

***In vitro* assessment of the effect of three joining methods (brazing, laser and TIG)
on the marginal misfit of cobalt-chromium superstructures used in prostheses over
implants**

Francisco Carlos Lazzaro Barbi

Corresponding author:
Francisco Carlos Lazzaro Barbi
Avenida Nóbrega, 616
Maringá, 87010-180
Paraná, Brazil
Phone: 55 44 30316950
E-mail: frbarbi@wnet.com.br

RESUMO

Contexto do problema: a influência final das diferentes técnicas de soldagem sobre os níveis de desajuste marginal de próteses sobre implante é ainda pouco conhecida.

Propósito do estudo: avaliar *in vitro* o efeito de três diferentes processos de soldagem sobre o desajuste marginal de estruturas protéticas fundidas em uma liga de cobalto-cromo sobre intermediários utilizados em próteses sobre implantes.

Material e Métodos: um dispositivo especialmente projetado foi utilizado para a fundição, soldagem e mensuração do desajuste marginal. Foram produzidos 45 corpos de prova aleatoriamente divididos em três grupos de 15: Grupo I – brasagem; Grupo II – *laser*; e Grupo III – TIG. O desajuste marginal foi mensurado através do teste de um parafuso com o uso da microscopia eletrônica de varredura em três diferentes posições: D (Distal), C (Central) e M (Mesial) na face vestibular nos cilindros A (referência) e B (teste). A análise de variância ANOVA de Welch foi aplicada sobre os dados com um nível de significância de 95% ($p < 0,05$).

Resultados: diferenças estatisticamente significativas foram encontradas no cilindro A entre brasagem e laser ($p = 0,0134$) nas posição M, e entre brasagem e TIG (0,0366) na posição C. No Lado B diferenças significativas foram encontradas entre brasagem e laser ($p < 0,0001$) e laser e TIG ($p < 0,0001$) na posição M; brasagem e Tig ($p = 0,0069$) na posição D; e entre brasagem e TIG ($p = 0,0003$) e laser e TIG ($p = 0,0079$) na posição C.

Conclusões: o tipo de solda utilizado no processo de união de estruturas protéticas influenciou o resultado final dos desajustes marginais, e a solda TIG produziu os menores desajustes marginais em comparação com a brasagem e a solda a *laser*.

Implicações clínicas: o nível de desajuste marginal pode ser afetado pela escolha do tipo de solda utilizada na união de estruturas protéticas. Contudo, desde que os cuidados envolvidos em cada técnica sejam seguidos adequadamente, os três tipos de solda são capazes de produzir desajustes marginais médios abaixo dos 100 μm .

Palavras chaves: prótese sobre implante; desajuste; passividade; soldagem.

ABSTRACT

Statement of problem: The final influence of different methods for joining prosthesis over implants on the level of marginal misfit is still not well known.

Purpose of study: To assess the effects of three different methods of joining prosthetic structures on the marginal misfit of test specimens cast in a Cobalt-Chromium alloy placed over intermediates used in prosthesis over implants.

Material and methods: A specially designed device was used for casting, joining and measuring the marginal misfit. Forty-five specimens were fabricated and randomly divided into three groups with 15 specimens each: Group I – brazing; Group II – *laser*; and Group III – TIG. The marginal misfit was measured using the one-screw test and electron scanning microscopy in three different positions: D (Distal), C (Central) e M (Mesial) on the vestibular face of both abutments A (reference) and B (test). Welsh's ANOVA was applied on the data at a level of significance of 95% ($p < 0,05$).

Results: statistically significant differences were found on abutment A between brazing and laser ($p = 0,0134$) in M, and between brazing and TIG (0,0366) in C. On the abutment B significant differences were found between brazing and laser ($p < 0,0001$) and laser and TIG ($p < 0,0001$) in M; brazing and TIG ($p = 0,0069$) in D; and between brazing and TIG ($p = 0,0003$) and laser and TIG ($p = 0,0079$) in C.

Conclusions: The method for joining prosthetic structures had an influence on the level of marginal misfit. Structures joined by TIG method produced the best average results in comparison to brazing and laser methods.

Clinical implications: The level of marginal misfit may be affected by the choice of the method for joining prosthetic structures. However, provided that all care involved in each technique is adequately followed, all three joining methods seem to be capable of producing marginal misfits under 100 μm .

Keywords: Prosthesis over implants; marginal misfit; passivity; joining.

INTRODUÇÃO¹

A descoberta da osseointegração foi um evento importante, que mudou permanentemente a forma como os clínicos tomam as suas decisões sobre a melhor opção de tratamento em casos de pacientes que necessitam substituir dentes perdidos.¹ Com as novas possibilidades de reabilitação bucal introduzidas pelas próteses fixas suportadas por implantes, novos desafios foram impostos pela amplitude de possibilidades disponíveis ao clínico. Próteses fixas suportadas por implantes são essencialmente superestruturas retidas por parafusos ou cimento, e a escolha da técnica em questão demanda uma avaliação criteriosa de uma série de premissas e parâmetros, entre os quais o aspecto clínico da adaptação.²

Muitos autores entendem a adaptação passiva de próteses sobre implantes como sendo essencial ao sucesso em longo prazo do tratamento.^{3,4,5} Sinônimo de adaptação ideal, a adaptação passiva é considerada um dos pré-requisitos mais importantes para a manutenção da interface osso/implante e de uma superestrutura livre de tensões.² A passividade poderia ser definida como a absoluta falta de tensões sobre os componentes do implante de suporte e sobre o osso circundante, na ausência de uma carga externa aplicada. Esse requerimento vital deveria ser fornecido pelo encaixe simultâneo e parêntese das superfícies dos elementos de união entre o *abutment* e a superestrutura.⁶ No caso de uma prótese retida por parafuso, se os espaços marginais entre a estrutura e os *abutments* forem excessivos, pré-cargas externas consideráveis serão introduzidas sobre

¹ Este trabalho, incluído o seu resumo, foi elaborado baseado nas normas de publicação da revista “*The Journal of Prosthetic Dentistry*”, para onde o mesmo será enviado após as devidas adaptações.

os *abutments* do implante e os parafusos de fixação, podendo levar ao desaperto ou fratura dos componentes.^{2,7-12}

O cuidado clínico na obtenção da moldagem e confecção do modelo, além dos procedimentos laboratoriais durante a fabricação de uma estrutura fundida, influencia a adaptação final.² Assim, estruturas de arco completo geralmente requerem o seu seccionamento e soldagem para melhorar a sua adaptação.² Várias técnicas de soldagem para corrigir distorções nas estruturas já foram descritas na literatura.¹³ Essas técnicas envolvem tanto a fundição em unidades separadas quanto o seccionamento vertical do modelo fundido, seguido pela indexação sobre o modelo mestre ou na boca.¹⁴ Contudo, a influência final das diferentes técnicas de soldagem sobre os níveis de desajuste marginal é ainda pouco conhecida, e decisões sobre qual técnica utilizar estão baseadas, mais frequentemente, na oferta constantemente introduzida pela indústria, do que em relatos clínicos sólidos.

Portanto, este estudo *in vitro* tem o propósito de contribuir para uma melhor compreensão da influência do tipo de soldagem sobre o desajuste marginal de infraestruturas fundidas em uma liga de cobalto-cromo (Co-Cr), seccionadas e unidas através de três diferentes métodos de soldagem comumente utilizados na Odontologia (brasagem, TIG e *laser*). Para tanto, foi utilizado um dispositivo especialmente projetado para a mensuração do desajuste marginal através do teste de um parafuso proposto por Jemt (1991),¹⁵ e com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura (MEV).

MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização deste experimento, foram confeccionados 45 corpos de prova, que foram aleatoriamente divididos, de acordo com o tipo de solda utilizada, em três grupos de 15, da seguinte forma: Grupo I – solda por brasagem; Grupo II – solda *laser* e; Grupo III – solda TIG.

1. Componentes protéticos

Todos os componentes e materiais protéticos utilizados neste estudo foram gentilmente cedidos pela empresa SIN – Sistema de Implante Nacional Ltda. (São Paulo, SP – Brasil) (Tabela I).

Tabela I. Componentes e materiais protéticos utilizados no estudo.

Descrição do produto	Código	Quantidade
Implante <i>Revolution</i> Ø3,25 mm X 10 mm de comprimento	SURM 3210	02
Transferente de moldeira fechada	TMFM 4800	02
Parafuso de retenção	PRH30	50
Conjunto Fio <i>Overdenture</i> Azul	F001	20
Cilindros plásticos com base em Co-Cr	CLEM 4800	90
Bloco de Co-Cr para fundição Kera 501 [®] (Anexo B)	KSIN	30
Análogo Mini- <i>Abutment</i> (minipilar cônico)	ANMA 4800	90

2. Dispositivo de trabalho

Para este estudo, foi desenvolvido um dispositivo de trabalho em aço inoxidável de 34 mm (comp.) X 12 mm (larg.) X 13 mm (alt.), com dois orifícios especialmente projetados para alojar os análogos de minipilar cônico com um espaço entre eles de 15 mm, medido de centro a centro dos orifícios dos parafusos de retenção desses componentes, representando um valor médio da distância ideal entre os implantes,¹⁶ simulando uma estrutura de prótese tipo barra (Figura 1). Além disso, 2 implantes Ø3,25 mm x 4,1 mm e 10 mm de comprimento foram colocados a 7 mm de distância do centro de cada um dos orifícios para os análogos. O objetivo destes implantes foi de servir como guia para a confecção da matriz de silicone que orientou a montagem dos padrões de cera para a fundição dos corpos de prova. O dispositivo de trabalho foi desenvolvido de forma a permitir a troca dos análogos para cada corpo de prova durante a avaliação microscópica. Para tanto, foram colocados dois parafusos de retenção dos análogos na lateral do dispositivo de trabalho (Figura 2).

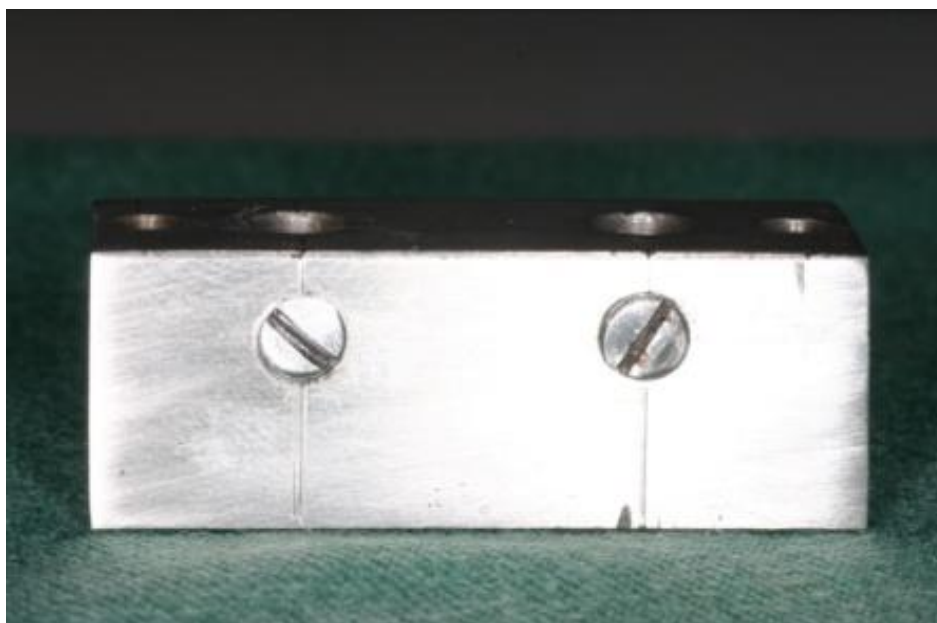


Figura 1. Dispositivo de trabalho.



