secção circular posteriormente submetidos aos testes estatísticos Dunnett e Tukey, em programa estatístico SPSS 12 para Windows com índice de significância de ($p < 0,05$). Diferença estatisticamente significativa apenas entre os grupos testados e o grupo controle foi encontrada. Concluímos que alterações na regulação de pulso para união de infraestruturas protéticas não influenciaram a resistência à flexão das áreas soldadas.

Palavras chaves: Implantes dentários, Força máxima, Soldagem TIG (tungstênio gás inerte), Titânio.

Abstract

The search for new welding techniques is important to improve the preparation of fixed prostheses, ensuring accuracy, quality, strength and longevity for the oral rehabilitation. This study evaluated the flexural strength (3-point bending test) of Ti-6Al-4V bars with 3.18mm in diameter (Realum, Industry and Trade of Pure Metals and Alloys LTDA, Sao Paulo, Brazil) welded under different conditions to determine the optimal parameters in the use of plasma welding machine (welding Plasma Micromelt-EDG, São Carlos, SP, Brazil). The 20 specimens were divided in 4 groups (n=5): control group (CG) consisting of intact bars of titanium alloy, Group 10 (G10) using the regulation of the equipment 3A depth and 10ms pulse, Group 12: 3A depth and 12ms pulse (G12), Group 14 (G14): 3A depth and 14ms pulse which were welded with plasma welding and the variation followed the manufacturer's recommendation. After welding, the bars were subjected to the 3-point flexural strength test, maximum bending values (MPa) were obtained and analyzed in the formula to achieve the failure load for specimens of circular section. The data were submitted to test Dunnett e Tukey in SPSS 12 for Windows with 5% of significance level which demonstrated difference only between the tested groups and the control group. It was conclude that changes in the depth regulation concerning the union of prosthetic infrastructure did not influence the failure load of welded areas.

Key words: Dental implants, Maximum strength, Laser welding, Tungsten inert gas welding (TIG), 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.*, 2007).

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 (BRANEMARK *et al.*, 1983). 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).

O assentamento passivo de peças protéticas tipo monobloco é algo extremamente difícil de ser conseguido. Devido a isso, realiza-se soldagem sempre que há necessidade de união entre componentes metálicos, seja em próteses fixas ou removíveis, sobre dentes e/ou implantes, a fim de solucionar problemas de adaptação (FRAGA *et al.*, 2007; BEZERRA *et al.*, 1999).

A confecção de estruturas protéticas para adaptação sobre implantes e pilares 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). Deste modo, determinar o efeito que a técnica empregada para soldagem tem sobre o desempenho destas peças quando em função se torna de fundamental importância (HART & WILSON, 2006; SOUSA *et al.*, 2008).

Segundo SOUZA *et al.*, 2000, a soldagem pode ser definida como sendo o processo de união de materiais usados para obter a fusão de metais e não-metais, produzida por aquecimento até uma temperatura adequada, com ou sem utilização de metal de adição, permitindo a homogeneidade de suas propriedades físicas e mecânicas. A técnica de soldagem é um procedimento bastante empregado em odontologia e que, se realizada com cuidado, reduz possíveis falhas durante a fabricação da estrutura metálica melhorando a adaptação e distribuição de forças, minimizando traumas ou falhas nos implantes ou nas próteses sobre os mesmos.

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 restringe distorções a pequena região de solda. 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 (TiO₂), 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 (ligh 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 de 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.

O processo de solda plasma consiste no aquecimento do material por meio de um gás ionizado em alta temperatura, e pode ser usado para soldar materiais metálicos com excelente controle e custo de equipamento relativamente baixa (CARY, 1998). 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 as 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 plasma 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 plasma possui propriedades mecânicas que se assemelham às da solda a LASER.

Embora vários métodos tenham sido utilizados para avaliação das propriedades físicas e mecânicas do titânio soldado, como ensaio de microdureza, rugosidade, resistência à deflexão e resistência à tração, a maioria dos estudos encontrados na literatura avalia as juntas soldadas por meio de ensaio de resistência à tração (SJOGREN *et al.*, 1988; TAIRA *et al.*, 1989; BERG *et al.*, 1995; WANG E WELSCH, 1995; NEO *et al.*, 1996; CHAI e CHOU, 1998; BERTRAND *et al.*, 2001; GABRIELLI, 1999; LIU *et al.*, 2002; BOTEGA, 2005; MANSANO, 2007). Na cavidade oral, as próteses odontológicas sofrem esforços de flexão (combinação de compressão e tração), dobramento, torção e/ou cisalhamento, além da fadiga a que estão sujeitas com o uso continuado e intermitente. Sendo assim, obter informações a partir de avaliações que se aproximem mais da situação *in vivo* seria, no mínimo, enriquecedor (CARDOSO, 2007).

