

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

FLÁVIO DIAS DAROZ

***AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E RESISTÊNCIA A FLEXÃO  
DE ESTRUTURAS IMPLANTO-RETIDAS SUBMETIDAS A TRÊS  
DIFERENTES TÉCNICAS DE SOLDAGEM***

VITÓRIA

2016

FLÁVIO DIAS DAROZ

***AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E RESISTÊNCIA A FLEXÃO  
DE ESTRUTURAS IMPLANTO-RETIDAS SUBMETIDAS A TRÊS  
DIFERENTES TÉCNICAS DE SOLDAGEM***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Universidade Federal do Espírito Santo, como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica

Orientador:

Prof. Dr. Luiz Gustavo Dias Daroz

Co-orientadora:

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Claudia Batitucci dos Santos Daroz

VITÓRIA

2016

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E RESISTÊNCIA A FLEXÃO DE  
ESTRUTURAS IMPLANTO-RETIDAS SUBMETIDAS A TRÊS DIFERENTES  
TÉCNICAS DE SOLDAGEM**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica

Aprovado em \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**COMISSÃO EXAMINADORA**

**Prof. Dr. LUIZ GUSTAVO DIAS DAROZ**

Universidade Federal do Espírito Santo

Orientador

---

**Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. CLAUDIA BATITUCCI DOS SANTOS DAROZ**

Universidade Federal do Espírito Santo

Co-orientadora

---

**Profa. Dra. ELIZABETH PIMENTEL ROSETTI**

Universidade Federal do Espírito Santo

Examinador Interno

---

**Prof. Dr. MARCELO MASSARONI PEÇANHA**

Universidade Federal do Espírito Santo

Examinador Externo

---

Dedico esse trabalho a Deus, minha amada esposa Estéfany, minha filha Maria Vitória, meus pais, Miguel e Marialva, meus irmãos e minha avó Leontina.

## **AGRADECIMENTOS**

À Universidade Federal do Espírito Santo, na pessoa do seu Magnífico Reitor, Reinaldo Centoducatte.

Ao Curso de Mestrado em Clínica Odontológica da UFES, na pessoa da sua Coordenadora, Profa. Dra. Selva Maria G. Guerra.

Aos Professores do Curso de Mestrado em Clínica Odontológica da UFES pelo tempo dedicado e a humildade no compartilhamento do conhecimento para com os alunos.

Aos colegas do Curso de Mestrado em Clínica Odontológica da UFES, pela amizade, respeito e os vários ensinamentos passados. De forma especial, ao colega Wagner, pela ajuda nos momentos difíceis e a amizade verdadeira.

Aos funcionários da UFES; em especial a Regina pela paciência e presteza as solicitações, e ao Clebson, pelo carinho e preocupação com todos.

Aos meus pais, Miguel e Marialva, que se dedicaram e dedicam de forma integral e incondicional na educação e união de nossa família.

Aos meus irmãos, Renato e Flávia pelo apoio e companhia constante nos momentos de descontração, e em especial ao Gustavo, que além de irmão foi meu orientador, dedicando-se de forma exemplar e imparcial na condução dos trabalhos.

A minha Esposa, Estéfany, sempre ao meu lado no apoio e incentivo; minha vida, meu amor.

A minha filha Maria Vitória, nascida no período dos estudos, fez-me compreender que na verdade, a vida é um eterno aprendizado, e quando suas conquistas, por mais simples que sejam, são frutos do seu esforço, te levam a felicidade plena.

Ao meu sogro Ernaldo e Minha sogra Fafá pelo carinho e amor que sempre tiveram por mim.

## RESUMO

O uso de implantes osseointegráveis é uma alternativa viável nas reabilitações orais; entretanto, a alta desadaptação marginal das infraestruturas aos implantes ou pilares pode acarretar tensões e estresses nocivos ao sistema implanto-retido, incitando problemas mecânicos e/ou biológicos. Para corrigir as distorções geradas no processo de fabricação, as quais provocam tais desadaptações, faz-se necessário segmentar as infraestruturas e reuni-las a partir de procedimentos de soldagem. As duas principais técnicas de soldagem comumente utilizadas são a técnica de soldagem brasagem e a técnica de soldagem a laser. Comparativamente, as técnicas de soldagem a laser tendem a gerar infraestruturas com melhor adaptação marginal, enquanto as técnicas de soldagem brasagem geram estruturas mais resistentes; porém, é notório que todas as técnicas de soldagem diminuem consideravelmente a resistência quando comparadas as infraestruturas em monobloco. A baixa resistência torna as infraestruturas de próteses implanto-retidas mais susceptíveis a fraturas frente às tensões induzidas ao sistema durante função. Desse modo, o estudo comparou a desadaptação marginal e a resistência de estruturas implanto-retidas submetidas a uma técnica de soldagem que associa solda elétrica e brasagem com estruturas submetidas as técnicas tradicionais já citadas e estruturas em monobloco. O objetivo da técnica proposta foi de produzir níveis reduzidos de desadaptação marginal, mantendo uma alta resistência estrutural das infraestruturas implanto-retidas.

Palavras chave: Implante Dentário, Prótese Dentária, Soldagem, Laser.

## **ABSTRACT**

The osseointegrated dental implants represent an optimal treatment options for oral rehabilitations, however, the presence of misfits between implant-supported prosthetic structures and the implant abutments may generate severe stresses into the implant-supported system, ultimately causing mechanical and biological failures. To correct the dimensional distortions of the implant prosthetic frameworks caused by the manufacturing process, which produce the marginal misfits, it is necessary to perform a sectioning and soldering process. The main soldering processes reported in the literature are the torch soldering and laser welding. Comparatively, laser welding process produces implant frameworks with reduced marginal misfits, while torch soldering process is able to produce frameworks with high strength values; however, it is largely recognized that both soldering process affect negatively the structural strength as compared to single piece frameworks. A reduced strength of the implant supported frameworks may induce early failures while in service. Therefore, the present study compared the marginal misfits and flexural strength of frameworks submitted a proposed soldering technique that associates electric soldering and torch soldering to frameworks submitted to torch soldering, laser welding and single piece frameworks. The objective of the proposed technique was to produce implant-supported frameworks with reduced marginal misfit and elevated structural strength

**Key Words:** Dental Implants, Dental Prosthesis, Soldering Process, Laser

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

CLD- Central Lingual Direito

CLE- Central Lingual Esquerdo

CVD- Central Vestibular Direito

CVE- Central Vestibular Esquerdo

DLD- Direito Lingual Direito

DLE- Direito Lingual Esquerdo

DVD- Direito Vestibular Direito

DVE- Direito Vestibular Esquerdo

ELD- Esquerdo Lingual Direito

ELE- Esquerdo Lingual Esquerdo

EVD- Esquerdo Vestibular Direito

EVE- Esquerdo Vestibular Esquerdo

MO- Monobloco

SB- Soldagem Brasagem

SEB- Soldagem Elétrica + Brasagem

SL- Soldagem Laser



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO GERAL</b>	<b>9</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVO</b>	<b>12</b>
<b>3</b>	<b>CAPÍTULO I (ARTIGO)</b>	<b>13</b>
3.1	INTRODUÇÃO	13
3.2	OBJETIVO	15
3.3	MATERIAIS E MÉTODOS	16
3.4	RESULTADOS	18
3.4.1	<i>Resultados para desadaptação marginal</i>	18
3.4.2	<i>Resultados para resistência a flexão</i>	19
3.5	DISCUSSÃO	19
3.6	CONCLUSÃO	22
3.7	FIGURAS	23
3.8	TABELAS	26
	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	<b>27</b>
<b>4</b>	<b>REFERENCIAS</b>	<b>29</b>
<b>5</b>	<b>ANEXO</b>	<b>33</b>

## 1 INTRODUÇÃO GERAL

A partir da descoberta da osseointegração por meio dos estudos de Branemark e colaboradores, o uso de implantes osseointegráveis tornou-se uma alternativa viável na reabilitação oral, devolvendo ao paciente não apenas a função mastigatória, mas também uma melhora em sua condição psicológica, elevando a auto-estima dos indivíduos e os devolvendo ao convívio social (ADELL et al., 1981; SHACKLETON et al., 1994; TAYLOR; AGAR, 2002).