Figura 2. Dispositivo de trabalho com análogos e implantes.

3. Confeção dos padrões para a fundição dos corpos de prova

3.1. Preparação dos padrões

A altura dos cilindros de plástico utilizados para a montagem dos padrões de fundição foi mantida conforme as especificações do fabricante, sem quaisquer alterações.

Com o objetivo de se obter a uniformidade necessária dos corpos de prova, uma base em gesso especial tipo 4 (Elite Rock, Zhermack Spa. - Badia Polesine, Itália) foi confeccionada para permitir que o dispositivo de trabalho fosse fixado sobre a mesa guia do delineador (Bio Art 1000N - São Carlos, Brasil). Assim, um eixo único de inserção para a união das barras plásticas com os cilindros foi obtido, garantindo a

exatidão do posicionamento das barras, que foram cortadas em comprimentos iguais a 10 mm e posicionadas a uma altura de 13 mm em relação ao dispositivo (Figuras 3 e 4).



Figura 3. Padronização do tamanho das barras.

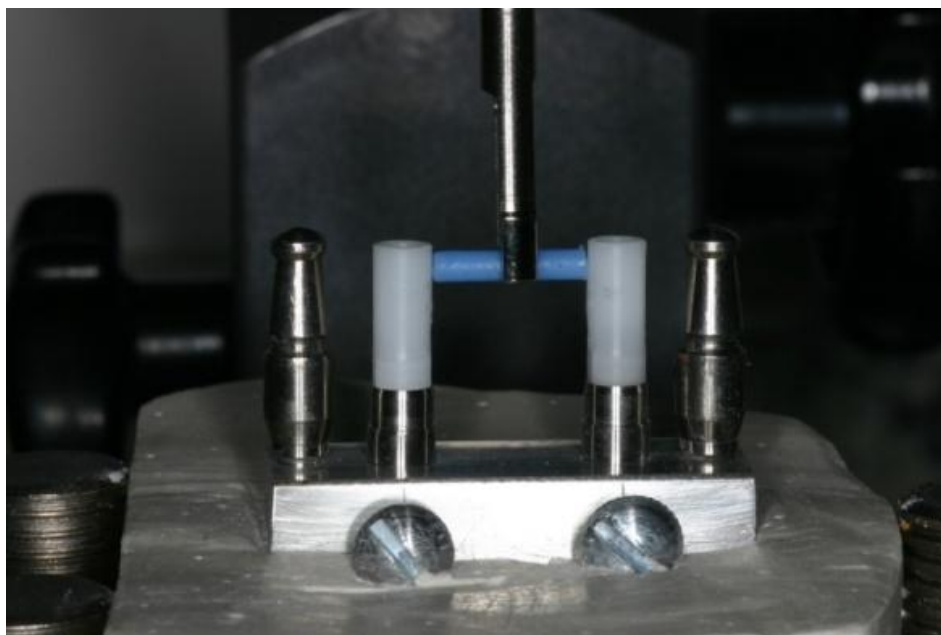


Figura 4. Montagem das barras dos padrões de fundição.

A barra foi cuidadosamente posicionada e, então, fixada aos cilindros plásticos com cera de enceramento (CROW, Renfert GmbH 78247 – Hilzingen, Alemanha). Em seguida, nos dois implantes estrategicamente localizados em cada lado dos análogos, foi adaptado um dispositivo transferente de moldeira fechada, com o objetivo de servir como guia para a confecção de uma matriz de silicone produzida com pasta densa *soft* (Express XT, 3M do Brasil Ltda. - Sumaré, Brasil) para garantir a fiel reprodução dos demais padrões de fundição (Figuras 5 e 6).

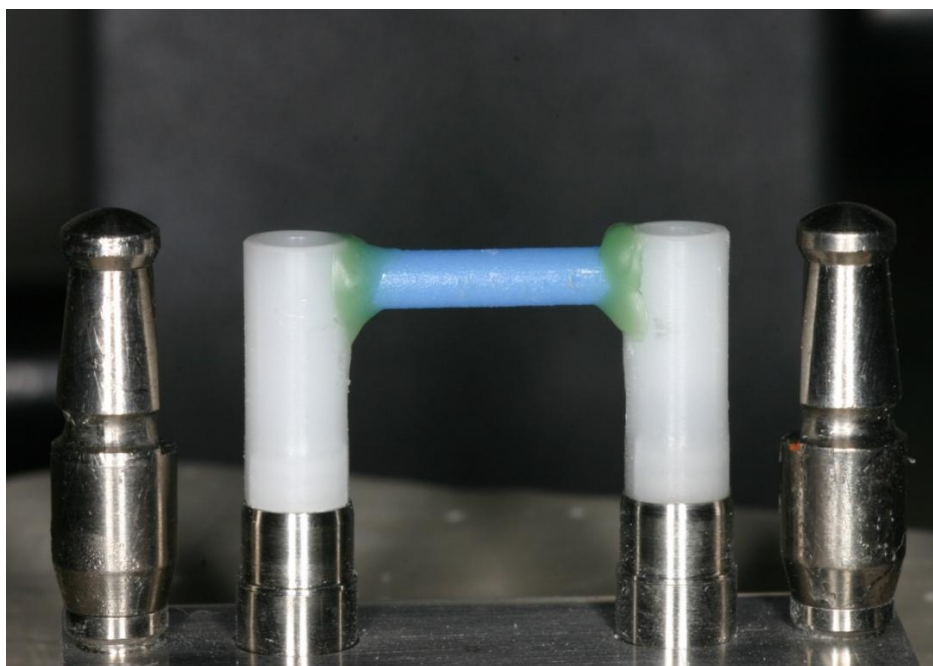


Figura 5. Barra fixada com cera e adaptação dos transferentes de moldeira fechada.

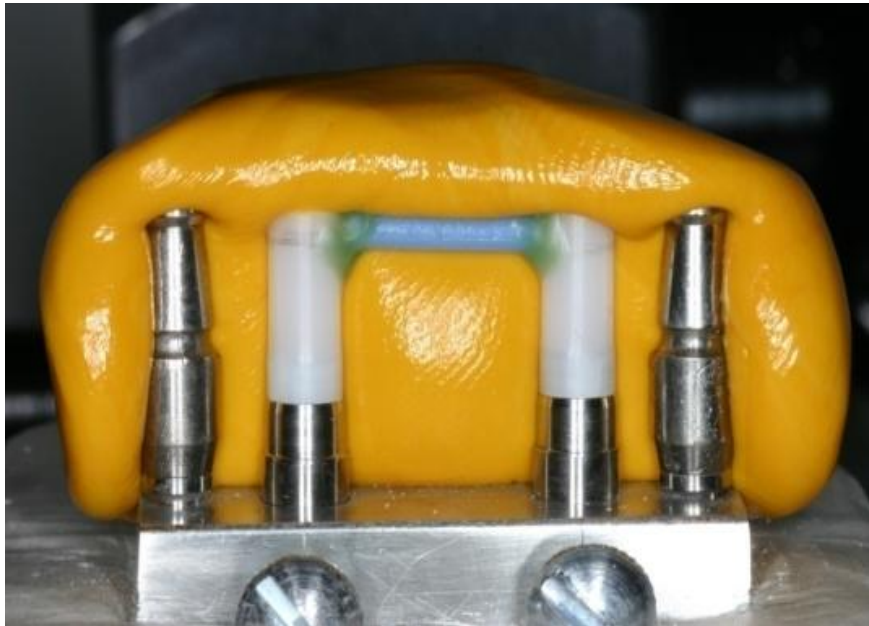


Figura 6. Confecção da matriz de silicone.

Com o uso da matriz de silicone, todos os demais padrões de fundição foram reproduzidos identicamente. Durante a confecção dos padrões de fundição, os cilindros posicionados à esquerda do observador foram marcados com um pingo de cera, representando a face vestibular de cada um dos padrões. Esses pontos serviram como orientação para o correto posicionamento dos corpos de prova durante os procedimentos de corte, soldagem e mensuração (Figura 7).



Figura 7. Ponto de cera na face vestibular do corpo de prova.

Após a remoção dos padrões de fundição da base do dispositivo, o *sprue* foi cuidadosamente inserido. Cada conjunto confeccionado foi fixado a uma base formadora de cadinho e posicionado centralmente em um anel de silicone, para inclusão do revestimento (Figura 8).



Figura 8. Conjunto para inclusão do revestimento.

3.2. Inclusão, fundição, desinclusão e acabamento dos corpos de prova

A inclusão foi realizada através de um processo de aquecimento rápido, utilizando-se o revestimento *Heat Shock Investment* (Polidental – Cotia, Brasil). A mistura dos componentes foi realizada em uma proporção de 100 g de pó para cada 25 ml do líquido, de acordo com as especificações do fabricante. A mistura foi espatulada manualmente por 30 segundos, seguido por espatulação mecânica a vácuo (Polidental

modelo A 1178/97 – Cotia, Brasil) por mais 60 segundos, e 30 segundos sob vácuo sem espatulação. Depois, o revestimento foi vazado dentro do anel, preenchendo os padrões até o topo, que foram colocados dentro de uma pressurizadora (Air Press, JVR - Brasil), para eliminar toda e qualquer possibilidade de bolhas dentro dos anéis de PVC. O tempo total de trabalho de inclusão dos anéis foi de aproximadamente 5 minutos, seguidos por 20 minutos de tempo de bancada.

Os anéis foram, então, colocados em um forno de fundição (EDG 3000, EDG Equipamentos - São Carlos, Brasil) pré-aquecido a 750° C, em uma posição vertical com os condutos voltados para baixo, permitindo a saída dos gases. A temperatura foi elevada a 950° C por um período de 30 minutos. Em seguida, os padrões foram fundidos utilizando-se sempre uma liga nova de Co-Cr (Kera 501®, Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH - Alemanha) com o uso de maçarico a gás e oxigênio em uma centrífuga comum. A partir de então, os padrões para fundição passaram a ser denominados corpos de prova.

A desinclusão dos corpos de prova ocorreu somente após o seu completo resfriamento. O revestimento ao redor dos corpos de prova foi inicialmente removido com brocas em carboneto de tungstênio FG 169-170 (Beavers Dental - Canadá) e, posteriormente, com jatos de óxido de alumínio (50 µm), com o uso de um jateador pneumático (Trijato Odonto Larcon - Maringá, Brasil). As peças foram, então, cortadas de seus condutos de alimentação por meio de discos de *carburundum*, e submetidas à inspeção visual, para a identificação de possíveis anormalidades.