Em razão das dificuldades envolvidas na união do titânio por soldagem e do alto custo do equipamento de solda a laser, estudos prévios demonstraram que é possível soldar o titânio pelo método TIG (Tungstein Inert Gas) (WANG e WELSCH, 1995, GABRIELLI *et al.*, 2000; HART & WILSON, 2006; ROCHA *et al.*, 2006; CARDOSO, 2007; ATOUI, 2008; CAVALCANTE *et al.*, 2009), que se apresenta como uma alternativa financeira e funcionalmente viável.

As próteses dentárias fixas estão sujeitas basicamente a três tipos de tensões: tração que ocorre na porção gengival dos pânticos nas próteses logo abaixo do local de aplicação das forças; tensões de compressão que ocorre na face oclusal desta prótese sendo que o local de maior concentração de tensões se localiza no local de aplicação da força e tensões de cisalhamento geradas próximas aos dentes pilares (CAPUTO, 1987; SILVA, 2007). Segundo ANUSAVICE *et al.* (1985) e CHAVES *et al.* (1998), testes de tração são os mais usuais na avaliação da efetividade em soldagens, entretanto esforço de flexão é o principal esforço sofrido por uma prótese odontológica durante seu uso clínico e, nesse caso, um ensaio mecânico de resistência à flexão deveria ser a primeira escolha.

Dessa forma, buscando-se aproximar cada vez mais as situações experimentais das situações reais (in vivo) e o melhor desempenho possível, do ponto de vista técnico, poder-se-á encontrar respostas mais coerentes e contribuir na melhoria da qualidade dos trabalhos de prótese, na odontologia e, conseqüentemente, na qualidade de vida do paciente usuário de prótese. Para tanto, um método passível de ser empregado na avaliação da resistência à flexão é o dobramento por apoio em três pontos, com aplicação de carga no ponto central, região da soldagem (CARDOSO, 2007). Ainda são poucos os trabalhos na literatura empregando ensaio de flexão por apoio em três pontos para avaliações relativas a soldagens em metais e ligas utilizados em odontologia.

A qualidade dos resultados obtidos com a técnica de soldagem a LASER varia na dependência de parâmetros físicos (como energia, duração de pulso, taxa de repetição, diâmetro do feixe) e humanos (habilidade técnica do operador, visão e conhecimento técnico sobre o equipamento) empregados, além da já salientada questão proporção soldada versus não soldada da secção transversal da peça, ou, em outras palavras, profundidade de penetração da solda. (BERTRAND *et al.*, 2004; CARDOSO, 2007).

Contudo, não encontramos registros de trabalhos que nos permita selecionar as condições adequadas para obter suficiente penetração e o parâmetro de configurações mais adequadas para a soldagem a plasma e não muito bem estabelecida. O ideal é que as soldas atingissem toda a espessura do metal e como a máquina para soldagem plasma (Solda Plasma Micromelt – EDG – Brasil) permite a variação de pulso, tempo que o plasma é produzido, e profundidade, intensidade da corrente elétrica que formará o plasma e conseqüentemente a profundidade da soldagem é necessário encontrar os parâmetros ótimos da soldagem plasma.

Assim, este trabalho teve por objetivo avaliar, por meio do ensaio mecânico de resistência a flexão, à resistência flexural de barras de Ti-6Al-4V de 3,18mm de diâmetro (Realum, Indústria e Comércio de Metais Puros e Ligas LTDA, São Paulo, Brasil) soldadas em diferentes condições de pulso. A hipótese formulada é que o aumento do pulso influencia a resistência flexural de infraestruturas de titânio soldadas pelo método plasma.

2-Material e Método:

2.a-Grupos estudados

Quatro grupos (n=5) foram avaliados: Grupo Controle (GC) constituídos por barras intactas da liga; Grupo G10 utilizando regulagem do equipamento em profundidade 3 (A) e pulso 10 (ms); Grupo G12: profundidade 3 (A) e pulso 12 (ms); Grupo G14: profundidade 3 (A) e pulso 14 (ms). Nos 3 grupos experimentais a solda foi feita por meio de técnica Plasma (Solda Plasma Micromelt – EDG – Brasil) seguindo as recomendações do fabricante para ligas de titânio. O pulso se refere ao tempo de duração do plasma produzido e a profundidade da soldagem é definida pela intensidade da corrente elétrica que formará o plasma.

