

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

MARCELO MASSARONI PEÇANHA

**ESTUDO COMPARATIVO DA DESADAPTAÇÃO MARGINAL DE
INFRAESTRUTURAS METÁLICAS PARA
PRÓTESES SOBRE IMPLANTES, APÓS SOLDAGEM A LASER E
SOLDAGEM CONVENCIONAL**

VITÓRIA
2009

MARCELO MASSARONI PEÇANHA

**ESTUDO COMPARATIVO DA DESADAPTAÇÃO MARGINAL DE
INFRAESTRUTURAS METÁLICAS PARA
PRÓTESES SOBRE IMPLANTES, APÓS SOLDAGEM A LASER E
SOLDAGEM CONVENCIONAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre em Clínica Odontológica, na área de concentração em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Padilha de Meneses.

VITÓRIA
2009

MARCELO MASSARONI PEÇANHA

**ESTUDO COMPARATIVO DA DESADAPTAÇÃO MARGINAL DE
INFRAESTRUTURAS METÁLICAS PARA PRÓTESES SOBRE IMPLANTES,
APÓS SOLDAGEM A LASER E SOLDAGEM CONVENCIONAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre em Clínica Odontológica, na área de concentração em Clínica Odontológica.

Aprovada em _____ de _____ de 2009

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. João Carlos Padilha de Meneses
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Prof. Dr. Eduardo Batitucci
Universidade Federal do Espírito Santo

Prof. Dr. Atlas Edson Moleiros Nakamae
Universidade de São Paulo

Dedico,

A Deus por guiar e orientar minha caminhada.

Aos meus pais, Paulo Peçanha e Maria Angelica M. M. Peçanha, que sempre estiveram ao meu lado apoiando e amparando em todos os momentos, minha gratidão e grande admiração.

A minha família pelo carinho e atenção constantes.

Agradeço,

Ao Prof. Dr. João Carlos Padilha de Meneses pela confiança depositada, amizade, orientação e ensinamentos durante essa etapa.

A Prof^a Dra. Selva Maria Guerra, coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da UFES.

Ao Prof. Dr. Anuar Xible pela orientação e ajuda apresentada no decorrer do trabalho.

Ao Prof. Dr. Antonio Augusto Gomes pelo constante apoio e atenção.

Ao Prof. Dr. Eduardo Batitucci pelo exemplo e seriedade demonstrados.

Ao Prof. Dr. Glauco Rangel Zanetti pela amizade, acompanhamento e ajuda prestada durante esse período.

Ao Prof. Dr. Renato Aguiar pelo apoio e incentivo demonstrado durante essa etapa.

Ao Prof. Aloir Cardoso, do Departamento de Engenharia da UFES, que com grande atenção ajudou no desenvolvimento do trabalho.

Aos amigos de caminhada do mestrado Nevelton Heringer, Cristiane Vasconcellos, Helio Barreto, Rodrigo Rasseli, Rodrigo Brandão, Tatiany Bertollo, Viviany Bertollo, Kleber Borgo, Valeria de Freitas, Vânia Azevedo e Wagner Quaresma.

A todos os Professores do Programa de Pós-Graduação do Mestrado em Clínica Odontológica do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, pela participação e dedicação.

A Victor Padilha pela ajuda prestada durante a realização do trabalho.

A Luiz Alves Ferreira, pela disponibilidade apresentada e auxílio para a realização do trabalho.

A empresa Conexão pelo apoio na realização desse trabalho.

A todos que de alguma maneira me ajudaram ou se fizeram presentes durante esse momento.

"O maior perigo que se corre em uma viagem,
é ela não começar."
Amyr Klink

RESUMO

PEÇANHA, M. M. **Estudo comparativo da desadaptação marginal de infraestruturas metálicas para próteses sobre implantes, após soldagem a laser e soldagem convencional.** 2009. 71 p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde, Vitória, 2009.

O objetivo deste estudo foi comparar a precisão da adaptação marginal de infraestruturas implanto-retidas, fundidas em Co-Cr, após serem submetidas à soldagem a laser e soldagem convencional, por meio da mensuração da desadaptação marginal do pilar protético das infraestruturas aos implantes. Dois implantes com plataforma de hexágono externo e diâmetro de 4.1mm (Conexão Sistema de Prótese, Brasil), foram fixados em uma matriz de alumínio. As infraestruturas foram confeccionadas utilizando-se dois componentes do tipo UCLA com base em Co-Cr, da mesma empresa, posicionados sobre os implantes, e unidos por uma barra pré-fabricada em cera, sendo fundidos em liga de Co-Cr. Vinte infraestruturas foram confeccionadas, seccionadas no meio da barra e distribuídas aleatoriamente para dois grupos: no Grupo 1, as infraestruturas foram soldadas a laser, e, no Grupo 2, soldadas pelo método convencional. O teste do parafuso único foi utilizado para adaptar as infraestruturas aos respectivos implantes, e um microscópio óptico comparador com resolução de 0.001 mm foi utilizado para a medição da desadaptação nas interfaces pilar protético/implante de cada corpo de prova. As medições foram feitas antes e após a realização dos dois tipos de soldagem nos respectivos grupos. As análises das desadaptações foram realizadas em três pontos em cada face (V, L e D) dos implantes, obtendo-se uma média para cada face e uma média das faces para cada implante. O valor médio da desadaptação marginal foi calculado para cada face e para cada infra-estrutura de ambos os grupos soldados. Os resultados foram tratados com o Teste de Mann-Whitney ($p < 0.05$). Os valores médios de desadaptação (em μm) marginal das infraestruturas antes da soldagem foram iguais a zero. Depois da soldagem, foi observado que, no grupo 1 o valor médio de desadaptação marginal foi de $12\mu\text{m}$, enquanto que para o grupo 2 o valor médio de desadaptação foi de $38\mu\text{m}$. Dentro das limitações deste trabalho foi possível concluir que o procedimento de soldagem a laser de infraestruturas implanto-retidas fabricadas em liga de Co-Cr possibilita uma maior precisão de adaptação destas infraestruturas se comparado com os procedimentos de soldagem convencional.