Para que tal reabilitação obtenha altas taxas de sucesso e longevidade faz-se necessário que o sistema: implante dentário, estrutura protética e osso adjacente tenham uma relação biomecânica estável (ADELL et al., 1981; SHACKLETON et al., 1994). Desse modo, cargas intrínsecas, aquelas geradas pelo próprio sistema, e cargas extrínsecas, geradas por fatores externos, devem sempre estar em equilíbrio, caso contrário problemas mecânicos e/ou biológicos podem acometer o sistema. Assim, controlar as cargas intrínsecas significa impedir que o próprio sistema gere forças nocivas por meio dos fatores biomecânicos presentes (SKALAK, 1983; WENNERBERG; ALBREKTSSON, 2011).

Um desses fatores é a desadaptação das infraestruturas de próteses implanto-retidas aos pilares (implantes ou intermediários), o que pode gerar tensões e estresse nocivos ao sistema (RIEDY; LANG; LANG, 1997a). A causa da desadaptação das infraestruturas de próteses implanto-retidas é reconhecidamente um fenômeno multifatorial. Por exemplo; o processo de moldagem e fabricação do modelo de trabalho gera uma distorção de 22 a 100  $\mu\text{m}$  (MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN, 1997; KIM; KIM; KIM, 2015), já os procedimentos de fundição e acabamento podem gerar distorções ainda maiores. Mesmo que estas distorções se reflitam no desajuste marginal vertical entre as estruturas protéticas e os implantes ou pilares intermediários; desajuste este que pode ser facilmente observado e mensurado, é importante perceber que a distorção da peça protética é de natureza complexa e pode ocorrer nos planos vertical, horizontal ou em forma de distorções angulares (KAN, J. Y. K., 1999; CASTELLON, PAULINO, SMITH; BLOCK; FINGER, 2005; AL-FADDA; ZARB; FINER, 2007).

Para corrigir tais defeitos de fabricação, faz-se necessário segmentar as infraestruturas entre seus pilares e reuni-los por procedimentos de soldagem, visando assim diminuir a desadaptação, tornando as infraestruturas de próteses implanto-retidas mais "passivas" (termo usado quando as infraestruturas atingem níveis aceitáveis de desadaptação, e portanto não geram tensões ou estresse nocivos aos sistema), uma vez que nenhum procedimento consegue eliminar por completo as desadaptações entre as infraestruturas e os implantes ou pilares intermediários (CLELLAND; VAN PUTTEN, 1997; BERTRAND et al., 2001; VIGOLO; ZACCARIA, 2010).

Clinicamente o processo se desenvolve da seguinte forma: após a moldagem inicial e confecção da infraestrutura em monobloco, esta é segmentada. Cada fragmento é parafusado em seu pilar correspondente na cavidade oral. Após, realiza-se a união dos fragmentos com resina acrílica de alta precisão, aguarda-se o tempo de pressa e então remove-se a estrutura unida. Um index é desenvolvido para que se realize os procedimentos laboratoriais de soldagem (BAIG, 2014).

Uma das técnicas de soldagem mais utilizadas é a brasagem, realizada a partir da fixação dos fragmentos ainda unidos pela resina de alta precisão a um material chamado revestimento, que tem a função principal de estabilizar os fragmentos após a remoção da resina, liberando assim a área a ser soldada. Com auxílio de um maçarico a área de solda é aquecida ao rubro para que o material de soldagem (liga) possa unir os fragmentos. Nessa etapa, um material chamado fundente auxilia no escoamento do material de soldagem. O rápido aquecimento da infraestrutura nesse processo faz com que uma grande energia seja absorvida (SAHIN; CEHRELI, 2001; BERTRAND et al., 2001; ABDUO; JUDGE, 2014).

Uma outra técnica chamada soldagem a laser utiliza o próprio index para fixação dos fragmentos e realização da soldagem. Depois da remoção da resina da área de solda após a estabilização dos fragmentos da infraestrutura ao index, a solda é realizada com o auxílio de uma máquina que emite feixes de laser fornecendo uma fonte de calor concentrado, permitindo assim a união entre os fragmentos. Dessa forma a absorção de energia da infraestrutura é muito pequena (HART; WILSON, 2006).

A literatura considera infraestruturas de próteses implanto-retidas como passivas aquelas que apresentam valores entre 50 a 150  $\mu\text{m}$  de desajuste marginal vertical (ADELL et al., 1981; JEMT, 1997; RIEDY; LANG; LANG, 1997a; RIEDY; LANG; LANG, 1997b; RUBENSTEIN; MA, 1999; ABDUO; JUDGE, 2014). Estudos sobre a soldagem a laser sugerem que esta é uma técnica de soldagem que gera pouca energia no seu processo de execução, isso provoca mínimas distorções, garantindo as infraestruturas excelentes adaptações marginais (HART; WILSON, 2006). Em contra partida, a fabricação de uma infraestrutura tipo monobloco ou aquelas que passam por soldagem brasagem, geram muita energia, e por isso, distorções significativas que irão influenciar nos resultados de desadaptação das infraestruturas aos implantes (SAHIN; CEHRELI, 2001; BERTRAND et al., 2001; ABDUO; JUDGE, 2014).

As infraestruturas de próteses implanto-retidas fabricadas a partir da tecnologia CAD/CAM (*computer aided design/computer aided manufacturing*) mostram resultados de desadaptação marginal semelhantes as infraestruturas que passam pela técnica de soldagem a laser (ABDUO, 2012; DE FRANÇA et al., 2015; DRAGO et al., 2010; LIN et al., 2014). Isso pode estar associada ao procedimento de moldagem, que, por mais criterioso que seja, podem gerar distorções significativas. (MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN, 1997; KIM; KIM; KIM, 2015),

Os estudos sugerem que, seja qual for, todos os procedimentos de soldagem diminuem a resistência das infraestruturas quando comparadas as estruturas em monoblocos. A baixa resistência, assim como alta desadaptação marginal, podem gerar forças nocivas ao sistema: implante, prótese e osso adjacente; causando problemas mecânicos e/ou biológicos (ZUPANCIC; LEGAT; FUNDUK, 2006).

Portanto, infraestruturas de próteses implanto-retidas ideais, ou seja, aquelas que não gerariam tensão ou estresse nocivos ao sistema seriam as que apresentassem a mínima desadaptação marginal e máxima resistência possíveis.

## 2 OBJETIVO

Comparar a efetividade do processo de soldagem elétrica associado a técnica de soldagem brasagem, em relação a desadaptação marginal e resistência mecânica, com duas técnicas clássicas; soldagem brasagem e a soldagem a laser, utilizando a técnica de confecção de infraestruturas em monobloco como parâmetro de controle.

