

# AVALIAÇÃO DA FORÇA MÁXIMA NECESSÁRIA PARA FRATURA OU FLEXÃO DE *CANTILEVERS* EM PROTOCOLOS TOTAIS FIXOS SOBRE IMPLANTES

NATÁSSIA CRISTINA MARTINS OLIVEIRA<sup>1</sup>, JOÃO PAULO LYRA E SILVA<sup>2</sup>,  
VERIDIANA RESENDE NOVAIS<sup>3</sup>, FLÁVIO DOMINGUES DAS NEVES<sup>4</sup>,  
CLEUDMAR AMARAL ARAÚJO<sup>5</sup>, PAULO CÉZAR SIMAMOTO JÚNIOR<sup>6</sup>

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar, em supraestruturas metálicas implanto-suportadas, a força máxima necessária para fratura ou flexão de *cantilevers* com três diferentes configurações de barras cilíndricas pré-fabricadas em titânio ASTM grau 5 (Ti-6Al-4V) soldadas pelo método TIG (Tungstênio Inerte Gás), tendo como controle supraestruturas soldadas a laser. Foram confeccionadas doze supraestruturas implanto-suportadas em titânio, obtidas a partir de modelo mestre em resina de poliestireno com três análogos de implantes regulares (3,75mm x 13mm) seguindo disposição similar ao sistema Brånemark Novum<sup>®</sup>. Cada supraestrutura consistia de três pilares UCLA em titânio unidos entre si por barras de 3,18mm de diâmetro e duas extremidades livres (direita e esquerda) variando o diâmetro e o número das barras, mas padronizando o comprimento de 15mm na barra distal superior e 7,5mm na barra distal inferior. Foram divididos quatro grupos (n=6), sendo um controle (GC), com barras distais simples de  $\varnothing$ 3,18mm soldadas a laser, e três experimentais, todos soldados a TIG: (GDS) com barras distais simples de  $\varnothing$ 3,18mm; (GDD) com barras distais duplas de  $\varnothing$ 2,5mm soldadas entre si; e (GDDM) com barras distais duplas mistas de  $\varnothing$  3,18mm e  $\varnothing$ 2,5mm soldadas entre si. Após a soldagem, as supraestruturas metálicas foram submetidas ao teste de flexão por compressão pela aplicação de força perpendicular nas extremidades das barras distais até que devido à flexão ou fratura não houvesse mais nenhuma resistência. Os valores de força máxima registrados apresentaram distribuição não-normal sendo por isso analisados estatisticamente por meio do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis seguido pelo teste U de Mann Whitney, ambos

1. Cirurgiã-dentista pela Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Bolsista do Programa de Iniciação Científica do PIBIC/FAPEMIG/UFU 2009-2010 pelo projeto de nº D-003/2009. Rua do Cabeleireiro, nº 332, Bairro Planalto, Uberlândia/MG, CEP: 38413-189. E-mail: natassiacmo@yahoo.com.br

2. Mestrando da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Av. Pará, nº 1720, Bloco 2B, Sala 112, Campus Umuarama, Uberlândia/MG, CEP: 38400-000. E-mail: joaodf22@hotmail.com

3. Professora da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Av. Pará, nº 1720, Bloco 2B, Sala 24, Campus Umuarama, Uberlândia/MG, CEP: 38400-000. E-mail: veridiana@foufu.ufu.br

4. Professor da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Av. Pará, nº 1720, Bloco 2B, Sala 111, Campus Umuarama, Uberlândia/MG, CEP: 38405320. E-mail: neves@triang.com.br

5. Professor da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia. Av. João Naves de Ávila, nº 2121, Bloco 1M, Campus Santa Mônica, Uberlândia/MG, CEP: 38408-100. E-mail: cleudmar@mecanica.ufu.br

6. Professor do Curso Técnico em Prótese Dentária da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia. Av. Amazonas, s/nº, Bloco 4K, Campus Umuarama, Uberlândia/MG, CEP: 38400-902. E-mail: psimamoto@foufu.ufu.br

com nível de significância estabelecido em 0,05. Os resultados mostraram que o grupo Controle apresentou diferenças estatisticamente significantes com os grupos GDS e GDD, tendo valores mais elevados de força do que estes, e que quando comparado a GDDM não houve diferenças estatísticas significantes. Assim sendo, conclui-se que GDDM, em relação aos demais grupos experimentais, é o mais promissor já que seu desempenho se assemelha ao das supraestruturas de titânio soldadas a laser. Entretanto, mais estudos laboratoriais simulando outros testes mecânicos ainda são necessários antes da indicação de testes clínicos.

**Palavras-chave:** Implantes dentários, Força máxima, Soldagem a laser, Soldagem TIG (tungstênio gás inerte), *Cantilever*.

## EVALUATION OF MAXIMUM STRENGTH REQUIRED TO FRACTURE OR BEND CANTILEVERS ON FIXED TOTAL PROTOCOLS OVER IMPLANTS

### ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate, on metallic implant-supported superstructures, the maximum strength required to fracture or bend cantilevers with three different configurations of cylindrical bars prefabricated in titanium ASTM grade 5 (Ti-6Al-4V) welded by TIG method (Tungsten Inert Gas), having as control laser welded superstructures. Twelve implant-supported superstructures in titanium were prepared from the master model in polystyrene resin with three regular implants (3,75mm x 13mm) which were arranged following the Brånemark Novum<sup>®</sup> system. Each superstructure consisted of three UCLA abutment in titanium united by bars with 3,18mm in diameter and two cantilevers (left and right) varying diameter and number of bars, but standardizing the length of 15mm in the distal upper bar and 7,5mm in the distal lower bar. Four groups were divided (n=6), being one control group (GC), with single distal bars of  $\varnothing$ 3,18mm laser welded, and three experimental groups, all TIG welded: (GDS) with single distal bars of  $\varnothing$ 3,18mm; (GDD) with double distal bars of  $\varnothing$ 2,5mm welded together; and (GDDM) with mixed double distal bars of  $\varnothing$ 3,18mm and  $\varnothing$ 2,5mm welded together. After welding, the metal superstructures were subjected to the flexion test by applying perpendicular force to the distal ends of the bars until that, due to bending or fracture, there was no longer any resistance. The values of maximum force recorded had non-normal distribution and therefore were statistically analyzed using the nonparametric Kruskal-Wallis test followed by U-Mann Whitney test, both with significance level set at 0.05. The results showed that the control group differed significantly with the GDS and GDD groups, with higher values of strength than these, and that when compared to GDDM there were no difference statistically significant. Thus, it appears that GDDM, compared to other experimental groups, is the most promising as its performance is similar to the titanium laser welded superstructures. However, more laboratory studies simulating other mechanical tests are still needed before nominating clinical trials.

**Keywords:** Dental implants, Maximum strength, Laser welding, Tungsten inert gas welding (TIG), *Cantilever*.

## 1 INTRODUÇÃO

A reposição de perdas dentárias totais ou parciais com próteses suportadas por implantes tem crescido marcadamente desde os primeiros estudos sobre osseointegração, na década de 1960, até os acompanhamentos longitudinais mais recentes, evidenciando elevados índices de sucesso (BEZERRA et al., 1999; SAHIN et al., 2002). Isto graças ao desenvolvimento de técnica segura e confiável, comprovada cientificamente por vários autores, destacando-se os estudos de Brånemark (BEZERRA et al., 1999).

Inicialmente, Brånemark preconizou um protocolo para reabilitação inferior de pacientes desdentados totais de longa data que, devido à indisponibilidade óssea em regiões posteriores, necessitavam de adequada estabilidade anterior para suportar extensões *cantilever* que se projetavam distalmente. Isto foi possível com a instalação de quatro a seis implantes com diâmetro de 3,75mm entre os forames mentonianos, proporcionando sustentação para próteses fixas que se estendem posteriormente a estes (NACONECY, 2006).