Palavras-chave: Implantes dentários; Desajuste Marginal, Soldagem em Odontologia, Laser

ABSTRACT

PECANHA, M. M. **Comparative study of marginal misfit of implant-supported frameworks after conventional soldering or laser welding.** 2009. 71 p. Dissertation (Máster in Dentistry) - Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde, Vitória, 2009.

The aim of this study is to compare the marginal inaccuracy of Co-Cr implant-supported frameworks after conventional soldering or laser welding procedures. Two externally hexed implants with 4.1 mm platform diameter (Conexão Sistema de Prótese, Brazil) were fixed in an aluminum block. The framework wax-up was produced using two Co-Cr UCLA cylinders positioned in each implant and a pre-fabricated wax bar. The implant frameworks were conventionally casted using Co-Cr alloy. Twenty frameworks were produced sectioned in two halves and assigned to two different groups: in Group 1 frameworks were re-joined using laser-welded and in group 2 frameworks were re-joined using conventional soldering procedures. The one screw test was used when assembling prosthetic frameworks to the implants. An optical microscope with precision of 0.001 mm was used to measure the marginal misfit at the prosthetic abutment/implant interface. The measurements were analyzed before and after the soldering/welding procedures in each group. The analyses were performed in three points of each faces: V, L and D at each implant. Marginal misfit averages (μm) were calculated for each face and each framework in both groups after soldering/welding. Results were treated with Mann-Whitney test ($p < 0.05$). Mean fit values (in μm) before soldering process were equal to zero for both groups. After soldering processes were performed, it was observed that, in group 1 the mean vertical misfit medium value were $12\mu\text{m}$ as long as in group 2 the mean values were $38\mu\text{m}$. Within the limits of this study it was possible to conclude that the laser welding procedure may provide a more accurate fit between implants and Co-Cr prosthetic frameworks compared to the conventional soldering technique.

Key words: Dental Implant, Dental soldering, Marginal Accuracy, Laser

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Desenho esquemático do modelo mestre com as respectivas medidas das faces	41
Figura 2.	Fotografia do modelo mestre confeccionado.....	42
Figura 3.	Pilares UCLAs posicionados e ceroplastia da barra finalizada.....	43
Figura 4.	Infraestrutura em posição para inclusão.....	44
Figura 5.	Infraestrutura posicionada depois de realizada fundição.....	45
Figura 6.	Infraestrutura seccionada com marcações realizadas para reposicionamento correto das duas partes.....	46
Figura 7.	Segmentos da Infraestrutura metálica fixados sobre os implantes com torque de 10Ncm e unidos com o primeiro incremento de resina acrílica.....	47
Figura 8.	Infraestrutura após soldagem convencional posicionada no modelo mestre.....	48
Figura 9.	Infraestrutura seccionada e unida com resina acrílica posicionada sobre os análogos fixados em gesso tipo IV.....	49
Figura 10.	Aspecto da infraestrutura posicionada sobre o modelo mestre após soldagem a <i>laser</i>	49
Figura 11.	Infraestrutura seccionada e posicionada com as devidas marcações alinhadas.....	50
Figura 12.	Infraestrutura posicionada recebendo torque de 10Ncm em um dos pilares.....	52

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISAO DE LITERATURA	13
2.1 SOLDAGEM CONVENCIONAL	13
2.2 SOLDAGEM A <i>LASER</i>	15
2.3 ESTUDOS SOBRE A COMPARAÇÃO DE DIFERENTES TIPOS DE SOLDAGEM.....	17
2.4 PASSIVIDADE EM PRÓTESE SOBRE IMPLANTE.....	23
2.4.1 Estudos correlacionando aspectos mecânicos à desadaptação.....	23
2.4.2 Estudos correlacionando aspectos biológicos à desadaptação	26
2.4.3 Passividade e métodos de avaliação da desadaptação marginal.....	30
2.5 UTILIZAÇÃO DE LIGAS BÁSICAS EM PRÓTESE SOBRE IMPLANTE	37
3 PROPOSIÇÃO	40
4 MATERIAIS E MÉTODOS	41
4.1 CONFECÇÃO DO MODELO MESTRE.....	41
4.2. CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	42
4.2.1 Ceroplastia.....	42
4.2.2 Inclusão.....	43
4.2.3 Fundição	44
4.2.4 Desinclusão	44
4.2.5 Preparo da área de soldagem	45
4.3 DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS.....	46
4.4 SOLDAGEM CONVENCIONAL	46
4.5 SOLDAGEM A <i>LASER</i>	48
4.6 ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO NA INTERFACE PILAR PROTÉTICO/IMPLANTE	50
4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	52
5 RESULTADOS	53
6 DISCUSSÃO	56
7 CONCLUSÃO	63
8 REFERENCIAS	64
ANEXO A - TABELAS COM DADOS OBTIDOS NAS LEITURAS	70

1 INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados utilizados para próteses fixas e removíveis têm apresentado excelentes resultados clínicos e longevidade comprovada (CARLSSON; CARLSSON, 1994; JEMT; JOHANSSON, 2006; JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992;). Entretanto, uma adaptação precária entre o implante e o pilar tem sido relacionada a problemas biológicos, como a perda óssea marginal ao redor dos implantes (HERMANN et al., 2001; JEMT; LEKHOLM, 1998) e a inflamação dos tecidos peri-implantares (HERMANN et al., 2001), e problemas mecânicos, como o afrouxamento e à fratura do parafuso de fixação da prótese (BINON et al., 1994; JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992; KALLUS; BESSING, 1994).