### 3 CAPÍTULO I (ARTIGO)

#### RESUMO

O estudo comparou a adaptação marginal e a resistência de infraestruturas de próteses implanto-retidas submetidas a uma técnica de soldagem elétrica associada a soldagem brasagem com técnicas clássicas; soldagem brasagem e soldagem a laser. Ainda um grupo monobloco foi criado para o controle da comparação. A partir de uma modelo mestre, 20 modelos de trabalho foram fabricados, nos quais foram realizados 20 enceramentos, sendo que antes da inclusão 15 deles foram cortadas e fundidas segmentadas, e cinco não foram cortadas para que fossem fundidos em monobloco (grupo controle). Após, as 20 estruturas foram divididas em quatro grupos experimentais, sendo que as 15 estruturas fundidas segmentadas foram divididas em três grupos (n=5); (Soldagem Brasagem (SB), Soldagem Laser (SL) e Soldagem Elétrica + Brasagem (SEB)) e as cinco estruturas fundidas sem segmentação constituíram o grupo chamado monobloco (MO). Após a soldagem, as infraestruturas foram adaptadas ao modelo mestre e, utilizando a técnica do parafuso único, as medidas de desadaptação marginal vertical foram realizadas com auxílio de microscópio. Em seguida as infraestruturas foram submetidas ao teste de resistência a flexão em três pontos. Para desadaptação marginal os valores médios foram; MO- 139,27nm; SB- 139,21nm; SL- 78,36nm; SEB- 128,11nm. Já para resistência os grupos apresentaram os seguintes valores; MO- 162,52Kg/f; SB- 47,13Kg/f; SL- 50,10Kg/f; SEB- 68,67Kg/f. O estudo observou que o grupo SL apresentou os menores valores para desadaptação marginal. Já quando comparado resistência, o grupo SEB mostrou-se mais resistente quando comparado aos outros grupos de soldagem.

Palavras chave: Implante dentário, prótese dentária, soldagem em odontologia.

#### 3.1 INTRODUÇÃO

O sucesso das reabilitações com implantes osseointegráveis, a partir dos estudos de Branemark e colaboradores, permitiu, ao longo de quatro décadas, a reposição de dentes perdidos com próteses fixas implanto-retidas, devolvendo aos pacientes não apenas

função mastigatória, mas também promovendo uma ação positiva importante sobre sua auto-estima e convívio social. (ADELL et al., 1981; SHACKLETON et al., 1994; TAYLOR; AGAR, 2002).

Para que o sistema implante dentário, estrutura protética e tecido ósseo perimplantar possa funcionar com altas taxas de sucesso e longevidade, é necessário que se estabeleça entre esses componentes uma relação biomecânica estável e equilibrada. Simplificadamente, toda a carga gerada sobre a prótese ou mesmo pela própria prótese implanto-retida, será imediatamente transmitida para os implantes que a suportam, e concomitantemente aos tecidos ósseos que os sustentam (SKALAK, 1983).

Assim, considera-se de fundamental importância um perfeito controle da distribuição das cargas e tensões aplicadas ao sistema implanto-retido, já que, quando estas forças são nocivas podem acarretar falhas mecânicas e biológicas nos diferentes componentes do sistema (CARR; GERARD; LARSEN, 1996; WENNERBERG; ALBREKTSSON, 2011).

Um fator biomecânico importante é o controle da adaptação das próteses aos pilares ou implantes, o que originou ao conceito do assentamento passivo ou “passividade” das próteses implanto-retidas (RIEDY; LANG; LANG, 1997a). A falta de “passividade” das próteses sobre os implantes podem gerar uma elevada tensão entre estes componentes no momento do torque dos parafusos que fixam as próteses aos pilares de conexão (BECKER; KAISER; JONES, 2000; GOLDEN et al., 2000; SAHIN; CEHRELI, 2001; IGLESIA; MORENO, 2001).

Para que se consiga um assentamento mais preciso entre as próteses e os implantes ou pilares intermediários, diminuindo assim as tensões nocivas ao sistema, faz-se necessário reduzir as grandes distorções geradas durante os processos de fabricação das estruturas protéticas em monobloco. O método mais comum para realizar esta correção é a segmentação das estruturas protéticas entre os pilares para que possam ser unidas novamente por processos de soldagem (TAN et al., 1993; VIGOLO; MILLSTEIN, 1993, BAIG, 2014). Mesmo largamente utilizadas, as diversas técnicas de soldagem disponíveis ainda não conseguem eliminar por completo as distorções das estruturas protéticas, e assim eliminar completamente a desadaptação entre estas e os implantes ou intermediários (CLELLAND; VAN PUTTEN, 1997; BERTRAND et al., 2001; VIGOLO;

ZACCARIA, 2010). Desta forma, uma estrutura protética é considerada como passiva quando esta apresenta um nível de desajuste mínimo, que não é capaz de gerar tensões nocivas ao sistema (SAHIN; CEHRELI, 2001; ABDUO; JUDGE, 2014).

As duas técnicas de soldagem mais comumente utilizadas são as técnicas de soldagem brasagem e a soldagem a laser. Estudos sugerem que a técnica de soldagem a laser gera pouca energia no seu processo de execução, isso proporciona mínimas distorções, garantindo entre as infraestruturas e os implante ou pilares intermediários, baixos valores de desadaptação marginal (HART; WILSON, 2006). Ainda, a literatura mostra que a técnica de soldagem por brasagem, gera muita energia, e por isso, distorções significativas que irão influenciar nos resultados de desadaptação das infraestruturas aos implantes ou pilares intermediários (SAHIN; CEHRELI, 2001; BERTRAND et al., 2001; ABDUO; JUDGE, 2014).

Apesar das técnicas de soldagem garantirem valores menores de desadaptação marginal quando comparadas as próteses tipo monobloco, todas elas diminuem muito a resistência da infraestrutura. Próteses com baixa resistência podem sofrer flexões quando submetidas a cargas, gerando estresse e tensões, que quando nocivas podem acarretar problemas mecânicos e/ou biológicos ao sistema; implante, infraestrutura e osso adjacente. (ZUPANCIC; LEGAT; FUNDUK, 2006; CASTRO; DE CASTRO, 2010).

Portanto, tanto a alta desadaptação marginal quanto a baixa resistência de infraestruturas de próteses implanto-retidas podem gerar problemas biológicos e/ou biomecânicos ao sistema. Desse modo, a técnica ideal seria a que permitisse a fabricação de infraestruturas de próteses implanto-retidas com o mínima distorção, proporcionando assim a mínima desadaptação marginal possível, e ainda que garantisse as infraestruturas alta resistência mecânica.

### 3.2 OBJETIVO

Comparar valores de desadaptação marginal e resistência mecânica entre uma proposta de técnica de soldagem que associa a soldagem elétrica e soldagem brasagem, com as técnicas tradicionais; soldagem brasagem e soldagem laser.



### 3.3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para a confecção das infraestruturas protéticas, um modelo mestre foi produzido simulando a situação clínica de uma estrutura de overdenture sobre dois implantes. Assim, réplicas de implantes de plataforma 4,1mm (hexágono externo), (Neodent, Brasil) foram montados em uma base de acrílico distando 16mm de centro a centro (fig. 1a).

Vinte modelos de trabalho foram fabricados a partir da transferência do posicionamento dos implantes do modelo mestre com auxílio de pilares transferentes para hexágono externo plataforma 4.1mm, (Neodent, Brasil) indexados a partir da união desses pilares com resina acrílica padrão (Duralay, Reliance, EUA) (fig. 1b).

Sobre cada modelo de trabalho foram adaptados cilindros calcináveis do tipo UCLA compatíveis sem indexação (Neodent, Brasil) e enceradas infraestruturas em forma de barra circular (3mm de espessura) (fig 1c). Antes dos procedimentos de inclusão e fundição das estruturas, quinze espécimes selecionados aleatoriamente foram pré-segmentados com auxílio de disco abrasivo de 0,3mm de diâmetro (Dentorium Internacional Incorporated., USA) para que se pudesse simular a situação clínica onde as estruturas são segmentadas, viabilizando os procedimentos de soldagem (fig. 1d).