É importante salientar que corpos de prova obtidos a partir de componentes cujas bases de assentamento são pré-usinadas não necessitam ser submetidos a nenhum procedimento de usinagem para melhorar o seu acabamento. Uma nova inspeção visual

e de sensibilidade tátil foi realizada para garantir que os corpos de prova estavam perfeitos para a pesquisa. O padrão de referência considerado foi a não existência de resistência ao assentamento e remoção dos corpos de prova sobre os análogos no dispositivo de trabalho. Após essa verificação, os corpos de prova foram, então, submetidos à limpeza em cuba ultrassônica com álcool isopropílico por 10 minutos, como preparação para os procedimentos de corte e de soldagem. Antes disso, alguns corpos de prova foram selecionados aleatoriamente e posicionados no dispositivo de trabalho. Somente o cilindro marcado com o ponto de referência no lado esquerdo da face vestibular foi apertado manualmente para a verificação do desajuste resultante do processo de fundição no cilindro oposto (Figura 9).

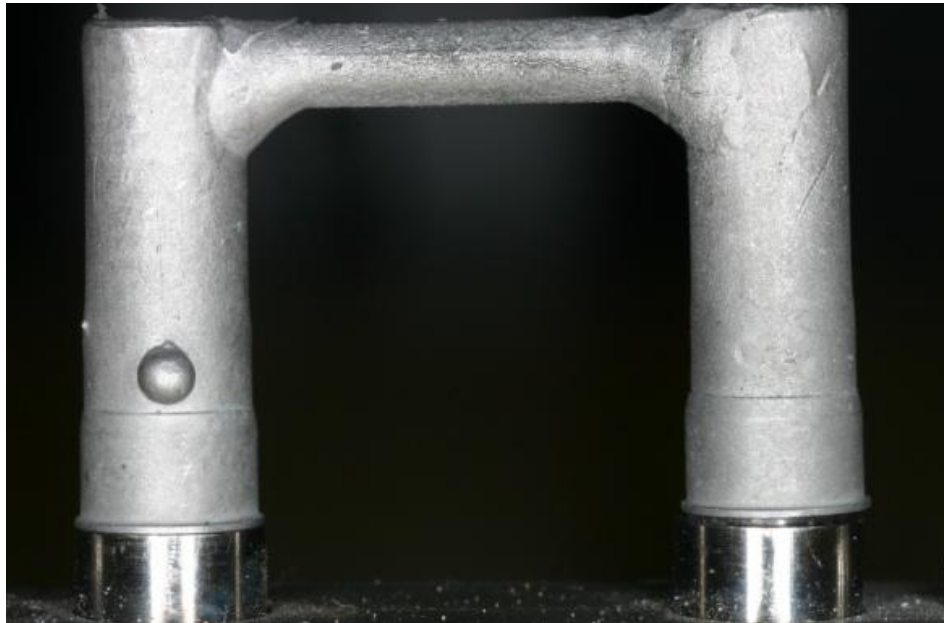


Figura 9. Corpo de prova fundido em monobloco mostrando o desajuste na face vestibular do cilindro direito (teste) em relação ao análogo.

4. Corte e soldagem dos corpos de prova

Os corpos de prova nos três grupos foram seccionados na região média da barra com discos de carborundum para ligas de ouro e cromo (Dura-Thin Metal Cutting Abrasive Disk, National Keystone Products Co. - Cherry Hill, N.J., EUA) (Figura 10).

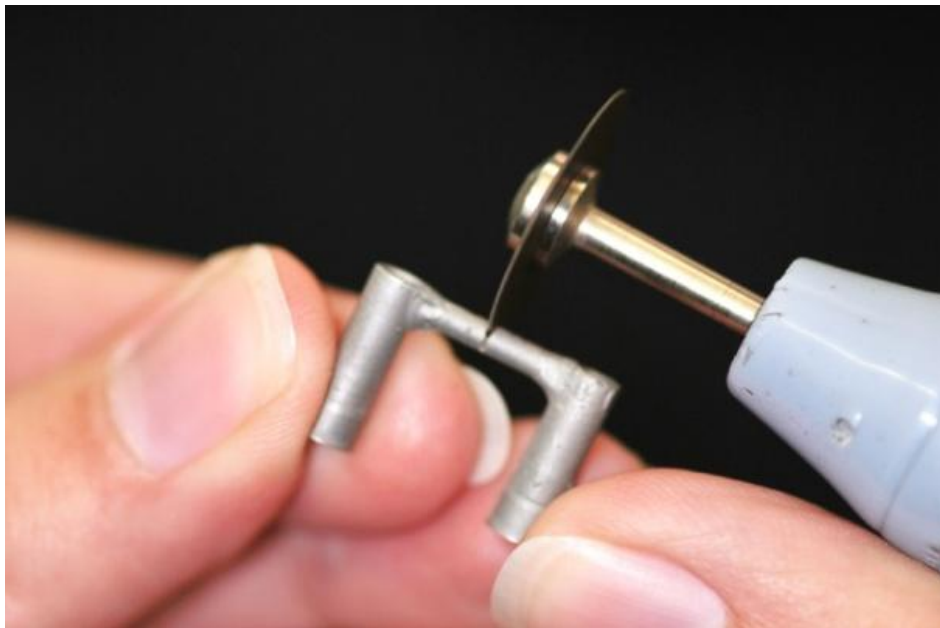


Figura 10. Corte no ponto médio da barra.

Imediatamente após o corte de cada barra, os corpos de prova foram assentados no dispositivo de trabalho de forma que o cilindro marcado com o ponto fosse sempre colocado no lado esquerdo da face vestibular do dispositivo de trabalho (lado de referência A). Ambos os cilindros foram aparafusados manualmente, garantindo a melhor adaptação possível dos cilindros (Figura 11).



Figura 11. Adaptação dos corpos de prova no dispositivo de trabalho.

4.1 Solda por brasagem

Após o corte e assentamento dos cilindros sobre os análogos, o espaço na barra foi preenchido com resina Duralay (Dental Mig Co. - Worth, IL, EUA) e, em seguida, os corpos de prova foram removidos do dispositivo de trabalho e incluídos em revestimento refratário para soldagem (Heat Shock Investment, Polidental – Cotia, Brasil) (Figura 12). Então, a resina acrílica foi removida com a chama de uma lamparina a álcool. A soldagem por brasagem foi realizada com maçarico a gás, vareta de solda e fluxo indicado para Co-Cr (Solda Flex e Fluxo Fit, Talmax [Talladium do Brasil] - Curitiba, Brasil). Após o completo resfriamento dos corpos de prova em temperatura ambiente, os mesmos foram limpos por meio de jateamento de óxido de alumínio 50 µm (Odonto Larcon – Maringá, Brasil).



Figura 12. União com resina para solda por brasagem.

4.2 Solda *laser*

Nesse método de soldagem, a união da barra dos corpos de prova foi realizada sem o uso de proteção de gás argônio, ou de material de preenchimento, em uma máquina de soldagem com um cristal de *laser* Nd: YAG (SISMA MAN 500 - Schio, Vi, Itália). Pontos de solda foram produzidos com um pulso de 70 J, tempo de 1,5 ms, a uma frequência de 5 Hz, com o diâmetro do pulso variando de 0,4 a 1,1 mm, sendo que a média utilizada foi de 0,7 mm (Figura 13).



Figura 13. Equipamento de solda *laser*.

4.3 Solda TIG

O espaço do corte foi preenchido com cunhas metálicas feitas com a mesma liga de Co-Cr, de modo a garantir o contato entre as duas faces da barra (Figura 14).



Figura 14. Espaço preenchido com cunhas de Co-Cr.

Em seguida, o corpo de prova foi soldado em uma máquina para solda TIG (Micromelt, EDG - São Carlos, Brasil) de acordo com procedimentos preconizados pelo fabricante (Figura 15).



Figura 15. Máquina para solda TIG.

5. Mensuração do desajuste em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Todos os procedimentos de preparação e de mensuração do desajuste marginal dos corpos de prova unidos com os três diferentes tipos de solda foram realizados no laboratório do Complexo de Centrais de Apoio à Pesquisa (COMCAP) da Universidade Estadual de Maringá (UEM).

5.1 Preparação dos corpos de prova para leitura em MEV

Como preparação para a mensuração do desajuste em MEV, os corpos de prova foram individualmente assentados sobre o dispositivo de trabalho. Para cada corpo de prova mensurado, um novo conjunto de análogos foi utilizado. Em seguida, apenas o cilindro correspondente à vestibular esquerda do operador, previamente marcado e denominado lado A (cilindro de referência), foi aparafusado – sempre com um parafuso novo e com uma aplicação de um torque inicial de 10 Ncm e um retorque também de 10 Ncm, 5 cinco minutos mais tarde, com o uso de um torquímetro eletrônico (DEA 028 Control Unit, Nobel Biocare - Gotemburgo, Suécia). O cilindro localizado à direita do operador na face vestibular do dispositivo de trabalho, e denominado lado B (cilindro teste), não recebeu qualquer tipo de aparafusamento, conforme descrito pelo teste de um parafuso proposto por Jemt (1991).¹⁵

Os corpos de prova montados no dispositivo de trabalho foram, então, adequadamente colocados sobre o suporte porta-amostras do microscópio eletrônico de varredura e, em seguida, colocados no interior do metalizador (Shimadzu IC-50 ion coater, Shimadzu Corporation - Kyoto, Japão), onde foram recobertos com uma fina camada de ouro (20-30 nm de espessura) (Figura 16). Essa cobertura metálica é necessária para aumentar a condutividade da superfície da amostra. O método de deposição é conhecido como evaporação em vácuo (“*sputtering*”), no qual átomos de ouro se depositam sobre a superfície da amostra como um filme fino.¹⁷ Assim, ao colocar as amostras no metalizador, uma bomba promove o vácuo no ambiente e, em seguida, a deposição dos átomos de ouro é realizada em dois ciclos de 5 minutos cada, em 6 mA.



Figura 16. Metalizador.

5.2 Mensuração dos corpos de prova

Imediatamente após o procedimento de metalização, cada corpo de prova foi numerado dentro de seu respectivo grupo, e a leitura do desajuste marginal foi realizada em um microscópio modelo Shimadzu SS 550 (Shimadzu Corporation – Kyoto, Japão), com uma magnificação de 200 X (Figura 17). As mensurações foram realizadas na face vestibular em relação ao operador, tanto no lado A (cilindro de referência) quanto no cilindro B (cilindro teste). A mensuração do desajuste marginal foi realizada através de leituras verticais nas posições distal (D), central (C) e mesial (M) (Figura 18). Os dados das leituras obtidas foram tabulados em uma planilha Excel (Microsoft, EUA) para a posterior análise estatística.



Figura 17. Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV).