A adaptação de uma peça protética ao implante tem sido associada à qualidade e à longevidade dos trabalhos sobre implantes, sendo observados menores níveis de tensões sobre o complexo prótese/pilar/implante, quanto mais adaptada estiver a peça. Não existe consenso na literatura sobre qual o limite específico de desadaptação que o sistema prótese-implante-osso pode se ajustar sem interferir no sucesso do tratamento. Provavelmente, existe um fator de tolerância, no qual as desadaptações não acarretam problemas biomecânicos, uma vez que essa adaptação das infraestruturas sobre implantes nunca é totalmente livre de tensões (CARLSSON; CARLSSON, 1994; JEMT; BOOK, 1996; KAN et al., 1999). A adaptação passiva em prótese sobre implante, conforme relatada na literatura ocorre, teoricamente, quando a prótese não induz tensão sobre os implantes que a suportam e ao osso circundante na ausência de uma carga externa (SAHIN; CEHRELI, 2001). Como não se sabe qual é o limite de tolerância, as próteses sobre implantes devem possuir, então, a melhor adaptação possível para evitar problemas biomecânicos.

As várias etapas da confecção de uma prótese podem contribuir para a desadaptação entre as peças protéticas sobre os implantes. Os procedimentos de moldagem, a confecção do modelo mestre, as características do enceramento, a confecção da infraestrutura e a fabricação final das próteses podem levar a inúmeras distorções (SAHIN; CEHRELI, 2001). Essa distorção gerada por cada fator, individualmente, pode resultar numa alteração que cause desadaptação e, conseqüentemente, tensão interna significativa no complexo prótese/implante.

Embora um assentamento passivo absoluto das peças protéticas seja dificilmente encontrado, geralmente é observado um estado em que se pode considerar uma adaptação biologicamente aceitável (KARL et al., 2004). No intuito de assegurar uma melhor adaptação e passividade final da peça protética, recomenda-se que sejam utilizados componentes pré-fabricados, como, por exemplo, os cilindros de titânio, ouro e cobalto-cromo (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; KANO et al., 2004).

As fundições de próteses fixas em peça única são técnicas sensíveis que apresentam certo grau de distorção (MITHA; OWEN; HOWES, 2009; SCHIEFFLEGER et al., 1985; CARR; STEWART, 1993). Quando a adaptação clínica da infraestrutura com o pilar intermediário do implante não é obtida inicialmente em uma peça fundida em monobloco, o seccionamento e a soldagem são uma estratégia comum para melhorar esta adaptação. A técnica de soldagem apresenta a vantagem de trabalhar com segmentos da prótese, os quais permitem melhor adaptação, favorecendo assim a distribuição de forças ao redor do implante minimizando traumas ou falhas na prótese (ALVES, 2003; BARBOSA, 2006; MITHA; OWEN; HOWES, 2009; RIEDY; LANG; LANG, 1997; SILVA et al., 2008; SOUSA, 2003; TORSELLO et al., 2008).

A utilização da soldagem convencional tem sido realizada e indicada em próteses fixas convencionais, ou seja, sobre dentes, a longo período, e tem demonstrado ser um procedimento clínico e laboratorial aceitável (PEGORARO et al., 2002). Requer equipamentos mínimos e não dispendiosos, o que lhe confere larga vantagem, apresentando procedimentos técnicos bem estabelecidos. Após a realização da secção e fixação das partes a serem soldadas com resina acrílica, é necessária a inclusão desse conjunto em revestimento. Essa inclusão permite a remoção da resina acrílica e a liberação do espaço a ser soldado. O revestimento ainda apresenta a função de compensar a contração da solda e, assim, minimizar a distorção causada por esse procedimento. Porém, esse processo, não é ausente de falhas, podendo sofrer com a contração do material da solda ou mesmo alteração do revestimento (GEGAUFF; ROSENSTIEL, 1989; WILLIS; NICHOLLS, 1980).

O uso da solda a *laser* tem aumentado e tem sido indicado para uniões de infraestruturas na Odontologia nos últimos anos (BARBOSA, 2006; BARBOSA et al., 2007; CHAI; CHOU, 1998; HULING; CLARK 1977; WANG; WELSCH, 1995).

Estudos clínicos têm demonstrado bons resultados desse tipo de soldagem, sendo esse procedimento viável para a união de infraestruturas sobre implantes (JEMT et al., 1998). A capacidade de reprodução, a economia de tempo e a possibilidade de acabamento microscópico decorrente da pequena zona de fusão são algumas vantagens relatadas por autores, que podem contribuir para o desenvolvimento desse tipo de técnica de soldagem (BABA et al., 2004; DOBBERSTEIN et al., 1990; GORDON; SMITH, 1970; SJÖGREN, ANDERSON; BERGMAN, 1988).