Quadro01: Grupos estudados

Grupo	Composição das barras	Comprimento e diâmetro dos corpos de prova	Profundidade (A)	Pulso (ms)
GC	Ti6Al4V	40x3mm	-	-
G10	Ti6Al4V	40x3mm	3	10
G12	Ti6Al4V	40x3mm	3	12
G14	Ti6Al4V	40x3mm	3	14

2.b Preparo das barras

Os corpos de prova foram obtidos a partir de barras pré-fabricadas de Ti6Al4V grau 5 (REALUN – Industrias e Comércio de Metais Puros e Ligas LTDA.) com 3,18 mm de diâmetro. 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) sob refrigeração, a ar, para minimizar possíveis distorções no material. As barras foram seccionadas para obtenção de corpos de prova com 40 mm de comprimento para o grupo controle e barras com 22 mm de comprimento para serem soldadas e constituírem os corpos de prova dos grupos experimentais. As barras dos grupos experimentais foram cortadas com 22 mm, pois após a secção inicial ficam espículas que dificultam a soldagem e que ao serem desgastadas diminuem o comprimento das barras, posteriormente às foram desgastadas até estarem sem espículas e com comprimento de 20 mm. Após o corte e as devidas adaptações, as barras foram colocadas em aparelho de ultrassom com água destilada (Eurofarma) por 5 minutos para limpeza da superfície (WANG e WELSCH, 1995).



Figura 01: Paquímetro digital, marcando a medida final após desgastes.

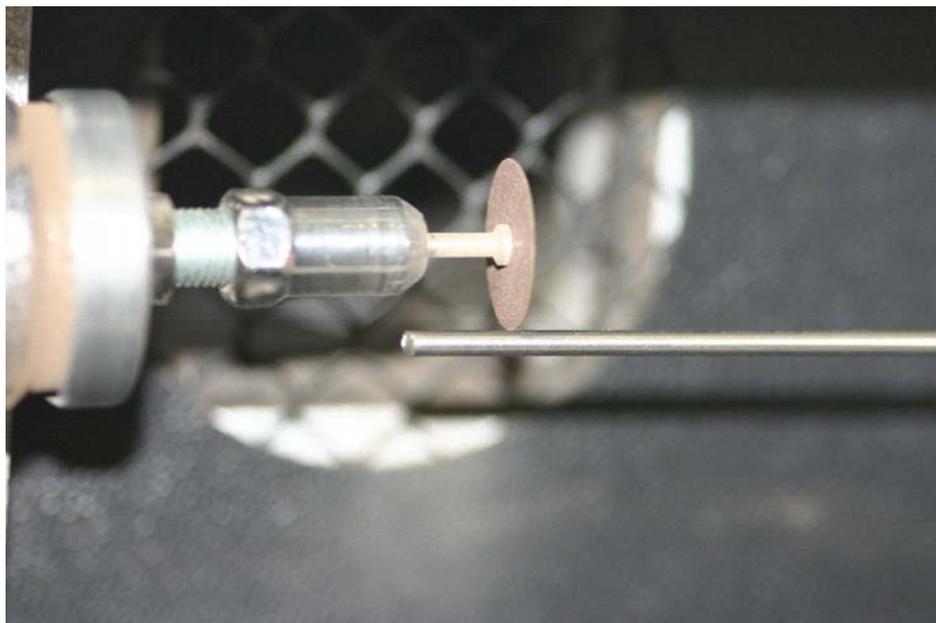


Figura 02:Secção de barra cilíndrica de titânio com disco de carborundum.

2.c-Soldagem

As barras foram fixadas por meio de dispositivo confeccionado no Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, que permite a padronização da posição de soldagem para os grupos experimentais (CARDOSO, 2007).

Para soldagem plasma, na extremidade lateral do corpo de prova é posicionada garra que forma o polo positivo, uma vez que o polo negativo é conectado ao eletrodo de tungstênio da máquina de solda plasma. O dispositivo acionado abre o arco elétrico, automaticamente o fluxo de gás argônio grau 4,5 (99,995% de pureza) (UENO *et al.*, 2001; CAVALCANTE *et al.* 2009) é liberado formando região livre de oxigênio. Após o acionamento do arco e verificação do local correto da soldagem, o pedal da máquina é acionado para disparar a descarga elétrica que realiza a soldagem. Terminado o disparo, o arco elétrico será desativado automaticamente, permanecendo ainda uma vazão de argônio por 2,0 segundos. A máquina apresenta um eletrodo de 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 (CAVALCANTE *et al.*, 2009).



Figura 03: Máquina de solda Plasma Micromelt.



Figura 04: Dispositivo de fixação das barras para soldagem.



Figura 05: Posicionamento das barras e dispositivo de fixação para soldagem na máquina, com as garras que formam o arco elétrico e a eletrodo de tungstênio.