Altos índices de previsibilidade e confiabilidade, respaldados por inúmeros centros de pesquisas ao longo de anos de monitoramento, aliado a expectativa dos pacientes de poderem ser reabilitados mais rapidamente (diminuindo o agravante psicológico), encorajaram modificações nesse protocolo original envolvendo redução do número de implantes suportes, alteração do tipo de junção e remodelamento dos componentes constituintes das próteses (ENGSTRAND et al., 2003; ATTARD E ZARB, 2004).

Dentre as propostas para simplificar o modelo clássico, merece destaque o sistema Brånemark Novum<sup>®</sup> (1999) que, com componentes cirúrgicos e protéticos pré-fabricados sobre três implantes, possibilita carregamento imediato e instalação das próteses em aproximadamente sete horas, apresentando índices de sucesso que variam de 91% a 99% (BRANEMARK et al., 1995; PAREL, 2002; ENGSTRAND et al., 2003; HENRY et al., 2003; VAN STEENBERGHE et al., 2004; SMET et al., 2007). Entretanto, por ser pré-fabricado o sistema Novum<sup>®</sup> apresenta restrições quanto a sua indicação clínica, correlacionadas à geometria da mandíbula, espaço protético e espessura óssea (VAN STEENBERGHE et al., 2004; PAREL e TRIPLETT, 2005; SIMAMOTO-JUNIOR et al., 2006), além de ainda ser tratamento de elevado custo agregado para a realidade nacional. Desta maneira, fez-se necessário o desenvolvimento de pesquisas para ampliar o

conhecimento do comportamento biomecânico de estruturas protéticas com número reduzido de implantes e diferentes configurações, a fim de introduzir novos materiais e técnicas como alternativas aos protocolos já consagrados na literatura (ELIASSON et al., 2000; DUYCK et al., 2000; VASCONCELOS et al., 2005; NACONECY, 2006; HART E WILSON, 2006; ROCHA et al., 2006; MARKARIAN et al., 2007; BARBOSA et al., 2007; SOUSA et al., 2008; SIMAMOTO-JÚNIOR, 2008; CAVALCANTE et al., 2009).

O sucesso de uma prótese fixa suportada por um ou mais pilares, sejam eles dentes naturais ou implantes, está relacionado à distribuição uniforme de forças e adaptação a mais perfeita possível, de tal modo que esta ocorra de forma exata e passiva (ROSENSTIEL et al., 2002; MISCH, 2006). Devido à dificuldade em se obter esta adaptação nas peças protéticas, principalmente as mais extensas fundidas em uma única peça (monobloco), seja pela contração de solidificação da liga ou por falta de paralelismo entre os retentores (SHILLINBURG, 1998), faz-se necessário a secção e posterior soldagem destas peças. Esta técnica permite o trabalho com segmentos menores melhorando a adaptação final da prótese (JEMT E LINDÉN, 1992; RIEDY et al., 1997).

Segundo Souza et al., 2000, a soldagem pode ser definida como sendo o processo de união de materiais usado 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.

Mesmo assim, a soldagem ainda trata-se de um problema relevante para a Odontologia, pois é considerada uma das principais etapas da confecção de uma prótese fixa complexa (STEINMAN, 1954). A inspeção clínica tem demonstrado que métodos de soldagem convencional podem produzir pequenos defeitos muitas vezes negligenciados pelos profissionais e que, posteriormente, resultam em fracasso do tratamento reabilitador (TEHINI e STEIN, 1993). Na técnica de brasagem a maçarico, por exemplo, ocorre superaquecimento da junta (por causa de altas temperaturas necessárias para que a solda flua e preencha todo espaço a ela destinado) e grande concentração de oxigênio sobre as

superfícies metálicas a serem soldadas, que podem ser responsáveis por alterações nas propriedades mecânicas destes materiais, deixando-os susceptíveis à fratura (STEINMAN, 1954; BLUSTEIN, 1976; WANG E WELSCH, 1995).

O advento da Implantodontia conduziu para o anseio em produzir aparelhos leves e resistentes de forma rápida, sem as complicações de distorção e porosidades inerentes aos processos de fundição (HART e WILSON, 2006). Nesse panorama, foi muito exaltada a utilização de novos materiais como o titânio comercialmente puro (Ti cp) e suas ligas (Ti6Al4V, Ti6Al7Nb, etc), especialmente como material de implante e na confecção de supraestrutura metálica de prótese com extensões *cantilevers* soldadas, devido à biocompatibilidade, módulo de elasticidade elevado, resistência à corrosão e baixa densidade (ROCHA et al., 2006; SILVA, 2007; CARDOSO, 2007; ATOUI, 2008). Entretanto, muitos problemas práticos estão associados à soldagem do titânio por métodos convencionais como: o alto ponto de fusão (em torno de 1670°C), a alta reatividade química e sua rápida reação com o hidrogênio, oxigênio e nitrogênio sob altas temperaturas, tornando o metal frágil e friável (GORDON E SMITH, 1970; CARR E BRANTLEY, 1993; WATANABE et al., 1997; LI et al., 1998), daí a necessidade de se desenvolver técnica de soldagem satisfatória para o metal.

A obtenção de juntas soldadas em Odontologia vem se aprimorando com o desenvolvimento e incorporação de conhecimentos de outras áreas como a engenharia, o que tem possibilitado a incorporação de novas técnicas e equipamentos como alternativas à técnica convencional por meio de brasagem a maçarico para a soldagem do titânio (MARQUES, 1991; UENO et al., 2001). Dentre essas novas possibilidades, destacam-se solda MIG (Metal Inert Gás), solda a arco elétrico em atmosfera de gás inerte - TIG (Tungsten Inert Gas), solda a LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation), brasagem por irradiação infravermelha (LIU et al., 2002), todos sob atmosfera protetora de gás inerte para impedir oxidação do metal (WANG E WELSCH, 1995). Muita ênfase, então, tem sido dada principalmente aos processos de soldagem LASER e TIG por apresentarem vantagens em relação ao método convencional no que diz respeito à resistência da junta soldada (WANG E WELSCH, 1995; UENO et al., 2001; MANSANO, 2007) e pouca distorção da peça, produzindo soldas de qualidade superior (CARDOSO, 2007).

A soldagem a laser utiliza feixe de luz eletromagnética monocromática de alta energia capaz de ser concentrado em um ponto focal resultando no processo de união, com proteção de gás inerte. Apresenta as seguintes vantagens: ausência de contato direto com a área da solda, promove soldagens precisas e bem definidas com mínima distorção, a região afetada pelo calor (ZAC) é pequena e o campo magnético não causa efeito sobre o feixe laser (CHAI E CHOU, 1998; WATANABE E TOPHAN, 2004; ROCHA et al., 2006). Porém, o alto custo do equipamento contribui para tornar a confecção de próteses implanto-suportadas com supra-estruturas em titânio dispendiosa, sendo a principal desvantagem deste tipo de soldagem.

Na soldagem a TIG, a união das juntas é obtida pelo aquecimento dos materiais por meio de um arco elétrico estabelecido entre o eletrodo não consumível (geralmente de carbono ou tungstênio com alto ponto de fusão) e a peça a soldar. A proteção do eletrodo e da zona da solda é feita por um gás inerte, geralmente argônio, minimizando a oxidação durante o processo de soldagem (WAINER et al., 1992; ATOUI, 2008). Este processo é largamente utilizado em produção e manutenção industrial para soldar chapas de pequenas espessuras (0,2 a 8mm) de diferentes ligas (ATOUI, 2008), mas tem pouco ou nenhuma utilização na prática diária da Odontologia, provavelmente pela falta de equipamentos adaptados para este fim (SILVA, 2007) e de um protocolo para seu uso. O custo do equipamento de solda a TIG é consideravelmente inferior ao da solda a laser, o que contribui significativamente para a redução do custo final do trabalho reabilitador.