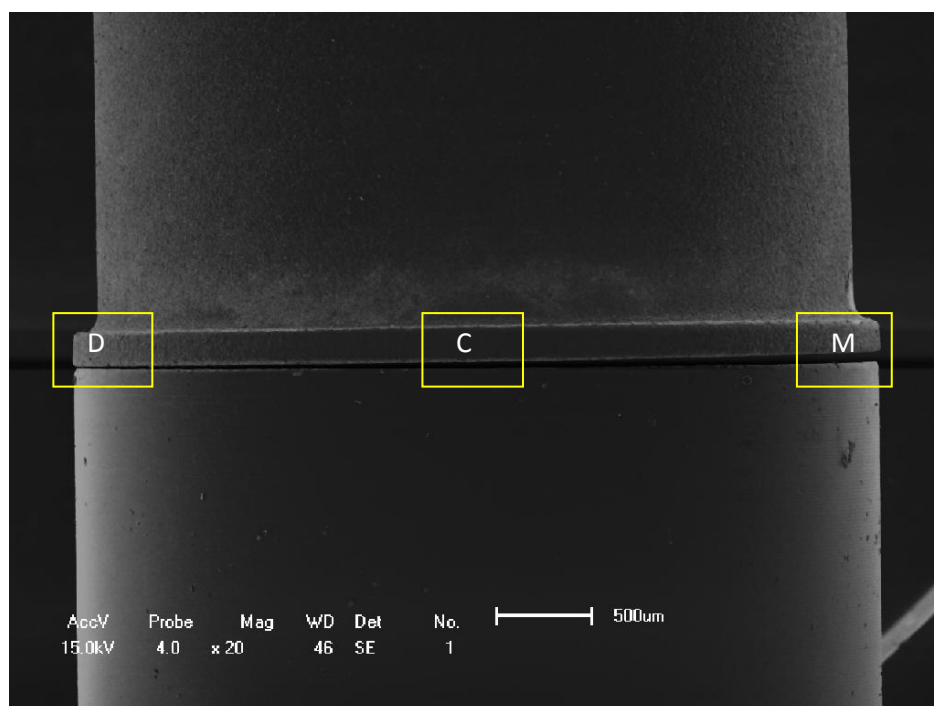


Figura 18. Áreas de mensurações.

6. *Análise estatística*

A análise de variância ANOVA de Welch, contemplando a presença de heterogeneidade, foi aplicada a fim de se avaliar os possíveis efeitos das variáveis “Lado”, “Solda” e “Lado x Solda” com um nível de significância de 95% ($P < 0,05$). Os pressupostos desse modelo de ANOVA são de que os resíduos devem seguir distribuição normal com variância constante.¹⁸ O programa utilizado para a análise estatística foi o *Statistical Analysis System* (SAS), disponível no Departamento de Estatística da UEM.

RESULTADOS

Os dados compilados das mensurações realizadas e os resultados estatísticos detalhados para cada posição mensurada estão disponíveis nas Tabelas 1 a 12 do Apêndice 1.

A partir da aplicação do teste de Levene sobre as mensurações encontradas, tem-se que a hipótese de igualdade de variâncias Lado x Solda entre os grupos é fortemente rejeitada ($p < 0,0001$). Essa evidência é claramente observada nos *boxplots* das Figuras 19-21.

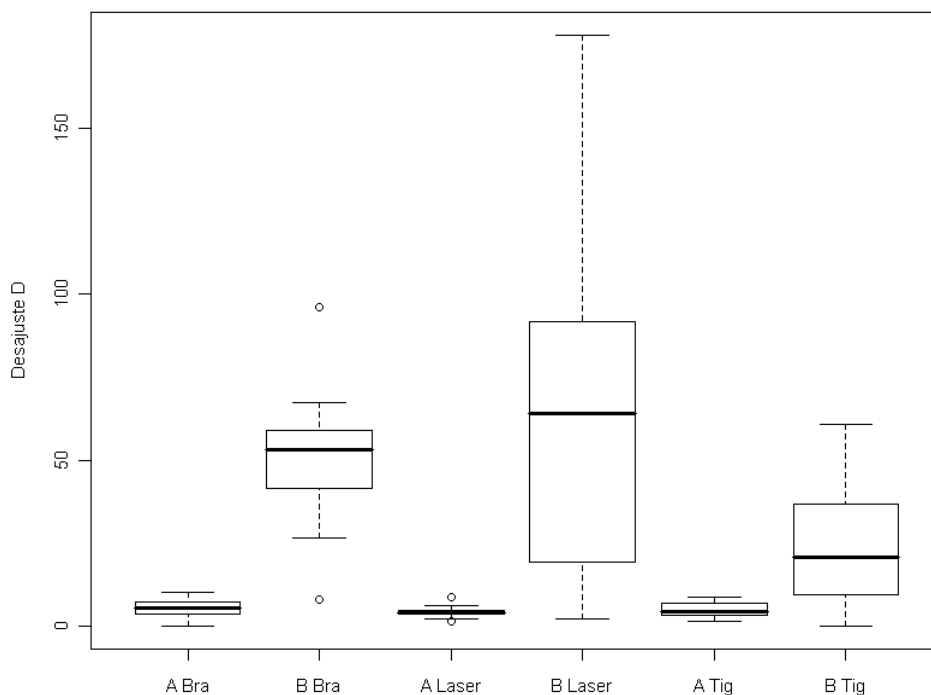


Figura 19. Representação gráfica dos desajustes em D.

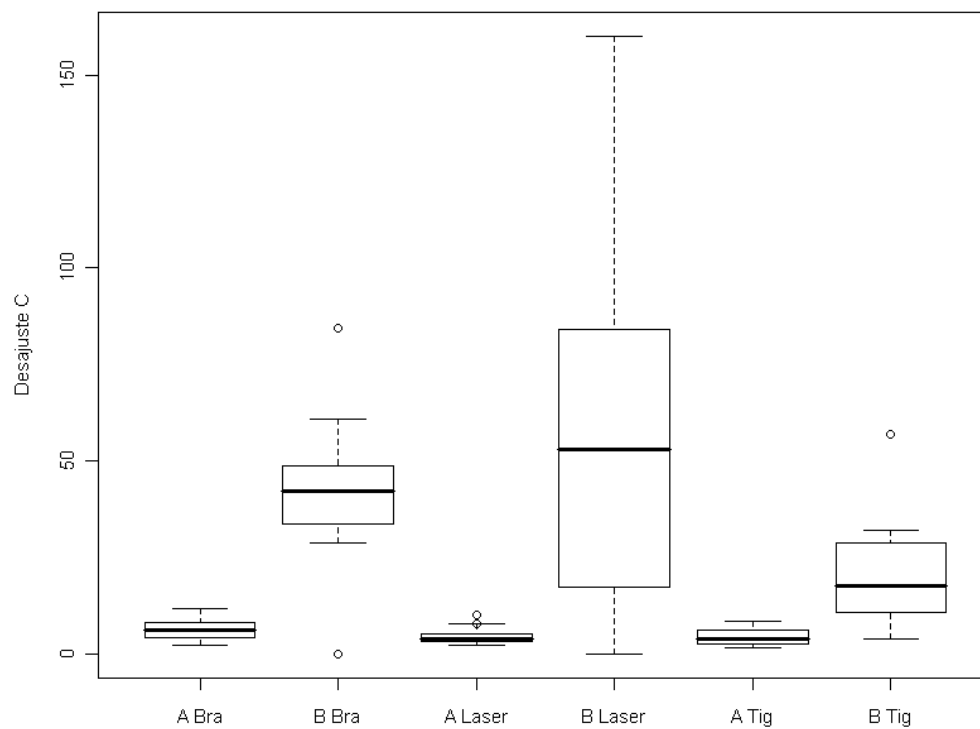


Figura 20. Representação gráfica dos desajustes em C.

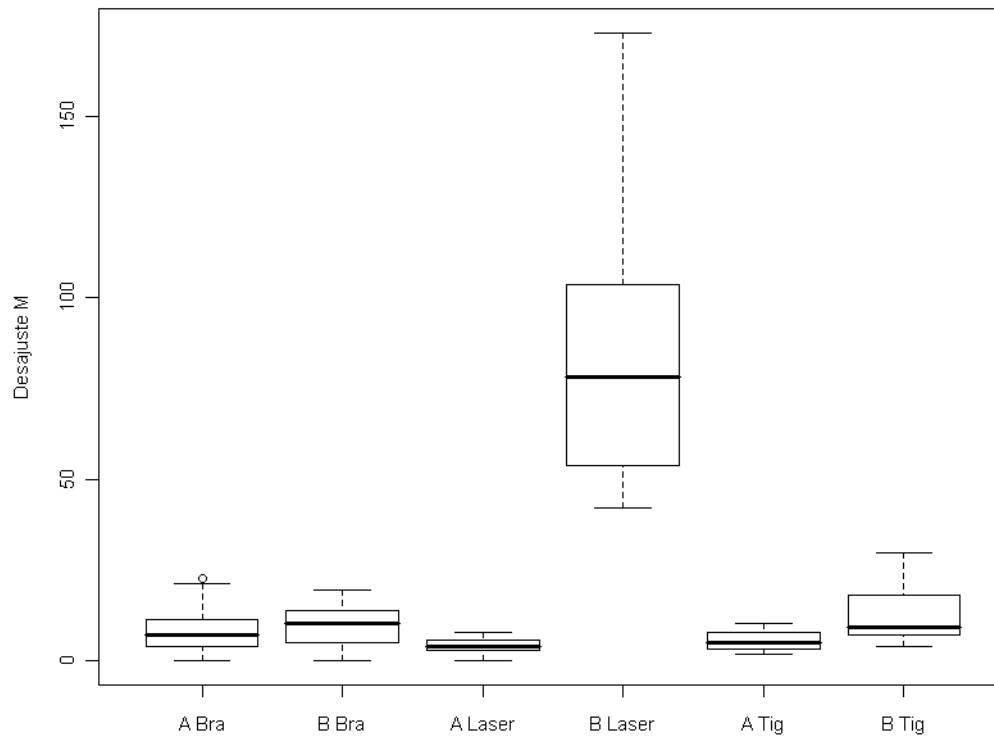


Figura 21. Representação gráfica dos desajustes em M.

Desajustes nas posições D, C e M

Com a aplicação da análise de variância de Welch sobre os dados coletados, as estimativas das médias dos valores encontrados para os desajustes marginais ao longo das três posições (D, C e M), para os lados A e B, foram calculadas dentro de um intervalo de confiança de 95%. Esses valores são apresentados na Tabela II.

Tabela II. Estimativas das médias e desvio padrão para os desajustes nas posições D, C e M.

Lado	Solda	Média (Desvio Padrão) μm		
		D	C	M
A	brasagem	5,22 (1,15)	5,79 (1,13)	7,44 (1,22)
	<i>laser</i>	3,82 (1,13)	4,30 (1,12)	3,96 (1,13)
	TIG	4,3211 (1,16)	3,80 (1,16)	4,84 (1,16)
B	brasagem	44,72 (1,16)	43,69 (1,08)	9,14 (1,21)
	<i>laser</i>	39,73 (1,40)	43,54 (1,31)	77,18 (1,11)
	TIG	19,57 (1,26)	16,25 (1,23)	10,48 (1,20)

Com os dados obtidos das estimativas das médias, o comportamento dos desajustes marginais ao longo das três posições (D, C e M), para os lados A e B, pode ser claramente observado no gráfico de linhas exibido na Figura 22. A Figura 23 (micrografias da MEV) ilustra a diferença dos ajustes marginais entre os lados A e B de um corpo de prova específico.