2.d- Confecção da mesa para ensaio

O Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica a UFU planejou e confeccionou o dispositivo de posicionamento e fixação das infraestruturas na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL) e a ponta da aplicação de força. Estas peças foram galvanizadas para evitar oxidação. O dispositivo para ensaio de flexão apresenta distância entre os apoios de 20 mm (ANUSAVICE *et al.* 1985; UENO,1993; YAMAGISHI *et al.*,1993) e cilindros de

apoio da base possuíam 3 mm de diâmetro. Esta padronização permite a reprodução do estudo e diminui as variáveis que podem influenciar os resultados.

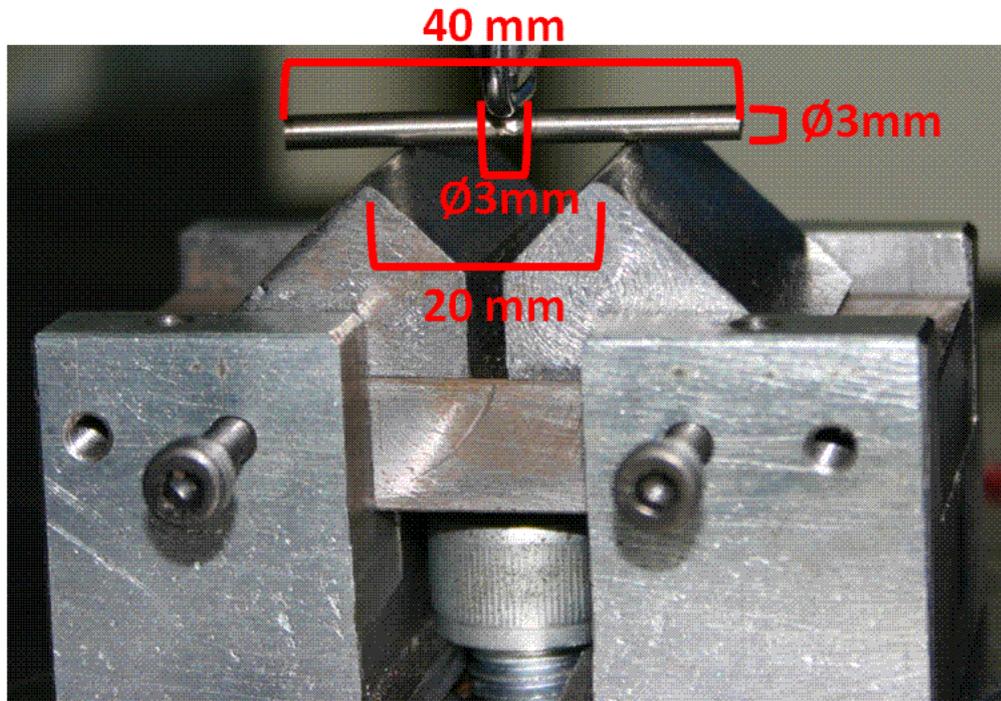


Figura 06: Mesa para ensaio de flexão de três pontos

2.e-Ensaio Mecânico

Na máquina de ensaio mecânico EMIC 2000DL do Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica (LIPO) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia foi realizado ensaio de flexão de três pontos. A célula de carga utilizada foi de 500 N e velocidade de 0,5mm/min, mesma (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 e colapso a 20%. O ensaio foi considerado finalizado com a fratura ou com a deformação plástica/permanente da barra, respeitando deslocamento máximo de 5 mm durante o ensaio. A transmissão da força foi feita por intermédio de uma ponta de aço com 3,0 mm de diâmetro que entrava em contato com o local da solda que era posicionada no centro do espaço entre os apoios (SILVA, 2007).



Figura 07: Posicionamento da mesa e da ponta aplicadora de força na EMIC.

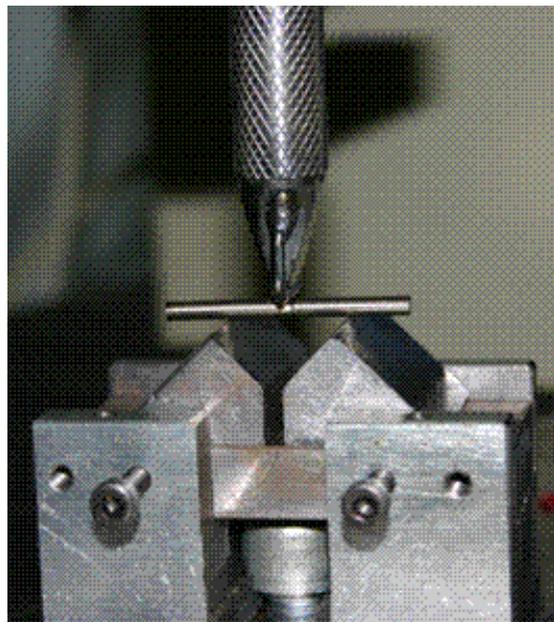


Figura 08: Ponta aplicadora de força colocada sobre a solda e no centro do espaço entre os apoios.