Uma das características do processo de soldagem convencional é a temperatura imposta à infraestrutura, que chega próximo a temperatura de fusão da liga. Para uma boa soldagem toda a peça deve ser aquecida para que se tenha plena junção na região de união, o que pode incorporar distorções significativas ao processo, ou mesmo dano a sua estrutura. Já no sistema de soldagem a *laser* o aquecimento é muito concentrado, restrito ao foco de aplicação fator esse, que favorece a indicação desse tipo de soldagem (LIU et al., 2002).

Deve-se considerar, portanto, que a verificação da precisão do método de soldagem a *laser* em comparação com o método de soldagem convencional, é necessária, para permitir melhora nas técnicas de confecção de infraestruturas metálicas de ligas básicas, assim como resultados mais favoráveis em termos de longevidade e manutenção desse tipo de prótese.

2 REVISAO DE LITERATURA

Devido à diversidade de estudos encontrados na literatura a respeito dos diferentes tipos de soldagem analisados e à necessidade de adaptação passiva da infraestrutura protética sobre os implantes, a revisão de literatura foi dividida dentre os seguintes critérios: soldagem convencional; soldagem a *laser*; estudos comparando as duas técnicas; passividade na prótese sobre implante; utilização de ligas básicas em prótese sobre implante.

2.1 SOLDAGEM CONVENCIONAL

Stade, Reisbick e Preston (1975) avaliaram a resistência de uniões soldadas, variando o espaço para solda de 0,31mm, 0,51mm e 0,76mm e utilizando duas técnicas de soldagem: pré e pós-cerâmica. Concluíram que o espaço entre as áreas a serem soldadas teve resultados significantes na precisão e resistência dessas uniões. O espaço de 0,31mm foi considerado aceitável, enquanto que o de 0,76mm não deve ser utilizado por causa das possíveis distorções ocasionadas pela contração da solda.

Foi também realizado um estudo por Willis e Nicholls (1980) para determinar a distorção induzida na soldagem dental. O modelo de laboratório para quantificar a distorção causada pela técnica de soldagem foi o de duas coroas individuais unidas por um ponto de solda. A amostra tinha quarenta coroas unitárias e vinte junções de solda. Quatro distâncias para a área de soldagem foram avaliadas: 0; 0,15; 0,30 e 0,45mm. A distância da fenda foi medida num microscópio comparador da Nikon. O método usado para se medir as distorções requeria determinação precisa das coordenadas x, y e z de seis pontos de medidas. Com base nos resultados encontrados, os autores concluíram que: a) a distorção linear identificada na fase de inclusão é devida à expansão do revestimento para o processo de soldagem; b) a distorção linear identificada na fase de soldagem ocorre por causa da contração da solda; e c) as distorções rotacionais medidas foram mínimas.

Gegauff e Rosenstiel (1989), em estudo laboratorial, compararam a adaptação de infraestruturas fundidas em monobloco e infraestruturas soldadas de modo convencional. Dois tipos de revestimento foram avaliados: um com alta expansão

térmica e outro com baixa expansão térmica. A adaptação de cada pilar foi analisada individualmente e comparada após secção e soldagem. Concluíram que a discrepância marginal de infraestruturas confeccionadas em monobloco e com revestimento de baixa expansão térmica para soldagem foi clinicamente inaceitável. Uma adaptação aceitável foi obtida com revestimento de alta expansão térmica para soldagem.

Em Odontologia o termo soldagem é usado para descrever a maioria dos processos de união de metais que envolvem o fluxo de um metal de preenchimento entre dois ou mais componentes metálicos (ANUSAVICE, 2003).

Pegoraro et al. (2002) realizaram estudo investigando o desajuste marginal de retentores de próteses fixas metalocerâmicas soldadas e fundidas em um só bloco. Para isso, utilizaram um modelo padrão que simulava uma situação clínica em que os seis dentes anteriores inferiores precisavam receber contenção por meio de prótese devido a problemas periodontais. Os corpos de prova foram preparados para serem fundidos com liga de Ni-Cr (Durabond): no primeiro, cinco conjuntos foram fundidos em um só bloco, e, no segundo foram obtidas quinze fundições individuais para cada troquel e distribuídas em três subgrupos. Assim, foram feitas soldagens com um ponto de solda de cada vez, com dois pontos de solda de cada vez e, depois, outro ponto de solda, unindo as duas partes previamente soldadas, e com cinco pontos de solda de uma única vez. A avaliação da desadaptação marginal foi realizada em um microscópio comparador, e os resultados mostraram que: o número de retentores e a extensão da prótese foram responsáveis por uma maior desadaptação marginal dos retentores, sendo que o número foi o fator mais importante. Também foi relatado que a desadaptação marginal dos conjuntos soldados com dois ou três retentores ou fundidos em uma só peça foi maior que os retentores onde os pontos de solda foram realizados de uma só vez.

Barbosa et al. (2007) no intuito de comprovarem se as fases laboratoriais podem induzir distorções nas infraestruturas confeccionadas, quando utilizados pilares UCLAs calcináveis, realizaram estudo com o propósito de comparar três laboratórios protéticos. Os pilares UCLAs calcináveis foram avaliados durante os estágios de fundição e soldagem convencional, por meio da análise da desadaptação vertical. Para isso, quatro próteses fixas de seis elementos foram confeccionadas em cada

laboratório utilizando esses componentes. A avaliação foi realizada, por meio de microscópio eletrônico, em duas faces dos pilares, mesial e distal, totalizando 24 medidas por laboratório. De acordo com os resultados encontrados após análise das infraestruturas fundidas em peça única confeccionadas por diferentes laboratórios (Lab A, Lab B e Lab C), elas apresentaram valores de desadaptação para o procedimento de fundição estatisticamente significativa. Após a realização da soldagem convencional, entretanto, os valores encontrados nas infraestruturas não apresentaram diferença estatisticamente significativa.