O objetivo de fabricar as barras pré-segmentadas foi padronizar o espaço disponível para a solda, impedindo que a distorção das estruturas, inerente ao processo de fundição, interferisse neste aspecto e também em um possível desalinhamento dos segmentos à serem soldados. Já os demais cinco espécimes foram mantidos intactos e fundidos em monobloco, e serviram como grupo controle. Depois da inclusão em revestimento fosfatado (Bellavest- BEGO- Alemanha), as estruturas foram fundidas convencionalmente (brasagem e centrifugação) em liga odontológica de Co-Cr (DeguDent- DENTSPLY- Alemanha). Após serem fundidas, as 20 estruturas foram divididas em quatro grupos experimentais, sendo que as 15 estruturas fundidas segmentadas foram divididas, de forma aleatória, em três grupos (n=5); (Soldagem Brasagem, Soldagem Laser e Soldagem Elétrica + Brasagem) (fig. 2a), e as cinco estruturas fundidas sem segmentação constituíram o grupo chamado monobloco (grupo controle) (fig. 2b).

Grupo SB - Soldagem Brasagem: neste grupo as estruturas segmentadas foram parafusadas ao modelo de trabalho e unidas com resina padrão (Duralay, Reliance, EUA). Em seguida as infraestruturas foram incluídas em revestimento (Bellavest- BEGO- Alemanha) para os procedimentos de soldagem, seguindo a técnica preconizada pelo fabricante. As cinco estruturas foram soldadas por brasagem em chama de óxido de etileno, utilizando fundente específico para ligas básicas (Williams- IVOCLAR- Alemanha).

Grupo SL - Soldagem Laser: neste grupo as estruturas segmentadas foram parafusadas ao modelo de trabalho e levadas para soldagem na máquina por energia laser (LASERMAN 500, SISMA- Itália), na qual todo o espaço entre os segmentos foi fechado por soldagem a laser.

Grupo SEB – Associação de Soldagem Elétrica e Brasagem: as estruturas segmentadas foram parafusadas ao modelo de trabalho e, com uso da máquina de soldagem elétrica (Fixator- KERNIT- Brasil), os segmentos foram unidos com dois a três pontos de solda, suficientes para estabilizar os segmentos em posição, mantendo a maior parte do espaço para solda livre. Uma vez que os segmentos foram estabilizados o espaço restante foi preenchido com material fundente em técnica de soldagem convencional por brasagem.

Grupo MO (controle) – Grupo formado pelas estruturas originadas a partir da fundição em monobloco, sem que nenhum tipo de solda tenha sido realizada sobre elas.

Para a avaliação do desajuste marginal foi utilizada a metodologia do teste do parafuso único, onde apenas um parafuso é torquado em um pilar distal e o desajuste marginal vertical é observado/medido no pilar distal oposto (JEMT, 1991; ZARB; SCHMITT, 1995). Importante salientar que para auxiliar no momento do torque e evitar vieses, o modelo foi fixado a uma morsa. Assim, procedeu-se da seguinte forma: o pilar esquerdo do modelo mestre e o pilar esquerdo da infraestrutura foram parafusados e torquados em 20 Ncm<sup>2</sup>.

Com o uso do microscopia óptica, (magnificação de 125X) foi medido em micrômetros (µm) o valor da desadaptação entre o pilar direito do modelo mestre e o pilar direito da infraestrutura em dois pontos, o mais mediano possível, nas faces vestibular e lingual (fig. 2c). Após, o conjunto foi parafusado do lado direito, torquado também em 20 Ncm<sup>2</sup>, e fez-se a medida do lado esquerdo na vestibular e lingual. Para orientação das medidas,

foi criada uma marca o mais central possível no análogo para que servisse de guia. A partir dessa marca foi realizado uma medida na marca, uma do lado direito da marca e uma medida do lado esquerdo da marca dentro da mesma imagem microscópica.

Desta forma, cada lado obteve três medidas que foram representadas por uma média. Assim, cada conjunto (modelo mestre-infraestrutura) apresentou quatro médias de medidas de desajuste (vestibular-direita, lingual-direita, vestibular-esquerda e lingual-esquerda). Estas quatro médias de medidas geraram uma outra média de desajuste, esta por estrutura, sendo então esse valor levado em consideração para o cálculo da média de desajuste marginal em cada grupo experimental.

Como forma de avaliar a resistência máxima de cada infraestrutura, essas foram submetidas a um teste de resistência à flexão em três pontos (fig. 2d). Já que esse teste é destrutivo, ele foi realizado somente ao final da leitura dos desajustes de todos os espécimes. Para o teste, as infraestruturas foram posicionadas em um aparato especial para teste de flexão e submetidas à carga na região central (Máquina de ensaios universal - EMIC). Foi registrada a força máxima em Kg/f para a fratura dos espécimes e uma média calculada para cada grupo experimental.

Tanto para os dados de desadaptação marginal quanto para resistência à flexão, os resultados dos grupos experimentais (SB, SL e SEB) foram comparados individualmente com o resultado do grupo controle (MO) (Mann-Whitney;  $p < 0,05$ ). Além disso, os resultados dos grupos experimentais (SB, SL e SEB) também foram comparados entre si em conjunto (Anova 1 fator e Teste t,  $p < 0,05$ ).

### 3.4 RESULTADOS

#### 3.4.1 Resultados para desadaptação marginal

Na comparação individual dos grupos experimentais com o controle, apenas o grupo SL ( $78,36 \pm 14,12 \mu\text{m}$ ) apresentou valores significativamente inferiores que o grupo controle MO ( $139,27 \pm 66,50 \mu\text{m}$ ) ( $p < 0,05$ ). Os grupos SB ( $139,21 \pm 42,15 \mu\text{m}$ ) e SEB ( $128,11 \pm 43,13 \mu\text{m}$ ) não apresentaram diferença com relação ao controle ( $p > 0,05$ ). Da mesma forma, na

comparação conjunta dos grupos experimentais, o grupo SL mostrou valores significativamente menores que os outros dois grupos SB e SEB ( $p < 0,05$ ); não havendo diferença entre estes últimos ( $p > 0,05$ ) (tabela 1).

### 3.4.2 Resultados para resistência a flexão

Todos os grupos experimentais; SB ( $47,13 \pm 6,03$  Kg/f), SL ( $50,10 \pm 7,81$  Kg/f) e SEB ( $68,67 \pm 17,41$  Kg/f), apresentaram valores significativamente inferiores quando comparados individualmente ao grupo controle MO ( $162,52 \pm 26,84$  Kg/f) ( $p < 0,05$ ). Na comparação entre os grupos de soldagem, o grupo SEB mostrou valores significativamente superiores que os grupos SB e SL ( $p < 0,05$ ); que não apresentaram diferença entre si ( $p < 0,05$ ) (tabela 2).

## 3.5 DISCUSSÃO

A causa da desadaptação das infraestruturas de próteses sobre implantes é reconhecidamente um fenômeno multifatorial. Por exemplo; o processo de moldagem e fabricação do modelo de trabalho gera uma distorção de 22 a 100  $\mu\text{m}$  (MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN, 1997; KIM; KIM; KIM, 2015), já os procedimentos de fundição e acabamento podem gerar distorções ainda maiores. Mesmo que estas distorções se reflitam na desadaptação marginal vertical entre as estruturas protéticas e os implantes que pode ser facilmente observado e mensurado, é importante perceber que a distorção da peça protética é de natureza complexa e pode ocorrer nos planos vertical, horizontal ou em forma de distorções angulares (KAN, J. Y. K., 1999; CASTELLON, PAULINO, SMITH; BLOCK; FINGER, 2005; AL-FADDA; ZARB; FINER, 2007).