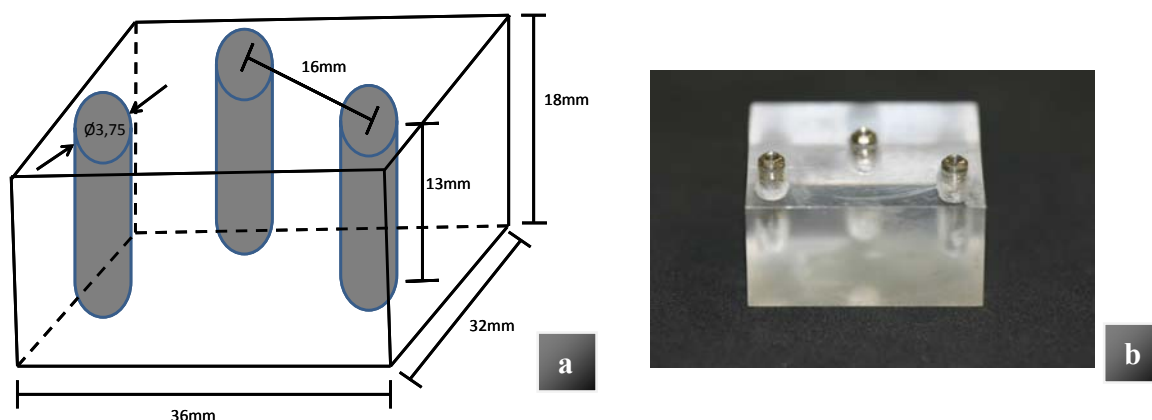
Embora vários métodos têm sido utilizados para avaliação das propriedades físicas e mecânicas do titânio soldado, como ensaio de microdureza, rugosidade, resistência à deflexão e resistência à tração, a maioria dos estudos encontrados na literatura avalia as juntas soldadas por meio de ensaio de resistência 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 E WILSON, 2006; ROCHA et al., 2006; CARDOSO, 2007; ATOUI, 2008; CAVALCANTE et al., 2009), que se apresenta como uma alternativa financeira e funcionalmente viável. Desta maneira, o objetivo deste trabalho foi avaliar, em supraestruturas metálicas implanto-suportadas, a força máxima necessária para fratura ou flexão de *cantilevers* com três diferentes configurações de barras cilíndricas pré-fabricadas em titânio ASTM grau 5 (Ti-6Al-4V) soldadas pelo método TIG (Tungstein Inert Gás), tendo como controle supraestruturas soldadas a laser.

## 2 MATERIAL E MÉTODOS

### 2.1 Confeção do modelo mestre

Primeiramente foi confeccionado um modelo em acrílico retangular, utilizando placa de acrílico usinada e unida mantendo espessura uniforme (TORRES, 2005; BARBOSA et al., 2007), com dimensões de 36mm de comprimento por 32mm de largura e 18mm de altura. Com a finalidade de guiar o posicionamento de três implantes de hexágono externo (3,75 x 13mm) e plataforma 4,1mm (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil), foram realizadas perfurações no modelo de acrílico por meio de furadeira elétrica de bancada (Schulz Pratika FSB 16P, China), com auxílio de brocas de 4mm de diâmetro. Após as devidas perfurações, os implantes foram afixados com adesivo de presa rápida à base de cianoacrilato (Super Bonder<sup>®</sup> - Loctite, Itapevi, SP, Brasil) (SIMAMOTO-JÚNIOR, 2008) em disposição similar ao protocolo Brånemark Novum<sup>®</sup>, no qual três implantes são posicionados na região entre os forames mentonianos, sendo dois mais externos próximos aos forames e um central na região de sínfise mentoniana (PAREL, 2002; HENRY et al., 2003; ENGSTRAND et al., 2003; PAREL E TRIPLETT, 2005; SIMAMOTO-JÚNIOR et al., 2006; SMET et al., 2007; SIMAMOTO-JÚNIOR, 2008; CAVALCANTE et al., 2009), simulando assim uma situação clínica real para confecção de prótese tipo protocolo inferior. Na Figura 01 é possível observar o modelo em acrílico com os implantes posicionados em seu interior.



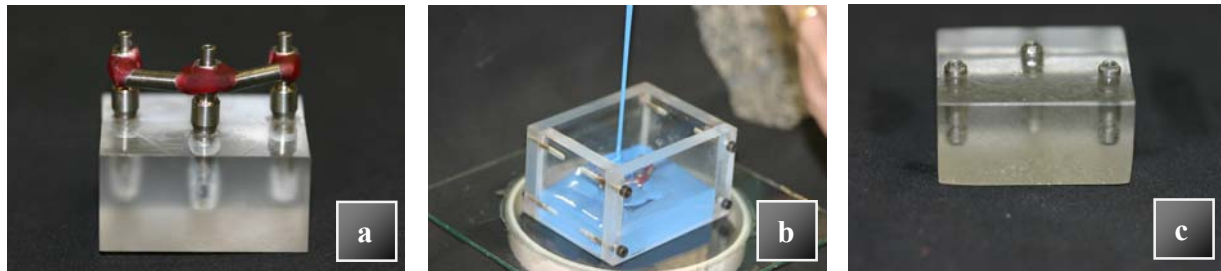
**Figura 01:** a) Dimensões idealizadas em milímetros para confecção do modelo mestre; b) Modelo em acrílico com implantes já posicionados em seu interior.

## 2.2 Obtenção de matriz em resina de poliestireno

Para confecção da matriz em resina de poliestireno, foi realizada moldagem de transferência, sendo fixado sobre os implantes do modelo em acrílico componentes de impressão rotacionais quadrados (02502099, Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil) unidos entre si com barras e resina acrílica ativada quimicamente (Dencrilay® – Clássico, Brasil) utilizando a Técnica de Neolon (Figura 02a). O conjunto, modelo de acrílico e transferentes estabilizados entre si com resina, foi colocado no interior de um anel quadrado de acrílico (10 x 8 x 6cm) fixado sobre uma placa de vidro com auxílio de adesivo Super Bonder® (Loctite, Itapevi, SP, Brasil). Assim, a moldagem com borracha de silicone (IQ 428 – Aerojet, Santo Amaro, SP, Brasil) foi realizada seguindo recomendações do fabricante (Figura 02b). Concluído o prazo de polimerização (24 horas), os parafusos de fixação dos componentes foram soltos e o modelo de acrílico removido, permanecendo os transferentes quadrados fixados no interior do molde. Três análogos de implantes (3,75 x 13mm) e plataforma 4,1mm (01302099, Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil) foram cuidadosamente posicionados nos encaixes dos transferentes e fixados manualmente com os parafusos de fixação auxiliado por uma chave sextavada. Em sequência, resina de poliestireno autopolimerizável (AM 190 Resin, Aerojet, Santo Amaro, SP, Brasil) foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante e vertida sobre o molde contendo os análogos em posição (SALLES, 2008). Esse material foi escolhido por possuir propriedades mecânicas (módulo de elasticidade de  $13.5 \times 10^3$  MPa) (SOARES et al., 2008) similares ao tecido ósseo cortical (módulo de elasticidade de  $14.4 \times 10^3$  MPa)



(O'MAHONY et al., 2001). Após a polimerização da resina, a matriz foi separada do molde para realização de acabamento em politriz de bancada com lixas d'água de carborundum em diferentes granulações e polimento no torno com branco de Espanha (Figura 02c).