2.e. Cálculo da tensão de flexão

Foi empregada a fórmula para obtenção da tensão de flexão (em MPa) em corpos de secção circular:

$$TF = \frac{8 \cdot Q \cdot L}{\pi D^3} \quad (1)$$

Onde:

TF= tensão de flexão (Mpa);

Q= carga de fratura ou limite elástico (N);

L= distância entre apoios da base (mm);

D= diâmetro da peça (mm)

π = constante 3,14

2.f. Análise estatística

Os dados obtidos após o emprego da equação (1) foram tratados por meio de teste estatístico: Os dados foram analisados em programa de estatístico SPSS 12 para Windows, submetidos ao teste de normalidade, comparação dos grupos experimentais com o controle com teste de Dunnett e posteriormente a comparação das médias dos grupos experimentais aos pares foi realizada pelo teste de Tukey. Consideraram-se significativos os valores de $p < 0,05$.

3- Resultados

Após da aplicação da fórmula 1 obtivemos os valores de tensão de flexão dos quatro grupos podem ser visualizados na tabela abaixo para posterior tratamento estatístico:

Tabela 01: Valores empregados para calculo da Tensão de Flexão e resultados em MPa, para os grupos testados.

		C	F (N)	L _(mm)	PI	D ³	TF(MPa)
GC	Amostra 1	8	1458	20	3,1416	27	2750,19
	Amostra2	8	1462	20	3,1416	27	2757,73
	Amostra 3	8	1449	20	3,1416	27	2733,21
	Amostra 4	8	1458	20	3,1416	27	2750,19
	Amostra 5	8	1453	20	3,1416	27	2740,76
C10	Amostra 1	8	840	20	3,1416	27	1584,47
	Amostra2	8	974	20	3,1416	27	1837,23

	Amostra 3	8	762	20	3,1416	27	1437,34
	Amostra 4	8	880	20	3,1416	27	1659,92
	Amostra 5	8	795	20	3,1416	27	1499,59
G12	Amostra 1	8	853	20	3,1416	27	1608,99
	Amostra 2	8	753	20	3,1416	27	1420,36
	Amostra 3	8	823	20	3,1416	27	1552,40
	Amostra 4	8	744	20	3,1416	27	1403,39
	Amostra 5	8	778	20	3,1416	27	1467,52
G14	Amostra 1	8	741	20	3,1416	27	1397,73
	Amostra2	8	968	20	3,1416	27	1825,91
	Amostra 3	8	872	20	3,1416	27	1644,83
	Amostra 4	8	895	20	3,1416	27	1688,21
	Amostra 5	8	753	20	3,1416	27	1420,36

Após a obtenção dos valores de tensão de flexão em MPa foram calculadas as médias e desvio padrão dos grupos (Gráfico 1). O grupo controle apresentou a maior média de tensão de flexão (Mpa) (2746,41), seguido pelo grupo G10 (1603,71) e grupo G14 (1595,40), ficando o grupo G12 (1490,53) com o menor valor. O grupo controle (9,52) foi o que apresentou menor desvio padrão seguido por G12 (87,90), enquanto os grupos G10 e G14 apresentaram valores de desvio mais elevados, respectivamente 155,38 e 182,96.