Contudo, a grande maioria dos estudos mostram que a tensão e o estresse aumentam a medida que aumenta a desadaptação marginal, havendo portanto uma correlação direta entre estas variáveis. Desta forma, os métodos de fabricação de estruturas implanto-retidas sempre tentam agir no sentido de reduzir ao máximo a desadaptação entre a infraestrutura e os implantes ou pilares intermediários com o objetivo de reduzir as tensões intrínsecas nocivas que podem promover possíveis complicações mecânicas e

biológicas (CARR; GERARD; LARSEN, 1996; JEMT; BOOK, 1997b; SAHIN; CEHRELI, 2001; TAYLOR; AGAR, 2002; ABDUO; JUDGE, 2014).

Como mencionado anteriormente, nenhuma técnica atualmente disponível de fabricação de estruturas implanto-retidas ou de correção de distorções tem a capacidade de produzir uma estrutura com desajuste zero, ou seja, com passividade total. A literatura pertinente, aceita como passivas (desadaptações não nocivas ao sistema) valores entre 50 a 150 µm de desajuste marginal vertical (ADELL et al., 1981; JEMT, 1997; RIEDY; LANG; LANG, 1997a; RIEDY; LANG; LANG, 1997b; RUBENSTEIN; MA, 1999; ABDUO; JUDGE, 2014).

Verifica-se que a soldagem a laser é uma técnica de soldagem que gera pouca energia no seu processo de execução, provocando mínimas distorções e garantindo as infraestruturas excelentes adaptações marginais (HART; WILSON, 2006). Em contra partida, a fabricação de uma infraestrutura tipo monobloco ou aquelas que passam por soldagem brasagem, geram muita energia, e por isso, distorções significativas que influenciam nos resultados de desadaptação das infraestruturas aos implantes (SAHIN; CEHRELI, 2001; BERTRAND et al., 2001; ABDUO; JUDGE, 2014).

No presente artigo, o grupo SL foi o único que mostrou valores de desajuste inferiores ao controle MO. Da mesma forma, obteve menores valores de desajuste em comparação com os outros grupos experimentais (SB e SEB), que não apresentaram diferença entre si (Tabela 1). Assim, verificou-se que a utilização da pré-estabilização dos segmentos com uma técnica de soldagem a frio (solda elétrica) antes dos procedimentos de soldagem brasagem (proposta no grupo SEB) não teve efeito positivo significativo na melhoria da passividade das estruturas implanto retidas. Diferentemente, a soldagem a laser produziu estruturas mais passivas contudo, o nível de desajuste marginal ficou dentro dos limites considerados aceitáveis pela literatura em todos os grupos. Portanto pode-se afirmar que todas as técnicas produziram estruturas com passividade aceitável.

Infraestruturas mais resistentes geram menos tensões e estresse ao sistema implante-prótese-tecido perimplantar; pois com um módulo de elasticidade menor, sofrem menos torções (ADELL et al., 1981; (SKALAK, 1983; ABREU et al., 2010; SPAZZIN et al., 2011a; SPAZZIN et al., 2011b; ABDUO; JUDGE, 2014).

Com relação aos resultados de resistência à flexão, o grupo controle MO apresentou diferença estatística significativa, com valores maiores de resistência a flexão, quando comparado aos três grupos experimentais de soldagem. Isso mostra claramente que

qualquer procedimento de soldagem tem um potencial de enfraquecer a estrutura e, portanto, deve ser indicado e realizado com cautela e, somente quando necessário. Este achado corrobora as imagens das áreas de fratura observadas no microscópio óptico (125X), mostrando que para o grupo monobloco MO não foram observadas falhas internas importantes na região de fratura (figura 3a); enquanto que nos grupos SB (figura 3b), SL (figura 3c) e SEB (figura 3d), estas falhas foram claramente observadas.

Ainda com relação à resistência à flexão, na comparação conjunta dos grupos experimentais, o grupo SEB se destacou apresentando os maiores valores de força máxima de fratura em comparação com os outros grupos. A literatura afirma que a solda laser gera estruturas menos resistentes (SAHIN; CEHRELI, 2001), no presente estudo não foi observada diferença estatísticas entre o grupo SL com o SB. É importante registrar que o modo de falha foi muito diferente entre as técnicas de soldagem. No grupo SB, houve um evento catastrófico no momento da fratura da estrutura, já no grupo SL foi observado que as estruturas sofriam uma flexão na região da solda antes da falha, que se apresentava com um “rasgamento” do metal e não como uma fratura. Possivelmente, isso pode demonstrar que a região de solda no grupo SB apresentou características de maior rigidez e friabilidade enquanto que no grupo SL a região da solda apresentou uma maior plasticidade. Por outro lado, o grupo SEB apresentou uma característica de falha que parece intermediária entre os grupos SL e SB. A análise da área de fratura sob microscopia também parece mostrar que a área de fratura do grupo SEB (Figura 3d) apresenta áreas mais granulosas, semelhante à área de fratura observada no grupo SB no centro (Figura 3b) e, na margem, parecidas com as imagens observadas no grupo SL (Figura 3c).

Desta forma, pode-se aventar a possibilidade de que a pré-estabilização dos segmentos com uma técnica de soldagem a frio (solda elétrica), pode ter um efeito positivo na resistência final da estrutura submetida ao processo de soldagem brasagem.

### 3.6 CONCLUSÃO

A associação da soldagem elétrica com brasagem forneceu infraestruturas de próteses implanto-retidas com níveis de desadaptação marginal semelhantes aos encontrados quando utilizamos a soldagem brasagem; porém inferiores à soldagem laser.

A associação da soldagem elétrica com brasagem forneceu estruturas de maior resistência quando comparados com a técnica brasagem ou laser.

Todas as técnicas de soldagem reduziram significativamente a resistência das estruturas se comparadas com estruturas monobloco, demonstrando quantidade considerável de falhas internas na região da solda.

## 3.7 FIGURAS

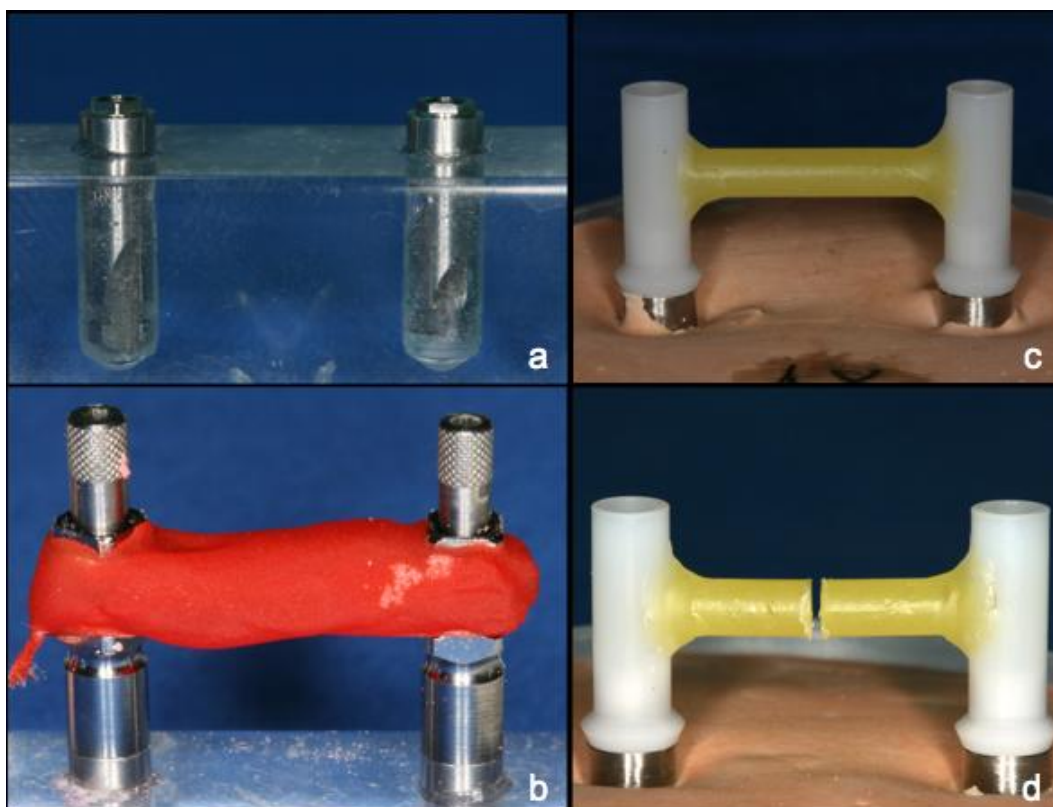


Fig 1: Modelo mestre (a); transferência com indexação (b); modelo de trabalho e encerramento da infra-estrutura (c); segmentação do encerramento para a fabricação dos grupos de soldagem (d).