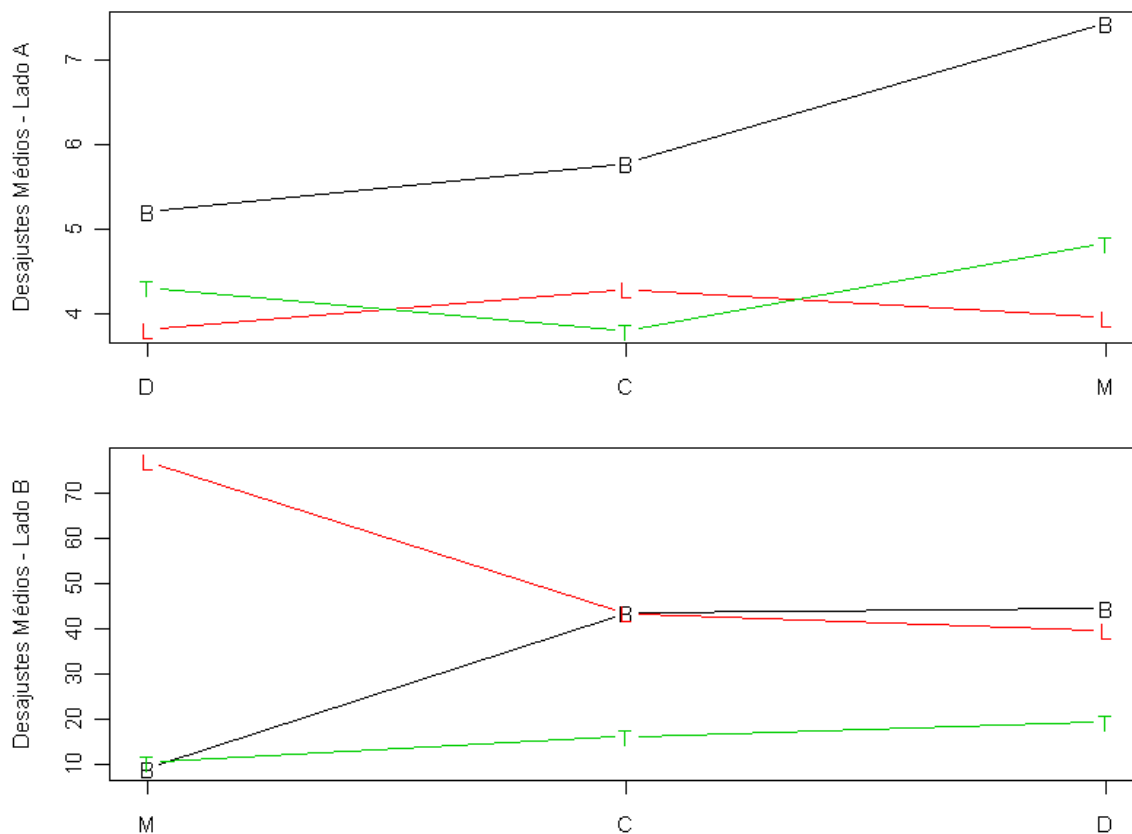


Figura 22. Comportamento dos desajustes médios de cada tipo de solda.

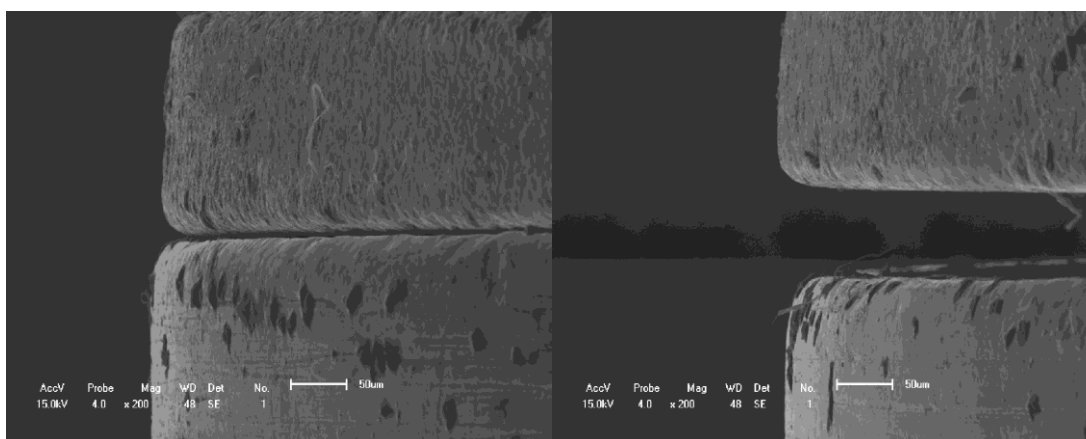


Figura 23. Corpo de prova nº. 15 (grupo 2): lado A, posição D; e lado B, posição M.

(Aumento 200 X)

Os valores das estimativas dos contrastes das médias dos desajustes entre os três diferentes tipos de solda são mostrados na Tabela III. Os resultados indicam que, na posição D, não houve diferenças médias significativas no Lado A. Por outro lado, no Lado B, uma diferença média significativa pode ser observada no contraste dos desajustes entre os grupos Brasagem e TIG. Na posição C, as médias dos desajustes foram significativamente diferentes entre os grupos Brasagem x TIG no Lado A, assim como entre os grupos Brasagem x TIG e *Laser* x TIG no Lado B. Na posição M, as médias dos desajustes foram significativamente diferentes entre os grupos Brasagem x *Laser* no Lado A, e entre os grupos Brasagem x *Laser*, e *Laser* x TIG no Lado B.

Tabela III. Contraste dos desajustes nas posições D, C e M.

Lado	Contraste	p- valor		
		D	C	M
A	<i>brasagem x laser</i>	0,1061	0,0837	0,0134*
	brasagem x TIG	0,3623	0,0366*	0,0964
	<i>laser x TIG</i>	0,5253	0,512	0,3043
B	brasagem X laser	0,7505	0,9903	<0,0001*
	brasagem x TIG	0,0069*	0,0003*	0,6066
	<i>laser x TIG</i>	0,0947	0,0079*	<0,0001*

* $p < 0,05$.

DISCUSSÃO

O presente trabalho avaliou *in vitro* o efeito de três diferentes processos de soldagem (brasagem, laser e TIG) sobre o desajuste marginal de estruturas protéticas fundidas em uma liga de cobalto-cromo (Co-Cr) sobre intermediários utilizados em próteses implantossuportadas, através do uso da microscopia eletrônica de varredura (MEV).

O ajuste passivo entre as estruturas do implante e as estruturas subjacentes tem sido considerado como sendo um fator crítico para o sucesso de longo prazo na osseointegração.²⁰ Além disso, o desajuste entre as estruturas que compõem a prótese também pode levar a complicações mecânicas importantes, tais como o desaperto dos parafusos protéticos e do *abutment*, ou ainda a fratura de vários componentes do sistema.¹⁹ Branemark²⁰ (1983) foi o primeiro a definir o conceito de adaptação passiva, propondo um nível máximo de 10 µm para o desajuste marginal como sendo aceitável, de modo a possibilitar a maturação e a remodelagem óssea em resposta às cargas oclusais. Em 1985, Klineberg e Muray²¹ sugeriram que fundições com discrepâncias maiores do que 30 µm sobre mais do que 10% da circunferência da interface do *abutment* eram inaceitáveis. Em 1991, Jemt¹⁵ definiu a adaptação passiva como um nível que não causasse quaisquer complicações clínicas de longo prazo, sugerindo desajustes abaixo de 150 µm como aceitáveis. Embora esses valores tenham sido amplamente relatados e mencionados na literatura, eles são essencialmente de origem empírica, não havendo um consenso sobre os níveis aceitáveis de desajuste e, portanto, reforçando a necessidade de experimentos que possam contribuir para uma melhor

compreensão clínica dos procedimentos envolvidos na confecção de estruturas protéticas sobre implantes.

Próteses parciais fixas convencionais fundidas em uma única peça são sensíveis à técnica utilizada, e certo grau de distorção (aproximadamente 100 μm) é inevitável,²² o que geralmente requer o seu seccionamento e soldagem de modo a melhorar a sua adaptação. A expansão de presa do material de revestimento, a técnica de inclusão do revestimento, e o tipo de liga fundida escolhida podem afetar a magnitude do desajuste final.²³ Embora ligas em ouro tenham uma contração de fundição menor do que as ligas em Co-Cr, resultados clínicos com acompanhamento de três anos de estruturas em Co-Cr mostraram-se promissores.²³ A escolha de uma liga de Co-Cr para esse trabalho baseou-se na ampla expansão de seu uso na Odontologia Protética, pois além de apresentar um custo reduzido, quando comparada com ligas de metais nobre, também possui uma combinação favorável de biocompatibilidade, resistência à corrosão, fundibilidade, peso e rigidez.²³ Além disso, de modo a garantir o menor grau de variabilidade possível, os corpos de prova foram fundidos utilizando cilindros plásticos com cinta metálica pré-usinada em Co-Cr, e todos os procedimentos laboratoriais foram cuidadosamente executados por técnicos devidamente calibrados.

Um dos grandes desafios para qualquer trabalho que se proponha a avaliar o desajuste marginal entre as estruturas protéticas e as estruturas do implante é a escolha da metodologia de mensuração.⁵ Distorções do ajuste marginal entre os componentes do implante e os da estrutura protética podem ocorrer nas dimensões dos eixos X, Y e Z, e podem ser introduzidas por um ou mais dos seguintes fatores: alinhamento do implante, diferentes técnicas de impressão e materiais usados, processos de fabricação, desenho e configuração da estrutura e experiência clínica/técnica.⁹ Diferentes métodos de mensuração do desajuste marginal, que tentam capturar essas discrepâncias

tridimensionalmente, já foram sugeridos. Jemt et al.²⁴ (1996) descreveram quatro sistemas que quantificam o desajuste da estrutura tridimensionalmente: o sistema Mylab, o sistema da Universidade de Washington, a fotogrametria 3-D, e o sistema da Universidade de Michigan. Contudo, esses sistemas são sensíveis à técnica, caros e requerem equipamento especial.

No presente estudo, a avaliação dos desajustes marginais foi realizada através do uso do teste de um parafuso proposto por Jemt¹⁵ (1991), onde somente um dos cilindros é apertado, enquanto o outro é permitido “flutuar”. Assim, o melhor ajuste possível é obtido no lado apertado (A), enquanto os desajustes resultantes dos efeitos dos processos de soldagem ficam concentrados no lado não apertado (B). Muito embora seja uma metodologia que somente permite a avaliação dos desajustes marginais em um único plano das estruturas, ela é comumente utilizada na prática clínica. A utilização da MEV possibilitou a obtenção de mensurações com alto grau de precisão, além da visualização detalhada da interface entre o análogo e o cilindro dos corpos de prova.

A despeito de todos os cuidados técnicos, os valores dos desajustes marginais entre as estruturas fundidas e os análogos dos *abutments* demonstraram um alto grau de heterogeneidade (Figuras 19-21). Assim, para permitir uma melhor observação dos efeitos e a comparação entre os diferentes tipos de solda, a análise de variância ANOVA de Welsh foi aplicada sobre os dados.¹⁸ Essa análise mostrou que as estimativas das médias dos resultados das mensurações dos desajustes encontrados no lado A, de referência, ficaram todas abaixo de 10 μm para os três processos de soldagem, como foi proposto por Branenmark²⁰ (1983). Entretanto, as médias dos valores encontrados para o lado B, de teste, como esperado mostraram valores maiores que o lado A, que variaram entre 9,14 μm e 77,18 μm (Figura 22).