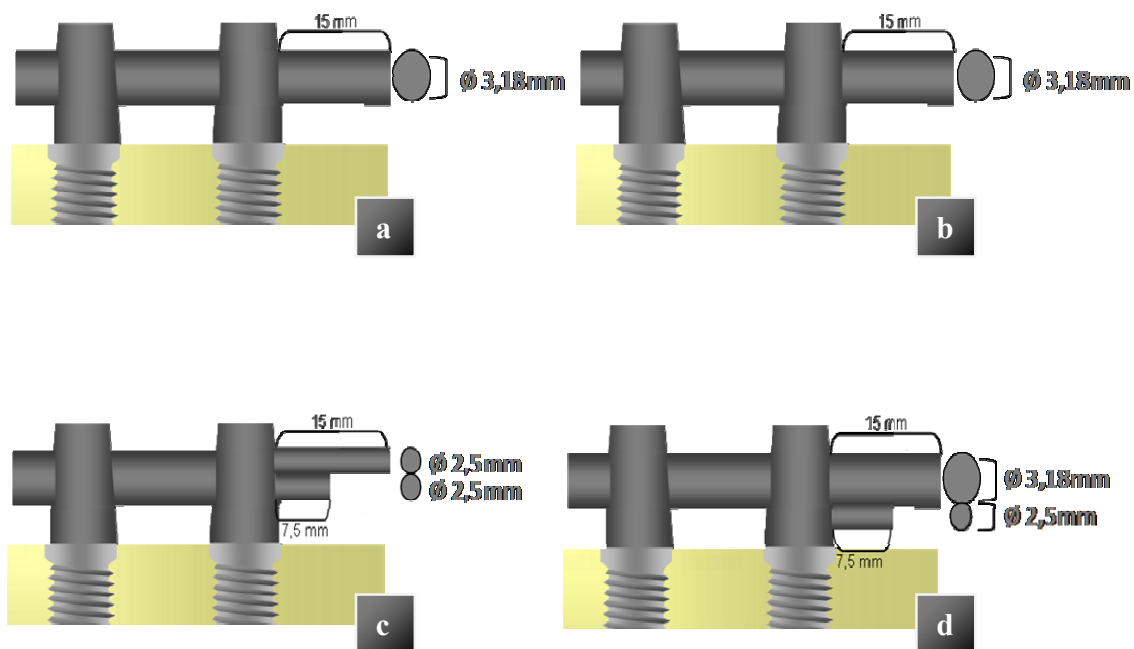
**Figura 02:** a) União dos componentes transferentes com barras e resina acrílica no modelo em acrílico; b) Moldagem de transferência do conjunto representado em “a” com borracha de silicone; c) Matriz em resina de poliestireno obtida a partir do molde em borracha de silicone.

### 2.3 Confeção das supraestruturas metálicas

Sobre as réplicas da matriz de poliestireno foram confeccionadas 12 supraestruturas metálicas implanto-suportadas cada qual com três pilares de titânio do tipo UCLA sem hexágono (05502499, Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil), devidamente posicionados e parafusados com torque de 20 N/cm, e duas extensões *cantilevers*. Os pilares foram soldados entre si com barras cilíndricas pré-fabricadas em titânio ASTM (American Society for Testing and Materials) grau 5 (Ti-6Al-4V) de 3,18mm de diâmetro (Realum, Indústria e Comércio de Metais Puros e Ligas LTDA, São Paulo, Brasil) e os dois mais posteriores com os braços suspensos (SALLES, 2008; CAVALCANTE et al., 2009) seguindo diferentes configurações quanto ao diâmetro e o número das barras distais. A utilização de barras pré-fabricadas de titânio dispensa o uso de fundição, por consequência otimiza o processo em termos de custo, tempo, e interferências da técnica (cera perdida, fundição) quanto ao ajuste dos componentes aos implantes (SIMAMOTO-JÚNIOR, 2008).

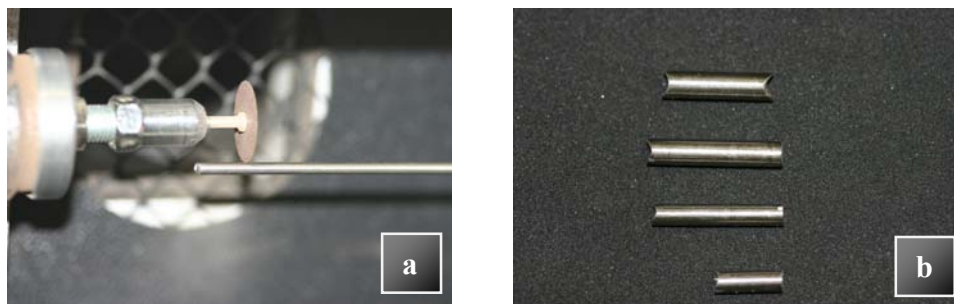
As supraestruturas foram divididas em quatro grupos (n=6), sendo um controle (GC), com barras distais simples de  $\varnothing 3,18\text{mm}$  soldadas a laser, e três experimentais, todos soldados a TIG: (GDS) com barras distais simples de  $\varnothing 3,18\text{mm}$ ; (GDD) com barras distais

duplas de  $\varnothing 2,5\text{mm}$  soldadas entre si; e (GDDM) com barras distais duplas mistas de  $\varnothing 3,18\text{mm}$  e  $\varnothing 2,5\text{mm}$  soldadas entre si. Para elaboração das barras distais padronizou-se comprimento de 15mm para a barra superior, seja ela simples ou dupla, e 7,5mm para a barra inferior, no caso das duplas. Os grupos são melhor observados na Figura 03 abaixo:



**Figura 03:** Esquema ilustrativo das diferentes configurações de barras distais a serem avaliadas: (a) GC; (b) GDS; (c) GDD; (d) GDDM.

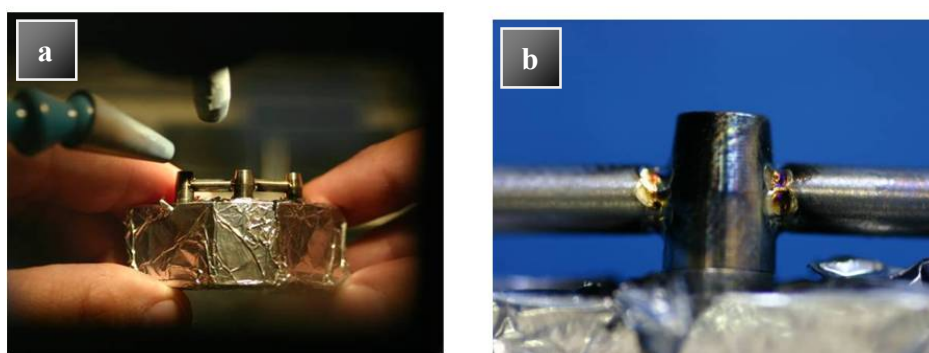
Para padronizar as soldagens e o ensaio de flexão, as barras de titânio foram anteriormente delimitadas com paquímetro digital (Digimatic 700-113, Mitutoyo Corporation, Japão) a um tamanho predeterminado e seccionadas com disco de carborundum (Dentorium, Nova York, EUA) acoplado a motor elétrico de bancada (Kedel, Porto Alegre, RS, Brasil) (GABRIELLI, 1999) (Figura 04a). As extremidades de cada barra em contato com o pilar foram adaptadas com conformação côncava buscando contato íntimo entre as juntas para facilitar a soldagem (HART E WILSON, 2006) (Figura 04b). Após o corte e as devidas adaptações, as barras foram colocadas em aparelho de ultrassom com água destilada (Eurofarma) por 5min para limpeza da superfície (WANG e WELSCH, 1995).



**Figura 04:** a) Secção de barra cilíndrica de titânio com disco de carborundum; b) Barras de titânio de diferentes comprimentos e diâmetros com extremidades de conformação côncava.