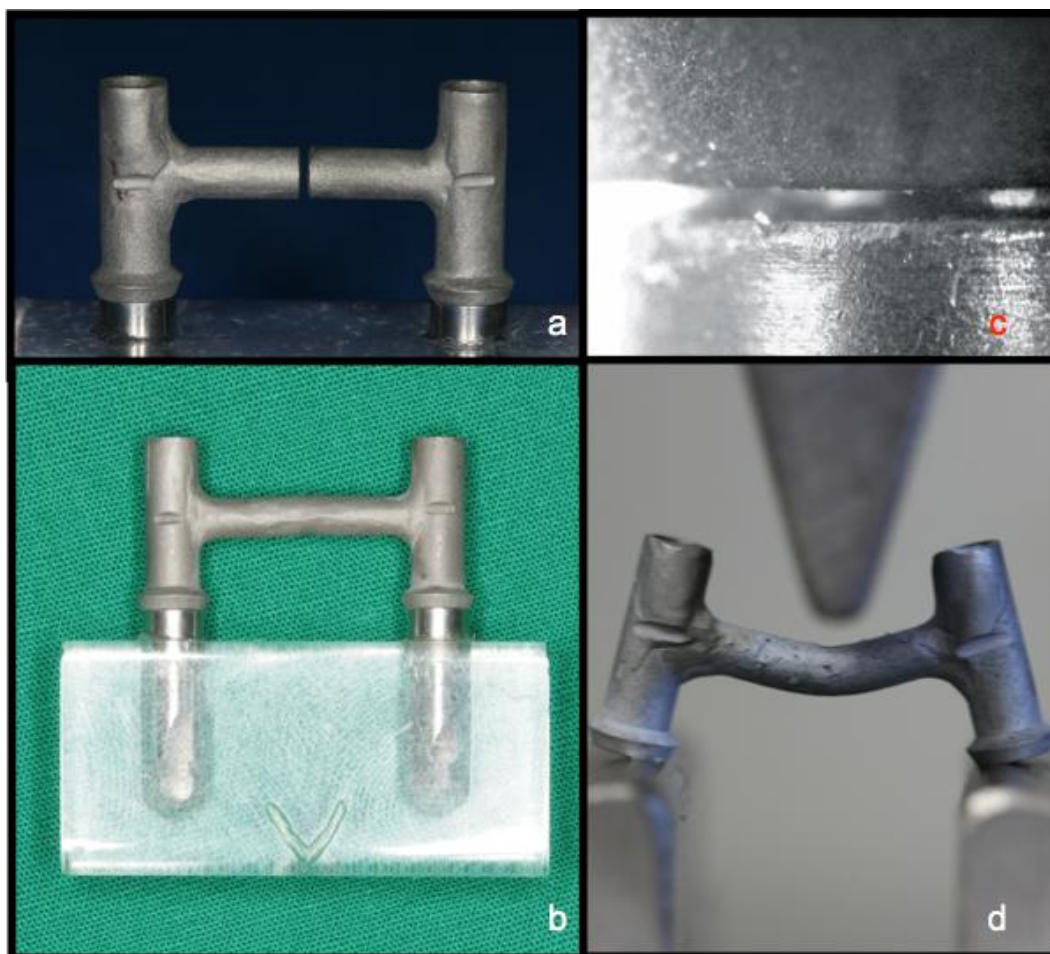


Fig 2: Infra-estruturas fabricadas segmentada (grupos testes- SL, SB E SEB) (a); infra-estruturas fabricadas em monobloco (grupo controle- MO) (b); avaliação no microscópio óptico da desadaptação marginal vertical entre a infra-estrutura e o análogo do modelo mestre (c); teste destrutivo de resistência a flexão (d).

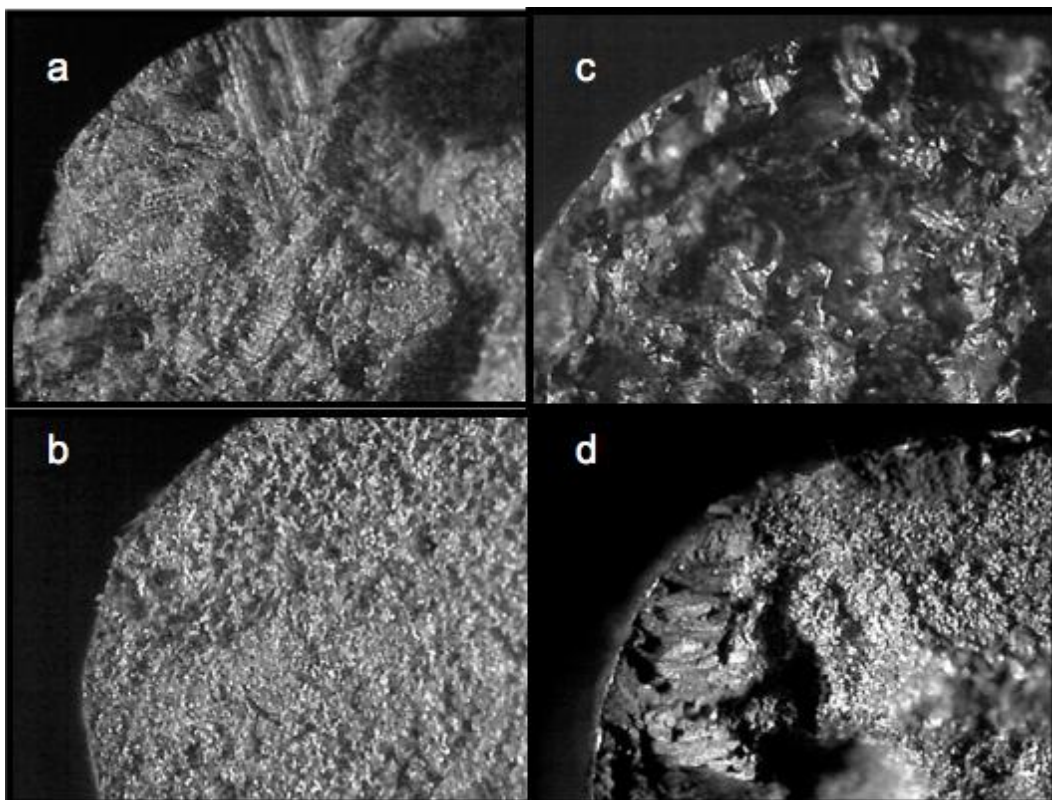


Fig 3: Análise da área de fratura após o teste destrutivo de resistência. Interface da fratura do grupo MO (a); Interface da fratura, correspondente a área de soldagem do grupo SB (b); interface da fratura, correspondente a área de soldagem do grupo SL (c); interface da fratura, correspondente a área de soldagem do grupo SEB (d).

## 3.8 TABELAS

Tabela 1: Comparação dos valores para desadaptação marginal dos grupos de soldagem entre si.