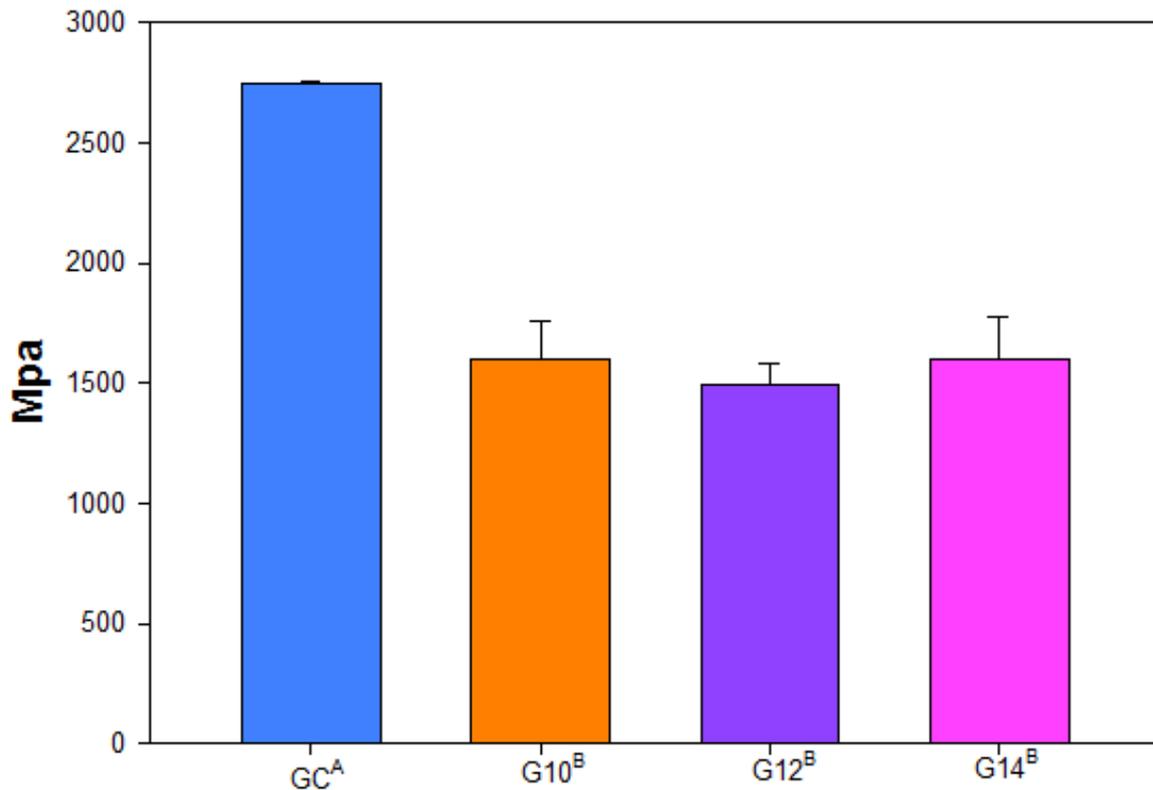


Gráfico 01: Valores do desvio padrão de cada grupo e valores médios tensão de flexão (MPa).

Os valores obtidos nos ensaios de resistência à flexão foram submetidos à análise estatística. Uma vez que as amostras apresentaram distribuição normal e homogeneidade de variância foi feito o teste Dunnett que indicou diferença estatística significativa entre os grupos experimentais e o grupo controle e posteriormente teste Tukey no qual não houve diferença estatística significativa entre os grupos experimentais.

4-Discussão

A hipótese que motivou o trabalho foi rejeitada, uma vez que o aumento do pulso não resultou em aumento estatisticamente significativo de resistência à flexão de infraestruturas de titânio soldadas pelo método plasma. Contudo, dentro das limitações do estudo, os resultados encontrados sugerem que para a soldagem da liga de Ti6Al4V na máquina Micromelt, a configuração do G12 é a mais indicada, devido ao reduzido desvio padrão que pode significar resultados mais previsíveis e solda mais homogênea.

O titânio comercialmente puro (Ti cp) e, suas ligas de uso odontológico (Ti6Al4V - Titânio-Alumínio-Vanádio) são usados em prótese dentária, por apresentarem 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 de próteses tipo protocolo pode ser alternativa. 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 (BERGMAN1990, CRAIG *et al.*, 1997; ALVES *et al.*, 2003; ANUSAVICE, 2005).

A dificuldade de se obter infraestruturas tipo monobloco, com assentamento passivo, aliada as características do titânio resulta na necessidade de investigar técnicas de soldagem. A máquina de solda plasma utiliza o arco elétrico como fonte de calor, apresenta características como concentração de energia para fusão do metal na base do material, facilidade de controle, baixo custo relativo do equipamento e um nível aceitável de riscos a saúde dos operadores. Associadas a estas características a solda plasma permite uma soldagem sob a proteção do argônio, evitando a contaminação do titânio (BERGMAN 1990, CRAIG *et al.*, 1997, CARY, 1998)

É difícil estabelecer parâmetros comparativos entre os trabalhos que empregaram este tipo de ensaio mecânico, não só por não haver relato de trabalho avaliando essa máquina de solda plasma, mas também por haver variações entre a distância dos apoios da base, na forma da seção transversal dos corpos de prova, dimensões dos corpos de prova, parâmetros aplicados e faltarem informações a respeito de como os ensaios foram realizados e de como os resultados foram obtidos em parte deles como é possível observar na tabela abaixo.

Tabela2: Parâmetros utilizados na soldagem TIG por diferentes autores

Referência	Máquina de Solda TIG	Amperagem (A)	Tempo de solda (ms)	Distância entre os apoios
UENO, 2001	Soltig 350 Ac/ Dc	5	___*	20 mm
ROCHA <i>et al.</i> , 2006	Sincrowave 3005	15-20	12000	___*
CARDOSO, 2007	Kernit NTY 60	48-60	60-90	25,4 mm
SILVA, 2007	Kernit NTY 60	40-60	120	18 mm

(*) Dados não mencionados

Este trabalho buscou determinar a melhor regulagem da máquina para otimização da solda, seguindo trabalhos como o de CHAI E CHOU, em 1998 que empregaram diferentes parâmetros de

tempo e voltagem nos equipamentos para soldagem LASER disponíveis para laboratórios de prótese com o intuito de obter parâmetros ótimos para soldagem LASER em Ti cp grau 1 fundido usado em restaurações dentais.