Considerando-se os desajustes encontrados no lado A, pode-se claramente observar que a passividade absoluta, de fato, não pode ser alcançada. Além das tolerâncias na fabricação dos componentes, esses pequenos desajustes podem também ser o resultado de distorções provocadas pelos processos de fundição e de soldagem. Quando observamos as estimativas de contraste para as posições mensuradas, na posição D não houve diferenças significativas entre os três tipos de solda. Porém, na posição central C houve uma diferença significativa entre Brasagem (5,79 μm) e TIG (3,8 μm), enquanto na posição M houve uma diferença significativa entre Brasagem (7,44 μm) e *Laser* (3,96 μm) (Tabelas II e III). Os maiores desajustes observados no lado A para Brasagem poderiam possivelmente ser justificados pela dissipação do calor provocado pelo uso do maçarico durante o processo de escoamento do metal de solda, que aquece toda a extensão da estrutura.²⁵

Quando o lado B é observado, temos que na posição D houve diferenças significativas entre Brasagem (44,72 μm) e TIG (19,57 μm), enquanto na posição C houve diferenças significativas entre Brasagem (43,69 μm) e TIG (16,25 μm), e *Laser* (43,54 μm) e TIG (16,25 μm). Na posição M, por outro lado, houve diferenças significativas entre Brasagem (9,14 μm) e *Laser* (77,18 μm), e *Laser* (77,18 μm) e TIG (10,48 μm) (Tabelas II e III). Os resultados encontrados no lado B (teste) são importantes para que possamos observar o efeito do processo de soldagem sobre as estruturas fundidas, uma vez que quanto maior for a diferença entre os lados, maior será a tensão introduzida no sistema no momento do apertamento dos parafusos (Figura 23). Os valores das estimativas médias do desajuste marginal claramente mostram que, nesse experimento, a solda TIG (10,48 a 19,57 μm) apresentou resultados menores e mais regulares, quando comparada com a brasagem (9,14 a 44,72 μm) e o *laser* (39,73 a 77,18 μm) (Figura 22).

A brasagem, caracteristicamente, possui um número maior de estágios envolvidos (união dos elementos seccionados com resina acrílica, inclusão de revestimento, evaporação da resina com a aplicação de calor, e soldagem com o uso de maçarico e material de preenchimento), que poderiam teoricamente contribuir para a inclusão de discrepâncias.¹³ Com as soldas *laser* e TIG, por outro lado, todos os procedimentos podem ser realizados diretamente sobre o modelo definitivo.²⁶ Contudo, quando comparada à solda TIG e *laser*, a brasagem apresentou uma estimativa média satisfatória. Isso possivelmente deve-se ao fato da brasagem ser amplamente difundida e de ter atingido um nível de perícia que permite um alto grau de controle pelos técnicos de laboratório.

As soldas TIG e a *laser* são realizadas dentro de máquinas de soldagem específicas, através de um processo no qual o metal da estrutura se funde para formar uma junta, com ou sem o uso de um material preenchedor.²⁶ No caso da solda TIG, a união é obtida através do uso de um arco elétrico com corrente contínua com um eletrodo não consumível (carbono ou tungstênio) protegido por uma atmosfera inerte (argônio).¹³ Como, no presente trabalho, o espaço entre os elementos a serem soldados foi considerado excessivo pelo operador, cunhas de preenchimento do mesmo material das estruturas foram usadas (Figura 14). Esse cuidado pode ter sido responsável pelos valores de desajuste menores, e mais regulares, encontrados em comparação à brasagem e ao *laser*.

A solda a *laser* tem sido cada vez mais utilizada na Odontologia, por ser mais simples e consumir menos tempo do que a brasagem.²⁷ Nesse estudo, a solda a *laser* foi realizada sem o uso de uma proteção de argônio, o que está de acordo com o trabalho de Watanabe e Tophan²⁸ (2006), que demonstra que a proteção de argônio pode perturbar a efetiva soldagem de ligas de Co-Cr. Outra variante em relação à solda a TIG foi a

escolha pelo operador da não utilização de um material preenchedor. Essa escolha parece ter tido um efeito importante sobre os desajustes mais significativos encontrados nesse estudo, em termos de amplitude e variabilidade.

A utilização ou não de material preenchedor em soldas a *laser* tem sido mencionada mais frequentemente na literatura em estudos de forças flexurais das juntas soldadas, com pouca atenção sendo dada à questão do ajuste dos elementos protéticos.^{13,26,27} Possivelmente, caso cunhas do mesmo material tivessem sido usadas, como na soldagem TIG, outros resultados poderiam ter sido obtidos nos desajustes marginais encontrados. Assim, além de garantir uma qualidade da junta soldada, o uso de um material preenchedor pode também contribuir para um melhor ajuste dos elementos protéticos. Contudo, essa afirmação necessitaria ser confirmada por outros trabalhos específicos que analisassem o efeito do uso de cunhas na soldagem a *laser*.

Assim, este trabalho demonstrou que a passividade absoluta, como uma condição onde existe um perfeito encaixe dos elementos protéticos, realmente não parece ser possível, e que pequenas variações estão sempre presentes, independentemente do processo de soldagem utilizado, mesmo em condições consideradas ideais. Embora os três tipos de solda tenham produzido desajustes médios abaixo dos 100 μm , as diferenças encontradas ensejam a necessidade de estudos mais detalhados e específicos para se determinar qual tipo de união teria os efeitos mais favoráveis em termos da regularidade e amplitude sobre o desajuste marginal.

CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou as seguintes conclusões:

- 1- O tipo de solda utilizada no processo de união de estruturas protéticas influenciou no resultado final dos desajustes marginais.
- 2- A solda TIG produziu desajustes marginais menores e mais regulares em comparação com a brasagem e a solda a *laser*.
- 3- A união por brasagem produziu desajustes marginais que são compatíveis com os valores considerados aceitáveis encontrados na literatura.
- 4- A união com a solda a laser, como executada neste estudo, produziu os valores mais altos para os desajustes marginais em comparação com a solda TIG e brasagem.

REFERÊNCIAS

1. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:66-75.
2. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10:85-92.
3. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1988;80:184-92.
4. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and framework deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:272-80.
5. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999;81:7-13.
6. Mulcahy C, Sherriff M, Walter JD, Fenlon MR. Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: an experimental method using a coordinate measuring machine. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:111-8.
7. Carr AB, Brunsky JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:589-98.
8. Ness EM, Nicholls JL, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont* 1992;5:542-9.

9. Tan KB, Rubenstein JE, Nichols JL, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseintegrated implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont* 1993 Jul-Aug;6:346-63.
10. Kohavi D. Complications in the tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation. *J Oral Rehabil* 1993;20:413-22.
11. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:660-6.
12. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseintegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.
13. Rocha R, Pinheiro ALB, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. *Braz Dent J* 2006;17:20-3.
14. Hellden LB, Derand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:190-6.
15. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
16. Misch CE. *Próteses sobre implantes*. 1st ed. São Paulo: Ed. Santos; 2006. p. 217.

17. Souza W. Técnicas de Microscopia eletrônica aplicadas às Ciências Biológicas. 2nd ed. Rio de Janeiro; 2007. p. 47-59.
18. Milliken GA, Johnson DE. Analysis of messy data. Designed experiments. London: Chapman and Hall; 1984. p. 473.
19. Lekholm U, Van Steenberghe D, Hermann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-35.
20. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
21. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J* 1985;28:63-9.
22. Ziebert GJ, Hurtado A, Glapa C, Schiffleger BE. Accuracy of one piece castings, preceramic and postceramic soldering. *J Prosthet Dent* 1986;55:312-7.
23. Hultherström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. *J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:449-54.
24. Jemt T, Rubenstein E, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *Prosthet Dent* 1996;75:314-25.
25. Anusavice KJ. Materiais dentários. 10th ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan; 1998. p. 370.

26. Zupanic R, Andraz L, Funduk N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. *J Prosthet Dent* 2006;96:273-82.
27. Darunee P, Nicholls JI. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. *J Prosthetic Dent* 1998;79:285-90.
28. Watanabe I, Topham DS. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. *J Prosthodont* 2006;15:102-7.

APÊNDICE

APÊNDICE 1

Tabela 1. Valores encontrados para as mensurações do desajuste nos lados A e B dos corpos de prova unidos por brasagem (Grupo 1).

Grupo 1 Corpos de prova	Lado A			Lado B		
	D	C	M	M	C	D
1	6,25	11,70	22,7	6,25	33,60	50,00
2	7,03	8,33	20,00	17,20	60,90	55,50
3	8,59	6,30	8,59	14,80	84,40	96,10
4	5,47	4,75	3,91	0,00	0,00	7,81
5	7,81	7,81	7,03	19,50	49,20	53,90
6	3,13	10,90	21,10	10,20	48,40	56,30
7	10,20	8,59	12,50	12,50	40,60	48,40
8	8,59	3,91	0,00	1,56	28,90	35,90
9	6,25	7,03	5,52	3,91	33,60	53,10
10	1,39	2,34	3,91	15,60	42,20	46,90
11	5,47	6,25	1,75	8,59	32,00	28,20
12	0,00	7,03	10,20	0,00	35,90	26,60
13	3,91	3,13	7,85	8,63	47,70	67,20
14	4,21	4,69	4,69	10,20	47,70	61,80
15	3,22	3,13	3,98	10,90	51,60	67,20

Tabela 2. Valores encontrados para as mensurações do desajuste nos lados A e B dos corpos de prova unidos por solda a *laser* (Grupo 2).

Grupo 2 Corpos de prova	Lado A			Lado B		
	D	C	M	M	C	D
1	2,34	3,13	3,91	105,00	85,20	92,20
2	3,91	2,34	0,00	53,10	5,47	11,70
3	3,91	7,81	4,75	81,30	82,80	91,40
4	5,47	3,98	3,47	42,20	0,00	2,34
5	1,56	4,75	3,91	45,30	10,90	26,60
6	4,21	2,34	2,82	54,70	14,10	4,69
7	3,13	4,69	1,56	102,00	120,00	127,00
8	1,56	2,82	5,47	66,40	32,80	50,00
9	3,91	7,85	7,81	134,00	119,00	135,00
10	4,75	5,47	6,25	80,50	31,30	45,30
11	4,75	3,47	2,47	78,10	53,10	64,10
12	8,59	10,20	6,30	109,00	77,30	87,50
13	3,91	3,91	3,98	51,60	20,30	11,70
14	4,69	3,98	5,47	173,00	160,00	178,00
15	6,25	3,98	2,34	78,10	75,80	74,20

Tabela 3. Valores encontrados para as mensurações do desajuste nos lados A e B dos corpos de prova unidos por solda TIG (Grupo 3).