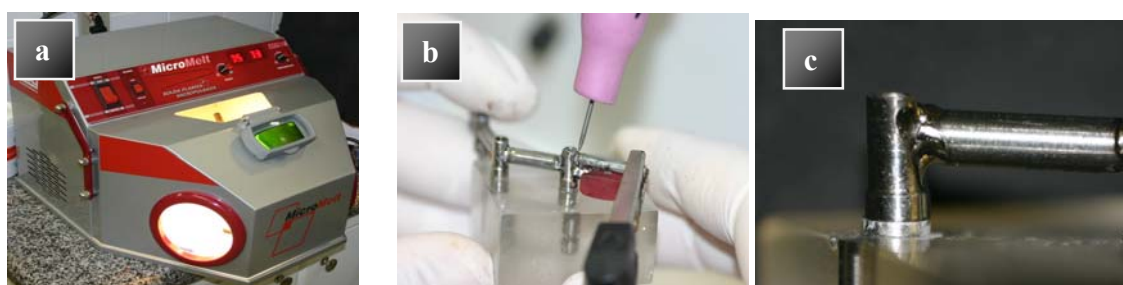
#### 2.4 Métodos de soldagem (Laser e TIG)

As barras de titânio do grupo controle (GC) foram soldadas utilizando máquina de solda a laser Desktop Laser (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) com intuito de promover união e estabilidade entre os pilares. Foram realizados dois pontos de solda em cada área, para fixação prévia das barras, em seguida, toda extensão de contato entre a barra e o pilar foram soldados (Figuras 05a e 05b) com irradiação de múltiplos pulsos sobrepostos, energia de 340V, pulso de 9ms e com foco e frequência regulados em zero. Houve sobreposição de 50% dos feixes laser (SIMAMOTO-JÚNIOR, 2008; CAVALCANTE et al., 2009). 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).



**Figura 05:** a) Soldagem Laser; b) Apecto das barras soldadas aos pilares de titânio.

As barras de titânio dos grupos experimentais (GDS, GDD, GDDM) foram soldadas entre os pilares e entre si (nas extremidades com barras duplas) com máquina de solda TIG (Solda Plasma Micropulsada Micromelt - EDG, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 06a) regulada para trabalhar com pulso (tempo de solda) de 5ms e profundidade (amperagem) de 3A, de acordo com fabricante. Para tanto, o aparelho foi montado com um eletrodo de tungstênio (EDG, São Carlos, SP, Brasil) devidamente afiado em formato de ponta de lápis e centralizado no interior de um bocal cerâmico, por onde se dava a vazão de gás argônio grau 4,5 (99,995% de pureza) (UENO et al., 2001). Uma garra de aterramento era colocada em contato com a peça durante todo o processo de soldagem. O eletrodo era posicionado perpendicularmente à peça a ser soldada de maneira que a encostasse sem pressioná-la (Figura 06b). O comando do pedal era então acionado, liberando o fluxo de argônio para formar uma região livre de oxigênio, e quando liberado acionava o plasma que realizava a soldagem. A vazão de argônio ainda permanecia por alguns segundos (SILVA, 2007). Para que a soldagem fosse completa em torno de toda a área a ser soldada, inicialmente foram feitos dois pontos diametralmente opostos de solda para estabilização da peça. Em seguida, a estrutura foi removida da matriz para possibilitar a soldagem de toda a circunferência. Após a soldagem (Figura 06c), as supraestruturas foram submetidas aos procedimentos de acabamento/polimento, utilizando-se pedras e borrachas abrasivas de forma convencional (SALLES, 2008), bem como limpeza com jatos de óxido de alumínio de 50 $\mu$ m a uma pressão de 80Ib/pol para melhor visualização de imperfeições nas juntas (UENO, 2001; SILVA, 2007).

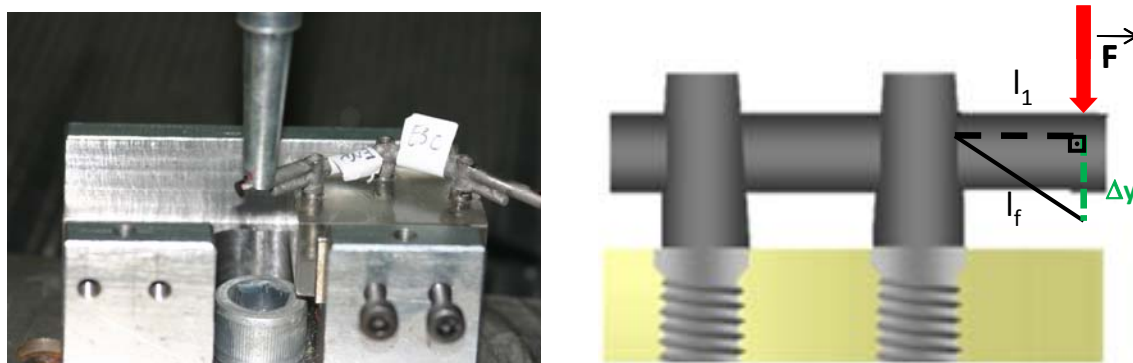


**Figura 06:** a) Aparelho de solda TIG Micromelt; b) Soldagem TIG; c) Aspecto da barra soldada ao pilar.

## 2.5 Ensaio Mecânico

Os ensaios de flexão por compressão foram realizados na máquina universal de ensaios (EMIC – 2000DL, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), na qual foi acoplada uma célula de carga de 1000KN, regulada numa velocidade de 0,5mm/min e limite de força de 9000N (estipulação do fabricante). A transmissão da força foi feita por intermédio de uma ponta de aço com encaixe côncavo confeccionada no Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU, especialmente para adaptação às extremidades das barras cilíndricas dos *cantilevers* (Figura 07a).

O computador acoplado à célula de carga foi programado para registrar as forças (N) exercidas durante a flexão dos *cantilevers* bem como o deslocamento vertical (mm) dos mesmos, representado na Figura 07b por “ $\Delta y$ ”. O ensaio foi considerado finalizado com a fratura ou com a deformação plástica/permanente dos braços em balanço dentro de um deslocamento máximo de 10,0mm, sendo registrados nesse momento os valores de força máxima (N) e deslocamento (mm) exigidos na falha das amostras.



**Figura 07:** a) *Cantilever* da supraestrutura em titânio sofrendo ação de ponta aplicadora de carga na EMIC DL 2000; b) Esquema ilustrativo do ensaio de flexão.

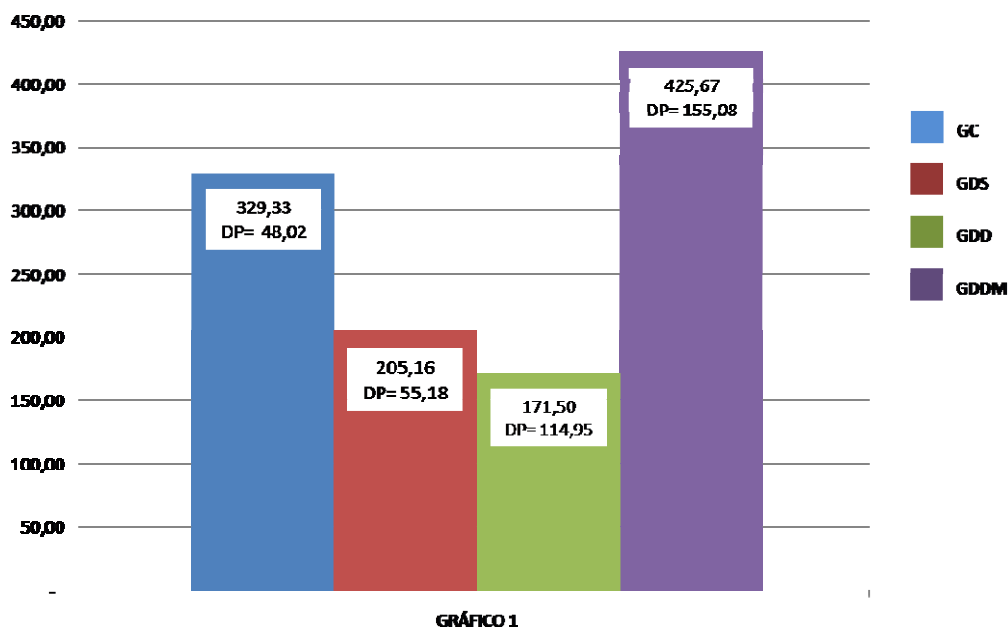
## 3 RESULTADOS

Os valores individuais de força máxima (N) e deslocamento vertical (mm) das 12 estruturas, cada uma com dois braços suspensos (esquerdo e direito), totalizando assim 24 espécimes distribuídas em quatro grupos, encontram-se na tabela abaixo:

**Tabela 01:** Valores de força máxima (N) e deslocamento vertical (mm) entre os quatro grupos GC, GDS, GDD, GDDM.

	Espécime (n=6)	$F_{\text{máx}}$ (N)	Desl. Vert. (mm)
Grupo Controle (GC)	GC1	397	2
	GC2	342	2
	GC3	294	1
	GC4	273	1
	GC5	287	3
	GC6	383	3
Grupo Experimental 1 (GDS)	GDS7	276	2
	GDS8	219	1
	GDS9	104	1
	GDS10	233	1
	GDS11	231	1,4
	GDS12	168	1
Grupo Experimental 2 (GDD)	GDD13	197	1
	GDD14	45	1
	GDD15	345	1,5
	GDD16	87	0,3
	GDD17	290	1,5
	GDD18	65	0,7
Grupo Experimental 3 (GDDM)	GDDM19	256	1,4
	GDDM20	565	2
	GDDM21	515	1,2
	GDDM22	196	1,1
	GDDM23	409	1,7
	GDDM24	613	2,9

Após a obtenção dos valores de força máxima para cada braço suspenso (direito e esquerdo) de cada amostra, foram calculadas as médias e desvio padrão dos grupos e o gráfico obtido encontra-se a seguir (Figura 08). Os dados individuais de força foram submetidos a análise estatística em programa SPSS 12.0 para Windows (SPSS Inc, Chicago, III, EUA).



**Figura 08:** Valores médios da força máxima (N) necessária para flexão ou fratura dos *cantilevers* nos quatro grupos testados e seus respectivos desvios padrões (DP).

Com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças, estatisticamente significantes, entre os valores de força encontrados nos quatro grupos, foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis (SIEGEL, 1975) com nível de significância estabelecido em (0,05), sem levar em conta a lateralidade (esquerda e direita). O valor da probabilidade encontrada foi  $p = 0,006^*$ , indicando que houve diferenças, estatisticamente significantes, entre os valores de força, relativos aos quatro grupos.

Uma vez que o teste de Kruskal-Wallis não indica a direção das diferenças, foi aplicado o teste U de Mann-Whitney (SIEGEL, 1975), às séries de valores de força, obtidos com os quatro grupos, comparadas duas a duas. O nível de significância foi estabelecido em 0,05 e os resultados estão demonstrados na Tabela 02.

De acordo com os resultados demonstrados na Tabela 02, foram encontradas diferenças, estatisticamente significantes, entre os valores de força obtidos pelos grupos:

- GC e GDS, sendo que os valores mais elevados foram obtidos pelo GC;
- GC e GDD, sendo que os valores mais elevados foram obtidos pelo GC;
- GDS e GDDM, sendo que os valores mais elevados foram obtidos por GDDM;
- GDD e GDDM, sendo que os valores mais elevados foram obtidos por GDDM.

**Tabela 02:** Probabilidades encontradas, quando da aplicação do teste U de Mann-Whitney, às séries de valores de força, obtidos com os quatro grupos, comparadas duas a duas.

Variáveis Analisadas	Probabilidades
GC x GDS	0,006*
GC x GDD	0,025*
GC x GDDM	0,337
GDS x GDD	0,109
GDS x GDDM	0,037*
GDD x GDDM	0,016*

(\*)  $p < 0,05$

#### 4 DISCUSSÃO

A soldagem em Odontologia é considerada um processo rotineiro, sendo utilizada como solução para se obter um assentamento passivo de peças protéticas, especialmente as mais extensas. Entretanto, falhas nessa união, principalmente após a finalização do tratamento causam prejuízos financeiros inevitáveis e muitas vezes incompreendidos pelo paciente (SILVA, 2007).

Vários são os estudos relacionados à resistência das soldas na literatura odontológica, justificando-se essa preocupação devido a dois motivos principais: o primeiro relacionado às diversas falhas no próprio processo de soldagem que tornam as próteses sujeitas a fraturas durante a mastigação; e o outro diz respeito à força de mordida (SILVA, 2007). Gibbs et al. (1986), em seu trabalho sobre “Os limites da força de mordida humana”, obtiveram como resultado mais elevado para força da mordida o valor de 443N seguido pelo valor de 234N, ambos registrados para homens na faixa etária dos 30 aos 40 anos. No entanto, os mesmos autores relataram que forças da mordida de 200, 158 e 125N são as comumente encontradas na literatura. Hart e Wilson (2006), por exemplo, afirmaram que valores médios de forças mastigatórias para próteses implanto-suportadas foram estimados em 144N e isto é quase três vezes maior que forças geradas em ciclos mastigatórios com uma média de 50N. Ainda de acordo com Waugh (1937), o valor máximo de força mastigatória encontrado em esquimós do Alaska foi de 158N, porém pacientes portadores de hábitos parafuncionais podem apresentar uma carga mastigatória até seis vezes maior, quando comparados a pacientes normais. Esses resultados indicam a necessidade de



buscarmos trabalhos protéticos que atendam às necessidades exigidas pela força de mastigação, resistindo altas cargas de mordidas.

Embora o ato mastigatório implique em forças geradas em todas as direções, a força gerada no sentido ocluso gengival é considerada a de maior magnitude (CAPUTO, 1987). Assim podemos considerar que as próteses fixas implanto-suportadas sofrem maiores tensões, considerando a presença de um vão livre formado pelo *cantilever* e assim quanto maior sua extensão, maior a necessidade de resistência em virtude da concentração destas forças paralelas ao longo do implante, principalmente os adjacentes ao lado de carregamento, que geram forças de flexão das próteses (SILVA, 2007; SIMAMOTO-JÚNIOR, 2008).

Desta maneira compreende-se a exaltação do uso do titânio e suas ligas na Implantodontia principalmente devido a sua biocompatibilidade, baixo peso, alta resistência e custo inferior ao das ligas de metais nobres. Entretanto, algumas dificuldades são encontradas com seu uso no processo de soldagem por meio de métodos convencionais (chama direta), em virtude da grande afinidade por oxigênio e da alta reatividade em elevadas temperaturas (LIU et al., 2002). Neste contexto, destacaram-se os métodos de soldagem TIG e laser que devido ao intenso calor gerado em reduzidos intervalos de tempo, sob proteção de gás inerte, minimizam a quantidade de oxigênio que contamina a junta durante o processo de soldagem e preservam as propriedades originais do metal (WANG e WELSCH, 1995).

Ambas as técnicas permitem que a soldagem da peça seja realizada no próprio modelo mestre, eliminando etapas antes imprescindíveis para métodos convencionais, como inclusão em revestimento e preaquecimento da peça, que prolongam o tempo solicitado para a realização do procedimento e introduzem variáveis importantes que podem interferir na obtenção de uma maior fidedignidade à situação real em boca (CARDOSO, 2007).