	<b>SB</b>	<b>SL</b>	<b>SEB</b>
<b>Média</b>	139,21 (A)	78,36 (B)	128,11 (A)
<b>D. Padrão</b>	42,15	14,12	43,13

(B) mostra que houve diferença estatística significativa entre o grupo soldagem laser com os grupos soldagem brasagem (A) ( $p < 0,0196$ ) e soldagem elétrica + brasagem (A) ( $p < 0,0401$ ).

Tabela 2: Comparação dos valores da resistência a flexão dos grupos de soldagem entre si.

	<b>SB</b>	<b>SL</b>	<b>SEB</b>
<b>Média</b>	47,13 (B)	50,10 (B)	68,67 (A)
<b>D. Padrão</b>	6,03	7,82	17,41

(A) indica que houve diferença estatística significativa quando comparado o grupo soldagem elétrica + brasagem com os grupos soldagem brasagem (B) ( $p < 0,0121$ ) e soldagem laser (B) ( $p < 0,0258$ ).

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

A proposta do estudo em questão foi utilizar a soldagem elétrica, usada na odontologia por algum tempo na soldagem intra-oral de infraestruturas (JEMT; BOOK, 1997a, 1997b), associada a técnica de soldagem brasagem. Assim, a partir do index (modelo de trabalho), foi realizada a soldagem elétrica, que pré estabilizou a infraestrutura, para depois ser soldada definitivamente com a técnica de soldagem brasagem. A pré-estabilização de fragmentos de infraestruturas metálicas de próteses implanto-retidas utilizando a soldagem elétrica ao invés do uso do revestimento para a realização da soldagem do tipo brasagem é muito usada nos laboratórios de próteses dentária. Investigar os resultados desse procedimento e compará-los as técnicas de soldagem mais comumente utilizadas (brasagem e laser) cria noções de valores, permitindo o questionamento a respeito de sua efetividade e relevância.

A ideia foi produzir infraestruturas de próteses implanto-retidas com baixas desadaptações marginais, uma vez que a estabilização das infraestruturas com a soldagem elétrica antes da soldagem brasagem poderia apresentar resultados semelhantes aos mostrados pela literatura quando utiliza-se a técnica de soldagem a laser, com o mesmo tempo de execução, porém com a vantagem de ter um custo menor. A baixa energia produzida, gerando assim pouca energia a infraestrutura tanto na técnica de soldagem a laser como na técnica de soldagem elétrica justificaria tal suposição a respeito de resultados de desadaptação semelhantes.

Ainda, infraestruturas fabricadas a partir da técnica soldagem elétrica associada a soldagem brasagem poderia gerar infraestruturas de próteses implanto-retidas mais resistentes que as técnicas de soldagem brasagem e/ou laser separadamente. A pré-suposição foi baseada na possibilidade de existir uma somatória de benefícios, na qual cada processo de soldagem garantisse sua resistência individual, e esses valores individuais somados produziriam infraestrutura mais resistentes do que as duas técnicas tradicionais citadas.

Desse modo conseguiríamos produzir infraestruturas de próteses implanto-retidas ideais, ou seja, aquelas com baixa desadaptação marginal e alta resistência mecânica, com um custo inferior as infraestruturas confeccionadas a partir da técnica CAD/CAM.

Contudo, em valores médios apresentados pelo estudo, a técnica apresentou resultados de desadaptação marginal maiores que os apresentados pela técnica de soldagem a laser, porém aceitáveis pela literatura como passivos. Entretanto, quando avaliados separadamente, alguns espécimes do grupo SEB apresentaram valores de desadaptação maiores dos que os aceitáveis pela literatura para classifica-los como passivos.

A técnica de soldagem elétrica associada a soldagem brasagem produziu infraestruturas mais resistentes que as técnicas tradicionais as quais foi comparada. Parece que a hipóteses de existir uma somatória de benefícios na resistência da infraestrutura a partir de tal associação de técnicas de soldagem, ser uma ideia plausível.

Mais estudos precisam ser realizados para garantir a efetividade de tal procedimento.

#### 4 REFERENCIAS

ABDUO, J. Fit of CAD/CAM Implant Frameworks: A Comprehensive Review. **Journal of Oral Implantology**, v. XL, p. 120925094329003, 2012.

ABDUO, J.; JUDGE, R. B. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 29, n. 3, p. 608–21, 2014.

ABREU, R. T. et al. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. **Journal of Prosthodontics**, v. 19, n. 6, p. 425–431, 2010.

ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **International journal of oral surgery**, v. 10, n. 6, p. 387–416, 1981.

AL-FADDA, S. A; ZARB, G. A; FINER, Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. **The International journal of prosthodontics**, v. 20, n. 2, p. 125–131, 2007.

BAIG, M. R. Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 29, n. 4, p. 869–80, 2014.

BECKER, C. M.; KAISER, D. A.; JONES, J. D. Guidelines for splinting implants. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 84, n. 2, p. 210–214, 2000.

BERTRAND, C. et al. 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.

CARR, A B.; GERARD, D. A; LARSEN, P. E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 76, n. 5, p. 500–509, 1996.

CASTELLON, PAULINO, SMITH, M.; BLOCK, M.; FINGER, I. M. Rehabilitation of the

Edentulous Mandible with a. **Quintessence of Dental Technology**, p. 185–195, 2005.

CLELLAND, N. L.; VAN PUTTEN, M. C. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 12, n. 6, p. 793–9, 1997.

DE CASTRO, G. C. *Distribuição de tensões e resistência mecânica de infraestruturas de cobalto-cromo sobre implantes após soldagem laser ou tig*. 2011. 80 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba. 2011.

DE FRANÇA, D. G. B. et al. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 113, n. 1, p. 22–28, 2015.

DRAGO, C. et al. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 25, n. 5, p. 920–929, 2010.

GOLDEN, W. G. et al. Supported Mandibular Complete Denture. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 84, n. August, p. 205–209, 2000.

HART, C. N.; WILSON, P. R. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 96, n. 1, p. 25–32, 2006.

IGLESIA, M. A; MORENO, J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. **The International journal of prosthodontics**, v. 14, n. 6, p. 570–574, 2001.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 6, p. 270–276, 1991.

JEMT, T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses

in the edentulous jaw. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 11, n. 2, p. 151–158, 1997.

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis Misfit and Marginal Bone Loss in Edentulous Implant Patients. 1997a.

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 11, n. 5, p. 620–625, 1997b.

KAN, J. Y. K., ET. AL. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 81, n. 1, p. 22–24, 1999.

KIM, J.-H.; KIM, K. R.; KIM, S. Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, p. 1–9, 2015.

LIN, W. S. et al. Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 111, n. 1, p. 1–5, 2014.

MA, T.; NICHOLLS, J. I.; RUBENSTEIN, J. E. Tolerance measurements of various implant components. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 12, n. 3, p. 371–5, 1997.

RIEDY, S. J.; LANG, B. R.; LANG, B. E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 78, n. 6, p. 596–604, 1997a.

RIEDY, S. J.; LANG, B. R.; LANG, B. E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 78, n. 6, p. 596–604, 1997b.

RUBENSTEIN, J. E.; MA, T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast frameworks. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 14, n. 4, p. 491–495, 1999.

SAHIN, S.; CEHRELI, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant dentistry**, v. 10, n. 2, p. 85–92, 2001.



SHACKLETON, J. L. et al. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 71, n. 1, p. 23–26, 1994.

SKALAK, R. Biomechanical osseointegrated. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 49, n. 6, p. 843–848, 1983.

SPAZZIN, A. O. et al. Effects of horizontal misfit and bar framework material on the stress distribution of an overdenture-retaining bar system: A 3D finite element analysis. **Journal of Prosthodontics**, v. 20, n. 7, p. 517–522, 2011a.