Grupo 3 Corpos de prova	Lado A			Lado B		
	D	C	M	M	C	D
1	4,69	4,69	5,47	8,63	8,59	5,52
2	8,59	1,56	4,75	28,10	14,10	0,00
3	0,00	32,00	32,00	18,80	21,20	9,38
4	7,07	8,59	7,85	3,91	4,75	9,38
5	8,59	6,30	6,30	7,81	28,10	44,50
6	3,91	3,98	9,38	3,91	3,91	6,25
7	7,03	3,91	1,75	7,85	10,90	13,30
8	1,56	1,56	2,34	4,75	28,90	32,00
9	7,03	7,81	10,20	18,00	57,00	51,60
10	1,75	4,69	6,25	17,20	11,70	10,90
11	2,60	3,13	8,59	7,03	32,10	60,90
12	3,13	2,34	4,69	9,48	14,10	30,50
13	3,98	6,44	3,13	29,70	32,00	28,10
14	3,98	3,22	3,91	143,00	191,00	205,00
15	4,75	2,47	2,47	15,60	21,90	36,70

Valores estatísticos encontrados após a aplicação da ANOVA de Welch:

Posição D

Tabela 4. Análise de Variância para o desajuste na posição D.

Efeito	Valor da Estatística F	P-Valor
Lado	147,23	<0,0001*
Solda	4,31	0,0208*
Lado x Solda	2,27	0,1178

*p < 0,05.

Tabela 5. Estimativas das médias para o desajuste na posição D.

Lado	Solda	Média	Intervalo de Confiança de 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
A	brasagem	5,22	3,85	7,08
	<i>laser</i>	3,82	2,95	4,95
	TIG	4,32	3,15	5,93
B	brasagem	44,72	32,36	61,81
	<i>laser</i>	39,73	19,37	81,47
	TIG	19,57	11,83	32,40

Tabela 6. Contrastes entre as médias dos desajustes na posição D.

Lado	Contrastes	Estimativa dos Contrastes	Intervalo de Confiança 95%		Valor da Estatística t	P- Valor
			Limite Inferior	Limite Superior		
A	brasagem x <i>laser</i>	0,7325	0,4998	10,735	-1,67	0,1061
	brasagem x TIG	0,8278	0,5445	12,585	-0,93	0,3623
	<i>laser</i> x TIG	11,301	0,7646	16,705	0,64	0,5253
B	brasagem x <i>laser</i>	0,8883	0,4123	19,137	-0,32	0,7505
	brasagem x TIG	0,4377	0,2465	0,7772	-2,99	0,0069*
	<i>laser</i> x TIG	0,4927	0,2128	11,410	-1,74	0,0947

* p < 0,05.

Posição C**Tabela 7.** Análise de Variância para o desajuste na posição C.

Efeito	Valor da Estatística F	P-Valor
Lado	196,34	< 0,0001*
Solda	11,67	0,0001*
Lado x Solda	2,81	0,0738

*p < 0,05.

Tabela 8. Estimativas das médias para o desajuste na posição C.

Lado	Solda	Média	Intervalo de Confiança de 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
A	brasagem	5,79	4,45	7,54
	laser	4,30	3,38	5,46
	TIG	3,80	2,77	5,21
B	brasagem	43,69	37,04	51,53
	laser	43,54	24,15	78,47
	TIG	16,25	10,47	25,22

Tabela 9. Contrastes para o desajuste na posição C.

Lado	Contrastes	Estimativa dos Contrastes	Intervalo de Confiança 95%		Valor da Estatística t	P-Valor
			Limite Inferior	Limite Superior		
A	brasagem x laser	0,7420	0,5277	10,433	-1,79	0,0837
	brasagem x TIG	0,6565	0,4434	0,9721	-2,2	0,0366*
	laser x TIG	0,8848	0,6056	12,926	-0,67	0,512
B	brasagem x laser	0,9965	0,5449	18,222	-0,01	0,9903
	brasagem x TIG	0,3719	0,2348	0,5889	-4,55	0,0003*
	Laser x TIG	0,3732	0,1849	0,7533	-2,9	0,0079*

*p < 0,05.

Posição M**Tabela 10.** Análise de Variância para o desajuste na posição M.

Efeito	Valor da Estatística F	P-Valor
Lado	99,35	<0,0001*
Solda	24,32	<0,0001*
Lado x Solda	51,93	<0,0001*

*p < 0,05.

Tabela 11. Estimativas das médias para o desajuste na posição M.

Lado	Solda	Média	Intervalo de Confiança de 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
A	brasagem	7,44	4,82	11,48
	<i>laser</i>	3,96	3,06	5,14
	TIG	4,84	3,52	6,65
B	brasagem	9,14	6,04	13,83
	<i>laser</i>	77,18	61,53	96,81
	TIG	10,48	7,07	15,54

Tabela 12. Contrastes para o desajuste em M.

Lado	Contrastes	Estimativa dos Contrastes	Intervalo de Confiança 95%		Valor da Estatística t	P-Valor
			Limite Inferior	Limite Superior		
A	brasagem x <i>laser</i>	0,5324	0,3275	0,8654	-1,79	0,0134*
	brasagem x TIG	0,6499	0,3888	10,866	-2,2	0,0964
	<i>laser</i> x TIG	12,208	0,8251	18,064	-0,67	0,3043
B	brasagem x <i>laser</i>	84,455	53,562	133,168	-0,01	<0,0001*
	brasagem x TIG	11,473	0,6668	19,740	-4,55	0,6066
	<i>laser</i> x TIG	0,1358	0,08766	0,2105	-2,9	<0,0001*

* p < 0,05.

ANEXOS

ANEXO A

EDITOR

Carol A. Lefebvre

School of Dentistry
Medical College of Georgia
1120 15th St, AD-2943
Augusta, GA 30912-1255

Authors must adhere to the following guidelines, which are provided to ensure the expeditious processing of manuscripts. Failure to follow these guidelines may result in the rejection of manuscripts or delays in the review process and publication.

Send manuscripts for publication and related correspondence to: Dr. Carol A. Lefebvre, Editor, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, School of Dentistry, AD-2943, Medical College of Georgia, Augusta, GA 30912-1255. Telephone: (706) 721-4558; Facsimile (706) 721-4571; E-mail: jpd@mcg.edu.

MANUSCRIPT PREPARATION

To submit a manuscript, please follow the instructions below.

- Submit 1 **typed, double-spaced** manuscript with 1-inch margins. Also submit a CD with a label identifying the computer system and word processing program used. CD format is preferred.
- Manuscripts should not exceed **10 to 12 pages** (excluding references, legends, and tables). All pages must be numbered. **The text must conform to acceptable English usage.**
- Use generic drug names (trade names may be listed in parentheses at point of first mention).
- Use a generic term to describe a product, then provide the **product trade name**, manufacturer, city, and state/country in parentheses following the generic term.
- Authors must use current dental nomenclature. Consult the 8th edition of *The Glossary of Prosthodontic Terms* for accepted terminology. This can be downloaded free of charge on the Elsevier Web site: www.journals.elsevierhealth.com/periodicals/ympr/home.
- Identify teeth by name (e.g., maxillary right central incisor) rather than by number.
- The primary author must justify the number of authors if the list exceeds four.

Title page:

- No abbreviations should be used in the title. **The title should be as concise as possible and yet define the study's scope, content, and clinical significance.**
- Include each author's full name, title, academic degrees(s), institutional affiliation(s), and location(s).
- If the manuscript was presented before an organized group, specify the name of the organization, the location, and inclusive dates of the event at which the manuscript was presented.
- **List any grant or other financial support** by citing the name of the supporting organization and/or the grant number.
- List the mailing address, business and home telephone numbers, fax number, and e-mail address of the author who will receive correspondence.

Abstract:

- **A structured abstract is required for all research articles.** It should include the following sections: (1) statement of the problem, (2) purpose of study, (3) material and methods, (4) results, (5) conclusion, and (6) clinical implications. The abstract should be limited to 250 words and typed double-spaced on a separate page. It should contain no abbreviations.
- **Tip articles** do not require abstracts. The abstract of a **clinical report** or a **dental technique** article should summarize the article and the procedure's advantages in one brief paragraph.

Text - types of articles:

- Articles in the Journal can be classified as follows: clinical reports, research studies, technical procedures, systematic reviews, articles on other professional subjects, and tips. All submissions are evaluated by peer review.
- All research manuscripts must include a brief statement of the clinical significance of the material presented.
- **The clinical report** (1) describes the author's methods for meeting a patient treatment challenge, (2) makes appropriate reference to other treatment methods considered and provides a rationale for the selection of the chosen method, and (3) includes a brief summary. It should be no longer than 4-5 pages and accompanied by no more than 8 quality descriptive illustrations. Please note: The Editor may approve the publication of additional figures if they significantly contribute to the value of the article.
- **The research report** (1) clearly states the problem and objective of the research in the form of a research hypothesis, (2) summarizes relevant literature in the introduction, (3) identifies the limitations of the study, (4) describes the research method so that it can be duplicated and judged for validity, (5) reports the results accurately and briefly, (6) provides a discussion of the findings, and (7) lists the conclusions that may be drawn from the research.
- **The technical procedure** (1) states the objective of the technique, (2) describes the procedure, (3) makes appropriate reference to alternate techniques, (4) discusses the advantages and disadvantages of the technique presented, and (5)

is written in a step-by-step "cookbook" manner. **The technique section must be in command form.**

- **The systematic review** accurately records the sequence of development of a particular phase of dentistry, and provides documentation by references. The Journal is transitioning away from literature reviews to systematic reviews. The systematic review should be developed in the Cochrane style and format. For more information on systematic reviews, please see www.cochrane.org. An example of a systematic review in the Journal is

Fitzpatrick B. Standard of care for the edentulous mandible: a systematic review. J Prosthet Dent 2006 Jan; 95 (1): 71-8.

Briefly, the systematic review consists of the following:

An abstract - using a structured format.

The text of the review - consisting of an introduction (background and objective), methods (selection criteria, search methods, data collection, and data analysis), results (description of studies, methodological quality, and results of analyses), discussion, authors' conclusions, acknowledgments, and conflicts of interest.

Tables and figures, if necessary showing characteristics of the included studies, specification of the interventions that were compared, the results of the included studies, a log of the studies that were excluded, and additional tables and figures relevant to the review.

- **Tips from our readers** are reports of helpful or timesaving procedures. They should be limited to 2 authors, no longer than 250 words, and accompanied by no more than 2 illustrations. **The procedure section must be in command form.**

References:

- References must be identified in the text by superscript Arabic numbers and **numbered in the order that they are cited in the text.**
- All references, except those requiring discussion of new evidence-based information resulting from the study at hand, should be cited in the introduction and/or material and methods section(s).
- Manuscripts in preparation, personal communications, and other unpublished information are NOT cited in the reference list. A personal communication may be cited within the text in parentheses, and should include the name of the person contacted, his/her highest academic degree, whether the communication was oral or written, and the date of the communication.
- **Abstracts are considered unpublished observations and are not allowed as references.**
- Reference to foreign language publications should be kept to a minimum (no more than 3). They are permitted only when the original text has been translated into English. The English translation should be used and the original language noted in brackets.
- The reference list should appear at the end of the article and be in numeric sequence. Only references cited in the text should appear in the list. The format

should conform to that set forth in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to the Biomedical Journals" (www.icmje.org). Journal titles should conform to the abbreviations in the Cumulative Index Medicus.