Considerando que na atualidade a soldagem a laser de estruturas em titânio é o principal método de soldagem da clínica odontológica, embora seja um método de alto custo que foge da realidade da maioria dos laboratórios de prótese dentária, e que os estudos a cerca da solda TIG demonstram que este processo quando comparado ao anterior produz resultados semelhantes ou até superiores (WANG e WELSCH, 1995; GABRIELLI,

1999; ROCHA et al., 2006; HART e WILSON, 2006; ATOUI, 2008; CAVALCANTE et al., 2009), decidimos avaliar, em supraestruturas implanto-suportadas em titânio, a força máxima necessária para fratura ou flexão de *cantilevers* com três diferentes configurações soldados pelo método TIG, tendo como controle supraestruturas soldadas a laser.

Os resultados encontrados neste trabalho demonstram igualdade estatística com o grupo controle (solda laser) somente para o grupo solda TIG com barras distais duplas mistas de 3,18mm e 2,5mm soldadas entre si (GDDM), o que vai de encontro aos trabalhos citados anteriormente. Os outros grupos experimentais soldados a TIG (GDS e GDD), quando comparados ao grupo controle (GC), apresentaram diferenças estatísticas significantes ( $p < 0,05$ ), sendo os valores de força mais elevados obtidos pelo GC e concordando, portanto, com os achados de Mansano em 2007, que também obteve melhores resultados para a solda laser em relação à solda TIG e a convencional. Comparando os grupos experimentais, dois a dois, de solda TIG entre si (GDS, GDD e GDDM) GDDM apresentou diferença estatística significativa em relação aos outros dois grupos com resultados superiores de força, mostrando-se mais uma vez o grupo mais promissor.

Há de se salientar que os resultados obtidos pelos grupos experimentais de solda TIG poderiam ser até melhores não fossem algumas dificuldades técnicas encontradas durante o processo de soldagem como a falta de experiência por parte do operador (por ser um método novo); o controle da vazão de argônio; a obtenção de dispositivos que padronizassem a posição das barras a serem soldadas; e a falta de um protocolo estabelecido pelo fabricante da máquina quanto aos parâmetros ideais (profundidade e pulso) para soldagem do titânio. No primeiro e último quesito, então, o processo de solda a laser encontra-se em vantagem já que sua utilização desde a década de 70, quando foi descrita por Gordon e Smith, possibilitou a realização de vários estudos e a sua consolidação enquanto solda de referência.

Não bastassem as limitações técnicas, a própria literatura no tocante à soldagem TIG não tem um consenso quanto a amperagem e o tempo de solda. A maioria dos trabalhos a respeito deste processo de soldagem utilizam máquinas de diferentes fabricantes e metodologias distintas, dificultando uma comparação direta entre os trabalhos (ver Tabela 04). De acordo com Mansano, 2007, a corrente de solda influi na abrangência do ponto

enquanto o tempo influi na profundidade do ponto e evidentemente no aquecimento das partes.

**Tabela 04:** Parâmetros utilizados na soldagem TIG por diferentes autores

Referência	Máquina de Solda TIG	Amperagem (A)	Tempo de solda (ms)
Wang e Welsch, 1995	Tig Welder, Holar Co.	10	3000
Gabrielli, 1999	___*	40	3000
Ueno, 2001	Soltig 350 Ac/ Dc	5	___*
Hart e Wilson, 2006	Invertec V160-T	35	___*
Rocha et al., 2006	Sincrowave 3005	15-20	12000
Cardoso, 2007	Kernit NTY 60	48-60	60-90
Mansano, 2007	Kernit NTY 60	5	80,5
Silva, 2007	Kernit NTY 60	40-60	120
Atoui, 2008	Inversora Origtig	36	___*
Cavalcante et al., 2009	Micromelt	3	5

(\*) Dados não mencionados

Já em relação às médias de força máxima necessárias para fratura e flexão dos cantilevers, verificamos (Gráfico 01) que todos os grupos, independente do tipo de solda ou da configuração do cantilever, tiveram resultados acima dos valores médios da força de mastigação comumente encontrados na literatura, que é em torno de 150N, sendo o grupo de solda TIG com barras distais duplas mistas (GDDM) o que apresentou maior média (425,67N) seguido pelo grupo controle (GC) que obteve 329,33 N, valores estes próximos aos máximos encontrados por Gibbs, em 1986.

Os achados deste trabalho evidenciam que o método de soldagem TIG para o titânio em supraestruturas com *cantilevers* reforçados com barras mistas proporcionou comportamento semelhante ao método de soldagem laser para o titânio em supraestruturas com *cantilevers* de barras simples, quanto aos valores máximos de força necessários para fratura ou flexão dos mesmos. Entretanto, ainda são necessários estudos que utilizem como controle supraestruturas com barras fundidas, que é a configuração clinicamente consolidada e eficaz de acordo com Atoui (2008), e que investiguem a soldagem TIG em

relação às propriedades dos metais utilizados em reabilitação oral, bem como em relação aos parâmetros deste método de soldagem.

## 5 CONCLUSÃO

Diante das limitações de um estudo *in vitro* e do caráter piloto deste trabalho, pode-se concluir que embora as médias de força máxima necessárias para fratura ou flexão dos *cantilevers* tenham sido maiores para o grupo de solda TIG com braços suspensos reforçados por barras de maior diâmetro (GDDM), não houve diferença estatística significativa em relação ao grupo controle de solda laser (GC). Este, pelo contrário, mostrou-se superior tanto quando comparado a GDS quanto a GDD. Assim sendo, conclui-se que GDDM é o grupo mais promissor de todos os experimentais testados já que seu desempenho se assemelha ao das supraestruturas de titânio soldadas a laser. Entretanto, mais estudos laboratoriais simulando outros testes mecânicos como a resistência flexural, o alongamento (deformação longitudinal) e a resistência à fadiga (ciclagem mecânica) ainda são necessários antes da indicação de testes clínicos.

## 6 AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPEMIG (Projeto: D-003/2009) pelo apoio financeiro na forma de bolsa de iniciação científica; 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 “Prof. Henner Alberto Gomide” (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU; e ao Laboratório de Metalurgia e Cerâmica da Escola Técnica de Saúde (ESTES) – sem os quais seria impossível a realização desta pesquisa.

## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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.

ATTARD, N. J; ZARB, G. A. Long-term treatment outcomes in edentulous patients whit implan-fixed prostheses: The Toronto study. **Int J Prosthodont**, v.17, p.417-424, 2004.

BARBOSA, G. A. S.; BERNARDES, S. R.; MATTOS, M. G. C.; NEVES, F. D.; RIBEIRO, R. F. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. **Cienc Odontol Bras.**, São José dos Campos, v.10, n.1, p.84-89, 2007.

BERG, E.; WAGNER, W. C.; DAVIK, G.; DOOTZ, E. R. Mechanical properties of laser welded cast and wrought titanium. **J. Prosthet. Dent.**, v.74, n.3, p.250-257, 1995.

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.

BEZERRA, R. M. et al. Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c.p. soldado a laser utilizando em prótese sobre implante. **Ecl. Quím.**, São Paulo, v.24, p.113-124, 1999.

BLUSTEIN, R. et al. A reliable technique of post soldering of nonprecious ceramic units. **J. Prosthet. Dent.**, v.36, n.1, p.112-4, Jul. 1976.

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.

BRÅNEMARK P-I.; SVENSSON B.; VAN STENBERGHE D. Ten years survival rates of fixed prostheses on four or six fixtures ad modum Brånemark in full edentulism. **Clinic Oral Implants Res**, v.6, p.227-231, 1995.

CAPUTO, A. A. **Biomechanics in clinical destistry.** Cap. 6. Chicago: Quintessence, 1987.

CARDOSO, L. M. **Avaliação da resistência à flexão de liga de titânio submetida a soldagens laser e TIG, visando a prótese dentária.** 58f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de São Paulo, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

CARR, A. B.; BRANTLEY, W.A. Titanium alloy cylinders in implants framework fabrication: a study of the cylinder-alloy interface. **J Prosthet Dent.**, v.69, n.4, p.391-397, 1993.