2.2 SOLDAGEM A LASER

Com o surgimento da técnica de soldagem a *laser* para os trabalhos em prótese dentária na Odontologia, estudos a respeito desse método de soldagem começaram a ser desenvolvidos por pesquisadores desde a década de 70, como Gordon e Smith (1970), que relataram vantagens observadas no uso da solda a *laser*, como: pequena indução de distorção quando a peça é levada ao modelo mestre para soldagem, resistência da soldagem compatível com a do metal base, tempo curto de trabalho (aproximadamente quatro minutos para prótese parcial fixa de três elementos).

A soldagem a *laser* em diferentes tipos de liga também foi estudada por Dobberstein et al. (1990) que compararam a resistência à fratura de infraestruturas de ligas de Co-Cr (Gisadent KCM 83), Ni-Cr (Gisadent NCA e NCS-1) e Pd-Ag (Sipal 306) e suas combinações, soldadas a *laser* (Nd:YAG), ou pelos procedimentos convencionais de soldagem. Os corpos de prova soldados pelo *laser* apresentaram resultados superiores ao grupo de solda convencional. Esse trabalho sugere a superioridade do procedimento de soldagem a *laser* com relação à soldagem convencional, sendo que as ligas Gisadent KCM 83 e NCS-1 atingiram os valores mais altos de resistência à fratura. Pode ser confirmada ainda a eficácia da soldagem de ligas com diferentes pontos de fusão. A capacidade de reprodução, a economia de tempo e a possibilidade de acabamento microscópico decorrente da pequena zona de fusão são algumas vantagens que podem contribuir para o desenvolvimento da técnica de soldagem a *laser*.

Chai e Chou (1998) avaliaram as propriedades mecânicas de barras de titânio comercialmente puro (Ti cp) em diferentes condições de soldagem a *laser* variando duração da incidência do feixe e voltagem (nível de energia). As propriedades estudadas foram: resistência à tração, resistência ao escoamento e porcentagem de alongamento. A voltagem foi o único fator significativo a influenciar na resistência à tração e na resistência ao escoamento nas uniões soldadas. A duração do feixe não foi um fator significativo para esses dois fatores. Os autores afirmaram que, se as corretas condições de voltagens e duração do feixe forem seguidas as uniões soldadas não serão mais frágeis ou perderão características mecânicas como elasticidade em relação à liga original.

Segundo Liu et al. (2002), existem alguns fatores que influenciam na resistência mecânica das uniões soldadas a *laser*, tais como o tipo de metal soldado, o comprimento de onda, o pico do pulso, a energia do pulso, a quantidade de saída de energia (corrente ou voltagem), a duração do pulso, a frequência do pulso e o diâmetro do ponto soldado. A combinação das variáveis- saída de energia, duração de pulso e diâmetro do ponto de solda podem mudar a profundidade de penetração do *laser*. Os autores se propuseram examinar a resistência das uniões de titânio soldadas a *laser* em vários níveis de saída de energia (corrente ou voltagem). A profundidade de penetração do *laser* foi analisada para se conseguir determinar as condições apropriadas de duração do pulso e diâmetro do ponto soldado. Concluíram que, sob condições apropriadas, as uniões feitas a *laser* apresentam a mesma resistência que o metal de origem das regiões não soldadas. Na soldagem convencional, são usados metais de origem diferente para se fazer as uniões, o que diminui a resistência dessas uniões, que pode contribuir para falhas.

Baba et al. (2004) realizaram estudo laboratorial sobre a resistência mecânica de uma liga de Co-Cr após ser submetida a solda a *laser*. Para isso, utilizaram corpos de prova com 0,5 e 1mm de espessura, que foram seccionados e soldados, sendo posteriormente submetidos ao teste de flexão para avaliar a região soldada. Observaram que, em condições apropriadas, a soldagem a *laser* aumentou a resistência da junção na liga de Co-Cr. Afirmaram, também, que, por causa da energia do *laser* ser concentrada em uma pequena área, ocorrem poucos efeitos de aquecimento e oxidação na área ao redor do ponto soldado.

2.3 ESTUDOS SOBRE A COMPARAÇÃO DE DIFERENTES TIPOS DE SOLDAGEM

Em vista da obtenção de resultados favoráveis com a utilização da soldagem a *laser* estudos em relação a sua qualidade, resistência e precisão têm sido realizados, comparando esse método com outros tipos de técnicas como o método convencional utilizado por longo tempo para próteses fixas convencionais.

Huling e Clark (1977) avaliaram as distorções de pontes parciais fixas (PPF's), em relação aos seguintes procedimentos: soldagem a *laser*, soldagem convencional e fundição em peça única (monobloco). As PPF'S de três elementos foram realizadas, utilizando-se um modelo que simulava a ausência de um segundo pré-molar, onde o primeiro pré-molar e o primeiro molar foram preparados de modo a receber uma prótese parcial fixa, as infraestruturas foram enceradas e fundidas em liga de ouro e Co-Cr, e as medidas foram realizadas em quatro pontos predeterminados no modelo (mesiovestibular, distovestibular, distolingual e mesiolingual). Os autores relataram que a precisão da adaptação das PPF's foi significativamente superior nos procedimentos de soldagem a *laser* e fundição em peça única, quando comparados à soldagem convencional. O procedimento de soldagem a *laser* foi o que apresentou os melhores resultados. Embora tenha sido realizado em um modelo que simulava as condições dentárias e não em próteses sobre implantes, a metodologia aplicada e as medições foram as mesmas utilizadas nesse trabalho e vêm a demonstrar que, mesmo em relação às próteses fixas convencionais sobre dentes, esse tipo de soldagem tem apresentado melhores resultados.