O ato mastigatório implica em forças geradas em todas as direções, a força gerada no sentido ocluso gengival é considerada a de maior magnitude e por isso concordamos com ANUSAVICE *et al.*, (1985) e SILVA (2007), que o ensaio que melhor simula esta condição clínica das próteses seja o ensaio de compressão gerando cargas de resistência flexural. Os resultados encontrados são promissores, contudo ensaios de fadiga e acompanhamento clínico longitudinal são importantes para validação e indicação desse processo de união para infra estruturas a base deligas de Ti.

No momento do teste não foi observado nenhuma fratura. Posteriormente, foram observadas micro fissuras na superfície das soldas, facilitando assim a fratura manual para estudo do comportamento da falha. Na análise das imagens observou que a solda não preencheu totalmente os espaços internos, fato que pode favorecer a fratura e explicar os resultados de tensão máxima superiores no grupo controle contrariando os achados de alguns autores (Roggensacket *et al.*, 1993; Berg *et al.*, 1995; Neo *et al.*, 1996; Liu *et al.*, 2002) que afirmaram que a resistência mecânica das uniões soldadas são igual ou superior ao metal base de corpos de prova intactos. A área não soldada no interior dos corpos de prova do grupos experimentais pode funcionar ser consideradas balhas que funcionam como iniciadores da fratura (Neo *et al.*, 1996).

Outro fator que pode ter influenciado na resistência mecânica das infraestruturas soldadas é transformação microestrutural que ocorre na área de solda devido à imposição de calor durante o processo de soldagem. Essas alterações podem levar a distorção do material, tensões residuais, mudanças das propriedades mecânicas, físicas e químicas, entre outros (Ramirez *et al.*, 2005).

Nesse estudo não foi utilizado metal de adição apenas à solda em ângulo dos metais base com chanfrado tipo I (MONDESI, 2008). Não foi utilizado material de adição devido ao resultado encontrado por CARDOSO em 2007 que avaliou a resistência à flexão, por meio de ensaio mecânico de flexão por apoio em três pontos, de liga de titânio-alumínio-vanádio em duas situações passíveis de serem encontradas em prótese: junta sem espaçamento, na qual se buscou soldar toda a secção transversal, e junta com espaçamento de 0,6 mm associada à adição de material (fio de titânio), perfazendo um total de cinco grupos – grupo controle (íntegro), dois grupos LASER, com e sem espaçamento, e dois grupos TIG, com e sem espaçamento, sendo o grupo TIG sem espaçamento apresentou maior resistência à flexão em relação aos demais grupos.

O tipo de chanfro não variou em consideração aos relatos de Silva em 2007 avaliou a resistência flexural entre três métodos de soldagem diferentes: Chama Direta a maçarico, método TIG - Tungstênio gás inerte (Soldadora NTY – Kernit, Brasil) e o método de solda a LASER (Soldadora Desktop - Dentaurum, Alemanha) comparando a um grupo controle (Monobloco), dez

espécimes dos grupos L e T receberam chanfros em 45° para preenchimento, formando os grupos (L2 e T2) e não houve diferença estatística entre os grupos soldados, existindo somente diferença entre os grupos de teste para o grupo controle em monobloco.

Para estudos futuros a avaliação do desempenho mecânico em longo prazo por simulação com ciclagem mecânica previamente ao ensaio de flexão seria indicada para aperfeiçoar os resultados deixando os mais próximos ao desempenho da peça em condições bucais. 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 elaboração das etapas laboratoriais.

5-Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, concluímos que alterações na regulagem de pulso sugeridas pelo fabricante da máquina de Solda Plasma Micromelt – EDG – Brasil para união de barras de liga Ti-6Al-4V não apresentam diferença estatisticamente significativa na resistência à flexão das infraestruturas soldadas.

6- Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq (Projeto: D-002/2009) 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), ao Laboratório de Projetos Mecânicos “Hener Alberto Gomide” e ao Laboratório de metalurgia e cerâmica da Escola Técnica de Saúde (ESTES). Ao Rodrigo Dantas Pereira 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. ATOUI, J. A. Resistência mecânica e desajuste marginal do titânio comercialmente puro submetido a dois métodos de soldagem: TIG e Laser. 155f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão preto, 2008.
3. ANUSAVICE, Kenneth J. Phillips – Materiais Dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

4. 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.
5. 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.
6. BERGMAN, M. Cast titanium in dental constructions. DPNOVA AB Malmo: Sweden, Aug. 1990. [Manual]
7. BERTRAND, C.; LE PETITCORPS, Y.; ALBINGRE, L.; DUPUIS, V. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *British Dental Journal*, v.190, n.5, p.255-257, 2001.
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. BOTEGA, D. M. Resistência à tração do titânio comercialmente puro soldado a laser em diferentes distâncias e diâmetros. 74f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2005.
11. BRANEMARK P-I. Osseintegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983; 50 (3): 399-410
12. 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.
13. 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.
14. CARY, HB. *Modern welding technology*. 4th ed. Ohio. Prentice Hall; 1998.
15. CAPUTO, A. A. *Biomechanics in clinical dentistry*. Cap. 6. Chicago: Quintessence, 1987.
16. CAVALCANTE, L. A. L.; FERREIRA, F. M.; NOVAIS, V. R.; NEVES, F. D.; FERNANDES-NETO, A. J.; ARAÚJO, C. A.; NÓBILO, M. A. A.; SIMAMOTO-JÚNIOR, P. C. Análise da resistência à flexão em braços suspensos de protocolos alternativos sobre implantes utilizando diferentes técnicas de soldagem. *Revista Horizonte Científico*, v.1. n.10, 2009.
17. CHAI, T.; CHOU, C.K. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.79, n.4, p.477-483, Apr. 1998.

18. 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.
19. 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
20. 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 byImplants. Soldagem e Inspeção. Vol. 12, no. 3, pp. 188-194. July-Sept. 2007./
21. GABRIELLI, A. C. R. Emprego da soldagem TIG (tugsteninert gás) em ligas contendo níquel, cromo, cobalto e titânio para uso odontológico. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1999.
22. GIBBS, C.H. et al. Limits of human bite strength. J. Prosthet. Dent., v.56, n.2, p.226, Aug. 1986.
23. HART, CN; WILSON, PR. Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implant-supported prostheses. J Prosthet Dent. 2006; 96:25-36.
24. LIU, J; WATANABE, I; YOSHIDA, K; ATSUDA, M. Joint Strength of laser-welded titanium. Dental materials. 2002.18.143-148.
25. MARQUES, P.V. Tecnologia da soldagem. Belo Horizonte: ESAB, 1991.
26. MODENESI, P.J.; Terminologia Usual de Soldagem e Símbolos de Soldagem. UFMG - Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. Belo Horizonte, 2008.
27. 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.
28. NEO T. K.; CHAI J.; GILBERT J. L.; WOZNIAK, W. T.; ENGELMAN, M. J. Mechanical properties of titanium connectors. Int J Prosthodont., v.9, n.4, p.379-93, 1996.
29. ÖZEN, J.; URAL, A. U.; DALKIZ, M.; BEYDEMIR, B. Influence of Dental Alloys andAll-Ceramic Material on Cell Viability and Interleukin-1 Beta Release in a Three-Dimensional Cell Culture Model. TurkishJournal of Medical Sciences, n. 35, p. 203-208, 2005.
30. ROCHA, R.; PINHEIRO, A. L. B.; VILLAVARDE, A. B. Flexural Stength of Pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr Alloys submitted to Nd: YAG Laser or TIG Welding. Brazilian Dental Journal, RibeirãoPreto, v. 17, n. 1, p. 20-23, 2006.
31. SADOSWSKY, S.J; CAPUTO A. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. J Prosthet Dent. 2004; 92: 328-36.

32. SILVA, J. Avaliação da Resistência 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.
33. 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.
34. 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.
35. SJÖGREN, G.; ANDERSSON, M.; BERGMAN, M. Laser Welding of Titanium in Dentistry. *Acta Odontologica Scandinavica*, v. 46, p. 247-253, 1988.
36. 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
37. 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.
38. SOUZA, P. C. R.; DINATO, J. C.; BOTTINO M. A.; GUASTALDI, A.C. Brazing and laser welding of a Ni-Cr alloys. *Pós-GradRevFac Odontol.*, São José dos Campos, v.3, n.2, p.7-16, 2000.
39. 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.
40. 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.
41. 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.
42. 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.
43. UENO, A. H. Avaliação da Resistência ao Dobramento de Juntas Soldadas por Dois Métodos: Arco Elétrico em Atmosfera de Argônio e Convencional a Maçarico, em Liga de Metal não Nobre à Base de Ni-Cr. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, 1993.
44. UENO, A. H.; FERREIRA, P. M.; RUBO, J. H. Análise comparativa das alterações dimensionais de áreas soldadas. *Rev. FOB*, v.9, n.1/2, p.55-61, Jan/Jun. 2001.

45. VASCONCELOS, L.W *et al.* Função imediata em mandíbula: simplificação da técnica. *Implant News*. 2005; 2 (2): 149-52.
46. 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.
47. 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