SPAZZIN, A. O. et al. Evaluation of Stress Distribution in Overdenture-Retaining Bar with Different Levels of Vertical Misfit. **Journal of Prosthodontics**, v. 20, n. 4, p. 280–285, 2011b.

TAN, K. B. et al. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. **Int J Prosthodont**, v. 6, n. 4, p. 346–363, 1993.

TAYLOR, T. D.; AGAR, J. R. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 88, n. 1, p. 89–95, 2002.

VIGOLO, P.; ZACCARIA, M. Clinical evaluation of marginal bone level change of multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 5-year prospective study. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 25, n. 6, p. 1189–1194, 2010.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 38, n. 4, p. 286–294, 2011.

ZARB, G. A.; SCHMITT, A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. **Journal of oral rehabilitation**, v. 22, n. 8, p. 661–671, 1995.

ZUPANCIC, R.; LEGAT, A.; FUNDUK, N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 96, n. 4, p. 273–282, 2006.

## 5 ANEXO

Tabela 1: Medidas de desadaptação marginal por peças, em três pontos por face: Grupo (MO).

<b>MO</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<b>CVD</b>	101,65	87,45	109,87	167,32	289,45
<b>DVD</b>	110,46	91,56	108,54	145,76	275,44
<b>EVD</b>	135,08	102,50	123,76	142,33	290,21
<b>CLD</b>	100,43	105,45	143,86	110,02	270,90
<b>DLD</b>	97,56	103,54	134,98	123,34	254,65
<b>ELD</b>	100,45	90,19	115,34	101,87	236,89
<b>CVE</b>	105,07	85,44	124,12	98,71	276,01
<b>DVE</b>	110,80	89,06	112,49	104,62	212,12
<b>EVE</b>	90,85	92,65	118,78	107,50	257,05
<b>CLE</b>	92,75	100,75	107,43	112,11	261,09
<b>DLE</b>	107,98	94,78	102,76	115,73	234,49
<b>ELE</b>	98,04	84,20	116,84	128,84	219,36

Tabela 2: Medidas de desadaptação marginal por peças, em três pontos por face: Grupo (SB).

<b>SB</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<b>CVD</b>	98,67	75,44	211,11	135,44	168,01
<b>DVD</b>	110,76	86,95	234,65	143,76	147,54
<b>EVD</b>	94,87	72,65	221,48	138,77	154,87
<b>CLD</b>	123,36	94,21	187,61	119,63	110,56
<b>DLD</b>	112,89	112,59	179,05	104,33	118,32
<b>ELD</b>	108,56	110,01	197,05	121,54	138,91
<b>CVE</b>	121,51	100,44	202,34	165,87	145,78
<b>DVE</b>	125,67	104,06	212,78	144,43	138,99
<b>EVE</b>	136,29	93,77	234,19	132,91	153,79
<b>CLE</b>	99,33	103,64	197,43	165,76	134,77
<b>DLE</b>	102,56	94,78	190,90	143,29	147,29
<b>ELE</b>	101,40	109,88	207,08	173,28	134,64

Tabela 3: Medidas de desadaptação marginal por peças, em três pontos por face: Grupo (SL).

<b>SL</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<b>CVD</b>	56,43	44,54	55,76	84,61	68,78
<b>DVD</b>	67,98	56,32	65,61	80,43	85,34
<b>EVD</b>	72,91	41,79	70,02	87,39	74,92
<b>CLD</b>	87,54	65,87	83,55	90,71	89,09
<b>DLD</b>	69,23	55,67	75,49	88,62	98,55
<b>ELD</b>	76,59	52,21	79,21	79,31	107,43
<b>CVE</b>	90,76	62,65	87,43	92,45	110,48
<b>DVE</b>	81,24	65,89	85,73	98,12	107,48
<b>EVE</b>	76,97	54,94	81,17	102,92	99,31
<b>CLE</b>	59,77	59,76	62,56	70,33	104,37
<b>DLE</b>	72,83	71,22	70,27	73,98	108,92
<b>ELE</b>	78,44	76,00	80,66	87,81	103,97

Tabela 4: Medidas de desadaptação marginal por peças, em três pontos por face: Grupo (SEB).

<b>SEB</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<b>CVD</b>	157,43	91,32	165,49	132,34	56,94
<b>DVD</b>	167,32	95,34	183,26	149,82	70,51
<b>EVD</b>	158,91	88,87	176,91	157,67	65,59
<b>CLD</b>	132,45	103,56	157,07	187,69	76,16
<b>DLD</b>	141,38	90,43	201,36	172,42	72,24
<b>ELD</b>	146,73	101,04	142,82	170,07	86,97
<b>CVE</b>	143,79	87,65	198,66	134,67	65,41
<b>DVE</b>	156,42	88,73	231,70	121,28	70,98
<b>EVE</b>	143,76	92,17	179,99	137,04	91,01
<b>CLE</b>	135,63	104,34	145,39	160,73	65,08
<b>DLE</b>	139,65	99,82	156,67	182,23	73,43
<b>ELE</b>	111,48	80,76	163,32	147,54	77,76

Tabela 5: Resultados da desadaptação marginal representados em  $\mu\text{m}$ . Média por espécime e média geral de cada grupo.

	<b>MO</b>	<b>SB</b>	<b>SL</b>	<b>SEB</b>
<b>1</b>	104,26	111,32	74,22	144,57
<b>2</b>	93,96	96,53	58,90	93,66
<b>3</b>	120,19	206,30	75,77	175,22
<b>4</b>	121,51	140,75	86,38	154,45
<b>5</b>	256,47	141,12	96,55	72,67
<b>Média</b>	139,27	139,21	78,36	128,11
<b>D. Padrão</b>	66,50	42,15	14,12	43,13

Tabela 6: Comparação dos valores da desadaptação marginal dos grupos de soldagem (grupos teste: soldagem brasagem, soldagem laser e soldagem elétrica + brasagem) com o grupo controle (Monobloco) individualmente.

	<b>MO</b>	<b>SB</b>	<b>SL</b>	<b>SEB</b>
<b>Média</b>	139,27 (A)	139,21 (A)	78,36 (B)	128,11 (A)
<b>D. Padrão</b>	66,50	42,15	14,12	43,13

(B) indica que houve diferença estatística significativa entre grupo soldagem laser e o grupo controle (A) ( $p < 0,0081$ ).

Tabela 7: Resultados de resistência a flexão representados em Kg/f.

	<b>MO</b>	<b>SB</b>	<b>SL</b>	<b>SEB</b>
<b>1</b>	180,93	42,22	40,80	51,15
<b>2</b>	174,98	44,20	48,20	79,81
<b>3</b>	153,59	55,86	57,80	48,73
<b>4</b>	183,70	50,94	45,20	77,59
<b>5</b>	119,40	42,43	58,54	86,11
<b>Média</b>	162,52	47,13	50,10	68,67
<b>D. Padrão</b>	26,84	6,03	7,81	17,41

Tabela 8: Comparação dos valores de resistência dos grupos de soldagem (grupos teste: soldagem brasagem, soldagem laser e soldagem elétrica + brasagem) com o grupo monobloco (controle) individualmente.

	<b>MO</b>	<b>SB</b>	<b>SL</b>	<b>SEB</b>
<b>Média</b>	162,52 (A)	47,13 (B)	50,10 (B)	68,67 (B)
<b>D. Padrão</b>	26,84	6,03	7,81	17,41

(A) indica que houve diferença estatística significativa entre o grupo controle e todos os grupos teste: soldagem brasagem (B) ( $p < 0,0045$ ), soldagem laser (B) ( $p < 0,0045$ ) e soldagem elétrica + brasagem (B) ( $p < 0,0045$ ).