Embora diversas pesquisas demonstrem ser mais difícil obter uma boa adaptação em infraestruturas fundidas em monobloco, a construção de uma prótese parcial fixa dessa maneira apresenta algumas vantagens. Segundo Schiffleger et al. (1985) esse método permite a avaliação imediata da adaptação, resistência máxima do conector e ganho de tempo com a eliminação do processo de soldagem. A pesquisa realizada pelos autores analisou próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos fundidos em monobloco. Com o auxílio de um microscópio óptico, os autores verificaram que ocorreu melhora de 50% no assentamento das infraestruturas após a secção da estrutura metálica, e a distorção foi menor nas próteses parciais fixas de três elementos, e maior nas próteses de cinco elementos.

O sucesso da soldagem a *laser*, conforme já relatado anteriormente apresenta-se dependente da correta utilização e calibração do feixe de *laser* que irá incidir sobre a peça. Sjogren, Anderson e Bergman (1988) analisaram barras de titânio soldadas a *laser*, com diferentes intensidades, tempos e frequências de processamentos. Foram avaliadas a resistência a fratura, extensão da área soldada e porcentagem de alongamento dessas amostras e comparadas com os valores correspondentes das barras de titânio não soldadas e com as barras de ouro tipo III, com dimensões similares soldadas convencionalmente. O tipo de fratura foi avaliado por meio de análise fotográfica da fratura. Os resultados revelaram que os espécimes soldados a *laser* produziram valores para as propriedades estudada, mais favoráveis que os obtidos na soldagem convencional.

Riedy, Lang, e Lang (1997) avaliaram a adaptação marginal entre infraestruturas em um modelo contendo cinco pilares de implantes simulando a região de sínfise da mandíbula. Compararam cinco estruturas fundidas em monobloco com cinco estruturas maquinadas com sistema computadorizado Procera e soldadas, posteriormente, com solda a *laser*. Por meio de aparelho de *laser* digital e um programa gráfico de computador, foi feita análise da adaptação das infraestruturas, que permite realizar análise tridimensional dos pontos, com precisão aproximada de 0,001mm, e foi encontrada diferença significativa na precisão entre as infraestruturas, indicando uma melhor adaptação na peça onde ocorreu a soldagem. Concluíram, então, que as infraestruturas maquinadas de titânio com solda a *laser* exibiram menos de 25 μ m de desadaptação vertical em todos os cinco pilares analisados apresentando, assim, maior adaptação que no outro grupo. Avaliações clínicas têm sido realizadas para verificar a influência desses diferentes métodos de soldagem após a instalação da peça, observando seu comportamento.

Jemt et al. (2000) avaliaram clínica e radiograficamente o desempenho de 68 pacientes, que receberam próteses fixas implanto-suportadas. Trinta e oito pacientes receberam próteses fixas com estruturas de titânio e soldadas a *laser* e trinta pacientes receberam estruturas fundidas convencionalmente. Foram coletadas informações clínicas e radiográficas durante dois anos, não foi observada nenhuma fratura das estruturas ou dos componentes de implante e, com a mesma frequência, ocorreu fratura da resina em ambos os grupos. Um padrão similar de reação óssea foi verificado nos dois grupos, sem apresentar diferença no nível ósseo ou na perda

óssea. Os autores concluíram que os pacientes tratados com próteses implanto-suportadas fabricadas com estruturas de titânio e soldadas a *laser*, em maxilas edêntulas, apresentaram resultados comparáveis aos de pacientes tratados com estruturas fundidas convencionalmente, após dois anos em função.

Sousa (2003) comparou a precisão de adaptação de infraestruturas protéticas de titânio fundidas em monobloco com estruturas protéticas confeccionadas por meio de cilindros pré-fabricados unidos por soldagem a *laser*. Avaliou, também, a efetividade do processo de eletroerosão na diminuição da desadaptação marginal. A partir de uma matriz metálica de cobre-alumínio que simulou uma situação clínica de uma mandíbula, desdentada totalmente, com cinco implantes, confeccionaram-se os corpos de prova. Foram confeccionados quatro grupos para o estudo: grupo 1 (cinco estruturas fundidas em monobloco), grupo 2 (cinco estruturas fundidas em monobloco e submetidas a eletroerosão), grupo 3 (cinco estruturas soldadas a *laser*) e grupo 4 (cinco estruturas soldadas a *laser* e submetidas a eletroerosão). Antes das soldagens a *laser*, os cilindros de titânio receberam torque de 10Ncm. Para a análise do assentamento passivo foi utilizado o teste do parafuso único, sendo que o parafuso apertado recebia torque de 10Ncm. Foi utilizado um microscópio mensurador (STM Digital – Olympus – Japan), com precisão de 0,5µm e aumento de trinta vezes. As infraestruturas fundidas em monobloco apresentaram, nos cilindros centrais, maior interface (desadaptações médias de 151,392µm) que as soldadas a *laser* (34,739µm). O autor concluiu que as estruturas fundidas em monobloco apresentaram os piores resultados, com relação à adaptação, e que a aplicação da eletroerosão melhorou significativamente a adaptação, independentemente da técnica utilizada.