- List up to six authors. If there are seven or more authors, add et al after the sixth author's name.

Examples of references

For journal articles: Jones ER, Smith IM, Doe JQ. Occlusion. J Prosthet Dent 1985;53: 120-9.

For books: Zarb G, Bolender C, Eckert S, Jacob R, Fenton A, Mericske- Stern R. Prosthodontic treatment for edentulous patients. 12th ed. St. Louis: Mosby; 2004. p. 312-23.

Tables:

- Tables be double spaced and include column heads, footnotes, and data. Any abbreviation used in a table should be explained in a footnote.
- **Tables should be numbered, using Roman numerals**, according to their order of mention in the text. Each table must be submitted on a separate page. Omit border/dividing lines and shading.
- Each table should have a concise title that describes its content. Tables should be self-explanatory and supplement, **NOT duplicate**, the text or accompanying illustrations.
- The tables should be submitted in Microsoft Word, WordPerfect, or RTF format. Microsoft Word is preferred. If a table has been prepared in Excel, it should be inserted into one of the above-mentioned formats prior to submission.
- If a table or any data therein have been published previously, a footnote must give full credit to the original source (see Permissions).

Preparation of electronic images

Submitting your illustrations in electronic format allows more accurate and higher quality reproduction of your work. The following guidelines must be carefully followed.

Tips for making high quality images:

- Use lowest (25 or 50) ISO setting. Avoid using Auto ISO.
- Use largest resolution possible (3072 x 2304).
- Use least amount of JPEG compression.

File type

- Electronic files should be submitted as TIFF files.
- Figures should not be submitted as Microsoft Word, Corel Draw, Harvard Graphics, PowerPoint, or other presentation software format.
- The figures should be submitted to the Journal on a CD-Rom.

File dimensions and size

- The figure dimensions must be a minimum of 4 x 6 inches. Four x 6 inches is the preferred size.
- The figures must be oriented correctly when submitted.
- Figures should be size-matched (the same physical size), unless the image type prohibits the size-matching of the figure to other figures within the manuscript, as in the case of panoramic or periapical radiographs, SEM images, or graphs. Do not "label" the faces of the figures with letters or numbers to indicate the order in which the figures should appear, as such labels will be inserted during the publication process.
- Clinical figures should be color balanced.
- The figures should be of professional quality and high resolution. The following guidelines with respect to resolution must be followed:

Color and black-and-white photographs should be created and saved at a minimum of 300 dots per inch (dpi). (Note: A 4 x 6-inch image at a resolution of 300 dpi will be approximately 6 megabytes, in terms of file size.) A figure of less than 300 dpi must not be increased to 300 dpi; the resulting quality and resolution will be poor.

Color images should be saved in the CMYK color space. Black and white images should be saved in the Grayscale color space.

Line art should be created and saved at 1200 dpi.

All images must be easily readable and have good contrast. Clarity and quality should be uniform among the parts of a multipart figure, and among all of the figures within the manuscript.

A uniform background, preferably of a nontextured, medium blue, should be provided for color figures when possible.

- Line art and combination artwork is best created in native design format, such as EPS (Encapsulated Post-Script), Adobe Illustrator, In Design, etc., but should be saved as TIFF (Tagged Image File Format) prior to submission to the Journal. Color and black-and-white photographs are best created and saved as TIFF images. If a key to an illustration requires artwork (screen lines, dots, unusual symbols), the key should be incorporated into the drawing rather than included in the typed legend. All symbols should be done professionally, be visible against the background, and be of legible proportion should the illustration be reduced for publication. If text is to appear in the figures, both labeled and unlabeled versions of the figures must be submitted. The text appearing within the labeled figures must be in Arial font. The text should be sized to be easily read if the figure is reduced in size when reproduced in the Journal. It is recommended that text no smaller than 10 point be used. Lettering should be in proportion to the drawing, graph, or photograph. A consistent font size should be used throughout each figure, and for all figures, to ensure readability and professional appearance. Please note: Titles and legends should not appear within the figure file, but should be provided in the manuscript text (see "Figure legends," below).

- All microscopic photographs must have a measurement bar and unit of measurement on the image.
- Color illustrations may be submitted when their use considerably enhances the value of the manuscript. **The Editor has final authority to determine whether color illustrations provide the most effective presentation.**
- Generally, a maximum of 8 figures will be accepted for **clinical reports** and **dental technique** articles, and 2 figures will be accepted for **tips from our readers'** articles. However, the Editor may approve the publication of additional figures if they contribute significantly to the manuscript.

File naming

- Each figure must be numbered according to its position the text (Figure 1, Figure 2, and so on), using Arabic numerals. The electronic image files must be named so that the figure number and format can be easily identified. For example, a Figure 1 in TIFF format should be named fig1. tif. Multipart figures must be clearly identifiable by the file names: fig1A. tif, fig1B.tif, fig1C.tif, etc.

Figure legends

- The figure legends should appear within the text of the manuscript, on a separate page following the references and tables, and should appear under the heading "LEGENDS." If an illustration is taken from previously published material, the legend must give full credit to the source (see Permissions). **Authors are obligated to disclose whether illustrations have been modified in any way.**

Graphs

- The fill for bar graphs should be distinctive and solid; shading and patterns should be avoided. Thick, solid lines should be used, and bold, solid lettering. Times New Roman font is preferred. Place lettering on white background and avoid reverse type (white lettering on a dark background). The Journal reserves the right to standardize the format of graphs and tables.

Permissions:

- Permissions must be obtained for direct quotations, tables, and illustrations that have appeared in copyrighted material. The author must provide a copy of written permission for their use from the copyright owner and original author along with complete information about the source.
- When photographs of identifiable persons are used, said persons must sign a release consent.

REVIEW PROCESS FOR PUBLICATION

- Manuscripts are reviewed by the Editor, editorial staff, and one or more of the following: Associate Editor, Assistant Editors, consultants, and/ or reviewers. If a conflict of opinion arises, an additional reviewer or special consultant will be asked to serve as an adjudicator. Qualified statisticians review all studies that draw conclusions from statistical evidence.
- Articles accepted for publication are subject to editorial revision. The Publisher and Editor's office reserve the right to edit all manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and style consistency.
- Three guidelines to assist authors are available on the Journal web site, www.journals.elsevierhealth.com/periodicals/ympr/home: "Guidelines for Preparing Articles for The Journal of Prosthetic Dentistry," "Guidelines for Reporting Statistical Results," and "An Author's Guide to Controlling the Photograph."

AUTHOR'S IDENTITY WITH COMMERCIAL PRODUCTS

- Authors who submit manuscripts for possible publication may not directly or indirectly advertise equipment, instruments, or products with which they have personal identity. Statements and opinions expressed in the articles and communications therein are those of the author(s) and not necessarily those of the Editor(s) or Publisher. The Editor(s) and Publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the Editor(s) nor the Publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; nor do they guarantee any claim made by the manufacturer of such product or service. **Authors must disclose any financial interest that they may have in products mentioned in their articles and any compensation that they will receive from a commercial company upon publication of an article.**

COPYRIGHT TRANSFER/IRB APPROVAL/HIPAA COMPLIANCE STATEMENT

In accordance with the Copyright Act of 1976, **each author must complete and sign a separate copy of the [Copyright Transfer/IRB Approval/HIPAA Compliance Statement](http://www.journals.elsevierhealth.com/periodicals/ympr/home) appearing on the last page of this section.** This page may be copied and completed, or the statement can be accessed as a PDF form on the Journal Web site (www.journals.elsevierhealth.com/periodicals/ympr/home). All statements should be mailed or faxed to the Editorial Office at the following address: Editorial Office, The Journal of Prosthetic Dentistry, Medical College of Georgia School of Dentistry, 1120 15th St., AD-2943, Augusta, GA 30912-1255; fax: (706)721-4571.

OFFPRINTS AND CUSTOM REPRINTS

As of July 2007, complimentary author reprints will no longer be provided. Because of the extremely high cost of preparing color articles, author reprints for articles with color illustrations must be prepared as overprints (overrun pages). Order forms will be sent to the corresponding author so that offprints can be ordered before the month of publication.

- **Custom reprints** are prepared after publication, do not contain any pages from preceding or following articles, and must be ordered directly through Sauers Group, Inc. Send requests to Brandt Haney, 1585 Roadhaven Drive, Stone Mountain, GA 30083-1315. Telephone (770) 621-8857. E-mail: brandt.haney@sauersgroup.com. Only articles published after May 2007 are available through Sauers.
- For reprints of articles published prior to June 2007, contact the Commercial Reprints Department, Elsevier Inc, 360 Park Avenue South, New York, NY 10010-1710. Fax: (212) 462-1935; e-mail: reprints@elsevier.com. Reprints of single articles available online may be obtained by purchasing Pay-Per-View access for \$32 per article on the www.journals.elsevierhealth.com/periodicals/ympr/home.

Checklist for Initial Submission

The following materials should be included with the original submission, which must be sent to the Editorial Office by mail.

- Letter of submission
- Copyright Transfer/IRB Approval/HIPAA Compliance Statement signed by each author
- Original manuscript (typed and double-spaced), which includes:
- Title page (title of article; full names and academic degrees/affiliations of authors; name, address, telephone and fax numbers, and e-mail of corresponding author)
 - Abstract
 - Article proper
 - References (on separate page)
 - Tables (on separate pages)
 - Legends for figures
 - Illustrations
 - Permission to reproduce previously published material
 - Informed consent for patient photographs
- CD containing electronic files of manuscript contents
- [Copyright Transfer/IRB Approval/HIPAA Compliance Statement](#)

ANEXO B

Certificado

NOME DO PRODUTO: **Kera 501[®]**
 DESCRIÇÃO: Liga dentária para cerâmicas em base de Cobalto
 MEDIDA: Ø 8 mm X 14,5 mm
 LOTE / NÚMERO DO LOTE: P 03-109 **CE**

0434

COMPOSIÇÃO QUÍMICA:

Co%	Cr%	Nb%	Mo%	Mn%	Si%	Fe%	C%
~61	30,37	1,06	5,77	0,27	0,47	0,86	0,11

OBSERVAÇÕES REFERENTES À COMPOSIÇÃO QUÍMICA:

**DETERMINAÇÃO, EXTENSÃO E VALIDADE DA COMPOSIÇÃO QUÍMICA,
de acordo com EN 10 204 – 2.2**

DADOS TÉCNICOS

Densidade: 8,2 g/cm³
Ponto de Fusão (Sólido): 1.390 – 1.450°C
Valor da Extensão (20 – 600°C): 14,3 µm/mK
Dureza: 320 HV 10
Resistência à tração 0,2: 550 N/mm²
NORMA: DIN 13912/2
 Produção e exame de acordo com
 EN ISO 9002/DIN EN 46002
 com apêndice V recomendação MP 93/42/EWG

Fabricante:
EISENBACHER DENTALWAREN ED GMBH
Dr.-Konrad-Wiegand-Str. 9
D – 63939 Woerth
ALEMANHA
Fone: 00 49 – 9372-94 04-0
Fax: 00 49 – 9372-94 04-29
E-Mail: info@eisenbacher.de

03/02/2003

Página 1 / Gerado por fb