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.

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.

DUYCK, J. et al. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. **Clin Oral Implant Reserch**, v. 5, n. 11, p. 465-476, 2000.

ELIASSON, A; PALMQVIST, S; SVENSON, B; SONDELL, K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, p. 505-510, 2000.

ENGSTRAND, P.; GRÖNDAHL, K.; OHRNELL, L. O.; NILSSON, P.; NANNMARK, U.; BRÅNEMARK, P-I. Prospective follow-up study of 95 patient's with edentulous mandibles treated according to the Brånemark Novum concept. **Clin Implant Dent Relat Res**, Suécia, v. 5, n. 1, p. 3-10, 2003.

GABRIELLI, A. C. R. **Emprego da soldagem TIG (tugsten inert 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.

GIBBS, C.H. et al. Limits of human bite strength. **J. Prosthet. Dent.**, v.56, n.2, p.226, Aug. 1986.

GORDON, T. E.; SMITH, D. L. Laser welding of prostheses – an initial report. **J. Prosthetic. Dent.**, v.24, n.4, p.472-476, 1970.

HART, C. N.; WILSON, P. R. Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent.**, Melbourne, v. 96, n.1, p.25-36, 2006.

HENRY, P. J.; VAN, S. D.; BLOMBACK U. et al. Prospective multicenter study on immediate rehabilitation of edentulous lower jaws according to the Branemark Novum Protocol. **Clin Implant Dent Relat Res.**, Austrália, v.5, n.3, p.137-142, 2003.

JEMT, T.; LINDÉN, B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. **Int J Periodontics Restorative Dent.**, v.12, n.3, p.177-184, 1992.

LI, H.; XIAO, N.; ZHAO, Y. Dental welding titanium and its clinical usage. **Cheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi.**, v.15, n.3, p.303-305, 310, Sep. 1998.

LIU, J.; WATANABE, I.; YOSHIDA, K.; ATSUDA, M. Joint Strength of laser-welded titanium. **Dental materials**, v.18, p.143-148, 2002.

MANSANO, R. A. S. **Efeitos de diferentes tipos de soldagem na resistência a tração de estruturas de Ni-Cr**. 79f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2007.

MARKARIAN, R. A.; UEDA, C.; SENDYK, C. L.; 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.**, São Paulo, v. 16, n.2, p.117-122, 2007.

MARQUES, P.V. **Tecnologia da soldagem**. Belo Horizonte: ESAB, 1991.

MISCH, C. E. **Implantes Odontológicos Contemporâneos**. São Paulo: Pancast, p. 795, 1996.

NACONECY, M. M. **Força e momento fletor em pilares de prótese tipo Brånemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares**. 2006. 95 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

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.

O'MAHONY, A. M. et al. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clin Oral Implants Res.** v. 12, n. 6, p. 648-57, 2001.

PAREL, S. M. A system for definitive restoration of single-stage implants in one day. **Dent Today**, Texas, v.21, n.2, p.106-111, 2002.

PAREL S. M.; TRIPLET R. G. Rescue procedure for the Brånemark Novum protocol. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n.3, p. 421-424, 2005.

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

ROCHA, R.; PINHEIRO, A. L. B.; VILLA VERDE, A. B. Flexural strenght of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd: YAG laser or TIG welding. **Braz Dent J.**, São José dos Campos, v.17, n.1, p.20-23, 2006.

ROSENSTIEL, S.; LAND, M.; FUJIMOTO, J. **Prótese fixa contemporânea**. São Paulo: Santos, 2002.

SAHIN, S.; CEHRELI, M., C.; YALÇIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **Journal of Dentistry**, v.30, p.271-282, 2002.

SALLES, A. E.B., **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em dois sistemas de próteses mandibulares sobre implantes: Barra Distal e Solda a Laser.** 2008. 77 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba 2008.

SHILLINGBURG, J. et al. **Fundamentos de prótese fixa.** 3.ed. São Paulo: Santos, 1998.

SIEGEL, S. **Estatística não-paramétrica para as ciências do comportamento.** Trad. Alfredo Alves de Farias. Ed. McGraw-Hill do Brasil: São Paulo, p.350, 1975.

SILVA, J. **Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem: chama direta - TIG - laser.** 104f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

SIMAMOTO-JÚNIOR, P. C; DAVI, L. R; GOMES, V. L; NOBILO, M. A. A, NEVES, F. D. Immediate function in the edentulous mandible: replacement of a lost implant using prefabricated guides. **J Prosthet Dent**, v.95, n.2, p.61-4, 2006.

SIMAMOTO-JÚNIOR, P. C. **Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alteração do número e diâmetro das fixações.**112 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2008.

SJOGREN, G.; ANDERSSON, M.; BERGMAN, M. Laser welding of titanium in dentistry. **Acta Odontologica Scandinavica**, v.46, p.247-253, 1998.

SMET, E. D.; DUYCK, J.; 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**, v.22, p.580-594, 2007.

SOARES, P. V. et al. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolar. Part II. Strain measurement and stress distribution. **J. Phosthet Dent**, v.100, n.2, Proof 17226#3, 2008.

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**, v.35, p.123–127, 2008.

SOUZA, P. C. R.; DINATO, J. C.; BOTTINO M. A.; GUASTALDI, A.C. Brazing and laser welding of a Ni-Cr alloys. **Pós-Grad Rev Fac Odontol.**, São José dos Campos, v.3, n.2, p.7-16, 2000.

STEINMAM, R. R. Warpage produced by soldering with dental solders and gold alloys. **J. Prosthet. Dent.**, v.4, n.3, p.384-95, May. 1954.



TAIRA, M.; MOSER, J. B.; GREENER, E. H. Studies of Ti Alloys for Dental Castings. **Dental Materials**, v.5, p.45-50, 1989.

TAYLOR, J.C.; HOUDRUM, O.S.; PRASAD, A. Effects of joint configuration for the arc welding of cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. **J. prosth. Dent.**; v.79, n.3, p.293-7, 1998.

TEHINI, G. E.; STEIN, R.S. Comparative analysis of the techniques for soldered connector. **J. Prosthet. Dent.**, v.69, n.1, p.16-9, 1993.

TORRES, E. M. **Estudo da correlação da adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por infra-estruturas fundidas em monobloco – análise fotoelástica.** Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade do Estado de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

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.

VASCONCELOS, L. W et al. Função imediata em mandíbula: simplificação da técnica. **Implant News**, v.2, n.2, p.149-52, 2005.

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**, v.15, p.360-365, 2004.

WAINER, E. et al. **Soldagem: processos e metalurgia.** São Paulo: Edgard Blucher, 1992.

WANG, R. R.; WELSCH, G. E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.74, n.5, p.521-530, Nov. 1995.

WATANABE, I.; TOPHAN, D. S. Tensile strength and elongation of laser-welded Ti and Ti-6Al-7Nb. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.**, v.71, n.1, p.46-51, 2004.

WATANABE, I.; WATKINS, J. H.; NAKAJIMA, H.; ATSUTA, M.; OKABE, T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. **J Dent Res.**, v.76, n.3, p.773-9, Mar 1997.

WAUGH, L. M. Dental observations among Eskimo. VII. Survey of mouth conditions, nutritional study and gnathodynamometer data, in most primitive and populous native villages in Alaska. **J Dent Res**, v.16. p.355, 1937.

WISKOTT, H. W.; MACHERET F.; BUSSY F.; BELSER, U.C. Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. **J Prosthet Dent.**, v.77, n.6, p.607-16, 1997.

YAMAGISHI, T.; ITO, M.; FUJIMURA, Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulse Nd: YAG laser apparatus. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.70, n.3, p.264-273, Sept. 1993.