Alves (2003) também avaliou o grau de adaptação de estruturas pré-fabricadas em Ti cp, antes e após a soldagem a *laser*, e de estruturas fundidas em monobloco em Ti cp, antes e após a soldagem a *laser*. A partir de um modelo de acrílico contendo três implantes obtiveram-se os corpos de prova. O grupo 1 foi constituído de dez corpos de prova nos quais foram utilizados pilares UCLA de titânio unidos por barras de titânio por meio de soldagem a *laser*. O grupo 2 foi constituído de dez corpos de prova, nos quais foram utilizados pilares UCLA calcináveis unidos por barras calcináveis e fundidos em monobloco. O grupo 3 foi obtido a partir do grupo 2 em que as barras foram seccionadas e soldadas a *laser*. Para a análise da interface

componente protético/implante, foi utilizado o teste do parafuso único, sendo que o parafuso apertado recebia torque de 10Ncm. Foi utilizado um microscópio mensurador (STM Digital – OLYMPUS – Japão) com precisão de 0,005µm e aumento de trinta vezes. Os resultados mostraram que o grupo 1 apresentou uma adaptação estatisticamente superior, inicial (0,000µm) e final (9,931µm), em relação aos grupos 2 (9,568µm e 101,722µm) e 3 (20,258µm e 31,440µm). O autor concluiu que a adaptação marginal das estruturas confeccionadas a partir de componentes protéticos pré-fabricados em titânio e soldados a *laser* foi estatisticamente superior às técnicas de fundição em monobloco e a fundição mais soldagem a *laser*, e que o grupo fundido e soldado a *laser* teve melhora significativa em relação à adaptação do grupo fundido em monobloco.

Kanashiro (2005) realizou estudo comparando a precisão de duas técnicas de soldagem, a *laser* e convencional. Dez estruturas metálicas em Ni-Cr foram segmentadas em quatro partes e analisadas no microscópio eletrônico de varredura (MEV) em pontos pré-estabelecidos, vestibular e proximal, totalizando oito pontos de análise para cada estrutura. O grupo que seria unido pelo processo da soldagem convencional, utilizando maçarico gás/oxigênio, apresentou uma fenda marginal média de 5,94µm, enquanto que o grupo que seria unido por meio da soldagem a *laser*, apresentou uma fenda marginal média de 7,22µm. Os segmentos de cada estrutura metálica foram submetidos ao processo de soldagem convencional ou de soldagem a *laser*. Foi utilizado um MEV, para avaliação das desadaptações nas mesmas posições pré-estabelecidas antes da união. Para tal, somente o parafuso de uma das extremidades recebeu um torque de 10Ncm, e os demais parafusos foram soltos. A média das fendas marginais, após o processo da soldagem convencional, passou a ser de 18,80µm, e a média das fendas marginais, após a soldagem a *laser*, passou a ser de 12,38µm. A análise mostrou que a diferença das fendas, depois e antes da união por meio da soldagem convencional, foi maior que a diferença das fendas obtidas por meio da soldagem a *laser* ($p = 0,001$). Apesar de a soldagem convencional ter apresentado uma distorção significativamente maior quando comparada à soldagem a *laser*, ambas mostraram valores de fenda marginal clinicamente aceitáveis.

Barbosa (2006) analisou, comparativamente, por meio de MEV, a desadaptação vertical e horizontal entre pilar UCLA e implante utilizados em infraestruturas de

cinco elementos, fundidas em monobloco e, depois após soldagem a *laser*. Foram utilizados três materiais diferentes: Ti cp (Grau 1), ligas de Cr-Co e ligas de Ni-Cr-Ti. Avaliou-se, também, a passividade dessas estruturas por meio do teste do parafuso único, e as tensões geradas ao redor dos implantes, por meio da análise da fotoelasticidade. Houve melhora estatística significativa nas adaptações das infraestruturas para todos os materiais após o seccionamento e soldagem a *laser*.

Silva et al. (2008) estudaram a desadaptação marginal de infraestruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a *laser*, antes e após eletroerosão, por meio da análise de assentamento passivo, com o teste do parafuso único. Vinte infraestruturas foram confeccionadas a partir do modelo mestre metálico com cinco implantes fixados na região intraforaminal, paralelos entre si, e fundidas em Ti cp. As amostras foram divididas em dois grupos: grupo 1 - dez infraestruturas fundidas em monobloco e grupo 2 - dez infraestruturas previamente seccionadas em quatro pontos, fundidas e submetidas à soldagem a *laser*. A passividade de assentamento dos pilares tipo UCLA foi avaliada antes e após a eletroerosão, dando-se um torque de 10N no parafuso de Ti do implante da extremidade, aferindo-se as discrepâncias marginais no implante mais distal e no mais central. Após obtidos os resultados utilizando-se um microscópio ótico com precisão de 0,005mm, observou-se que o grupo 1 (infraestruturas em monobloco) implante central (IC) 170µm e implante distal (ID) 472µm, obteve a pior adaptação marginal, e que o grupo 2 (seccionado e soldado a *laser*) IC 65µm e ID 155µm teve adaptação marginal significativamente melhor em relação ao grupo 1. Contudo, após a aplicação de eletroerosão nos grupos 1 e 2, os mesmos não diferiram estatisticamente.

Sousa et al. (2008) avaliaram a precisão de adaptação de infraestruturas confeccionadas em titânio (c.p. Ti) e liga de paládio-prata (Pd-Ag), realizadas pela técnica em monobloco e pela técnica de soldagem a *laser*. Para isso, foi confeccionado um modelo mestre com cinco implantes, e vinte corpos de prova foram obtidos e divididos em dois grupos para cada tipo de material. Metade das infraestruturas foi confeccionada em estrutura única, e a outra, com a técnica de soldagem a *laser*. A interface implante/prótese foi analisada e medida nas regiões vestibular e lingual dos implantes distais e do implante do centro da peça. Era, então, aplicado um torque de 10Ncm no implante mais distal, e medidas as

desadaptações no implante central e o da outra extremidade da peça; após essa etapa, era dado aperto de 10Ncm no implante central e eram avaliados os implantes de ambas as extremidades e por fim dado aperto no pilar da outra extremidade e realizada medida nos implantes correspondentes. As leituras foram realizadas em um microscópio óptico com precisão de 0,005mm. Os resultados indicaram que, no cilindro central, foram observadas diferenças significativas em relação à passividade de adaptação entre as infraestruturas onde foi realizada solda a *laser* (34,73 μ m) e aquelas confeccionadas em estrutura única (151,39 μ m); em relação ao material utilizado, a liga de paládio-prata (66.30 μ m) demonstrou melhores resultados que as de titânio (119,83 μ m). Nos implantes distais, não houve diferença significativa entre as estruturas confeccionadas em titânio ou paládio-prata, quando realizadas em peça única. Entretanto, após a soldagem a *laser*, foi encontrada diferença significativa nas infraestruturas de titânio (31,37 μ m) e de paládio-prata (106,59 μ m).

Torsello et al. (2008) compararam a adaptação marginal de infraestruturas de titânio sobre cinco a nove implantes confeccionadas por meio de cinco métodos diferentes: técnica da cera perdida com pilares de plástico; infraestruturas em titânio soldadas a *laser* com *coppings* pré-fabricados; ponte fixa sobre implante Procera; Sistema Cresco Ti; e CAM Structsure precision milled bar. Foram realizadas, então, três reabilitações de arco edêntulo em cada um dos cinco grupos. A análise da desadaptação foi realizada em esteromicroscópio de 100x e foram analisadas quatro diferentes localizações em cada pilar (mesial, distal, vestibular e lingual). Os resultados obtidos de acordo com o método de confecção das infraestruturas foram os seguintes: técnica da cera perdida 78 μ m (\pm 48 μ m); *coppings* pré-fabricados 33 μ m (\pm 19 μ m); ponte sobre implante Procera 21 μ m (\pm 10 μ m); sistema Cresco de Ti 18 μ m (\pm 8 μ m); e CAM StructSURE precision milled bar 27 μ m (\pm 15 μ m). Concluíram que os procedimentos em que houve análise computadorizada demonstraram muito boa precisão, com nenhuma diferença significativa entre eles, porém melhor precisão em relação aos outros métodos. Por sua vez, o grupo em que ocorreu a utilização de pilares pré-fabricados e soldagem a *laser* apresentou significativa melhor adaptação do que o grupo onde foi realizada a técnica da cera perdida.

Tiozzi et al. (2008) realizaram uma análise comparativa da desadaptação vertical de infraestruturas implanto-suportadas em NiCr, Co-Cr e Ti cp, depois de fundidas em peça única e após secção e posterior soldagem a *laser*, e também após simulação

de ciclos de queima da porcelana. Para isso, utilizaram um modelo mestre com dois implantes e dois métodos de avaliação de passividade: método em que apenas um parafuso da infraestrutura era apertado e outro método em que os parafusos dos pilares eram apertados simultaneamente. Os resultados mostrados no lado de aperto não diferiram estatisticamente entre os diferentes tipos de liga. No lado oposto, entretanto, foi encontrada diferença significativa quando comparadas ligas de Co-Cr (118,64µm a 39,90µm) e Ti cp (118,56µm a 27,87µm), quando fundidas em peça única e quando soldadas a *laser*, respectivamente. Quando ambos os lados foram apertados, apenas a liga de Co-Cr demonstrou diferença significativa após soldagem a *laser*. A simulação da queima da porcelana não demonstrou diferença significativa na distorção das infraestruturas.

Aguiar Jr. et al. (2009) realizaram estudo comparando a precisão de adaptação de três tipos de infraestruturas implanto-suportadas confeccionadas em liga de NiCr. As estruturas fundidas em monobloco foram comparadas às estruturas fundidas e seccionadas, sendo um grupo seccionado no sentido transversal e outro no sentido diagonal, ambos posteriormente soldados a *laser*. Todos os três grupos foram constituídos de seis infraestruturas. As infraestruturas seccionadas foram posicionadas no modelo e torquedadas com 10Ncm para posterior soldagem das infraestruturas. Para a avaliação da adaptação das infraestruturas, foi utilizado um microscópio óptico, e as leituras foram realizadas com ambos os parafusos apertados sobre os implantes e, também, com apenas um dos parafusos da extremidade apertado. Para o teste do parafuso único, as leituras foram no lado oposto ao apertado. Os autores observaram que a secção e a posterior soldagem melhoram a adaptação das infraestruturas, quando comparadas as estruturas em monobloco.

2.4 PASSIVIDADE EM PRÓTESE SOBRE IMPLANTE

2.4.1 Estudos correlacionando aspectos mecânicos à desadaptação

A importância de uma adaptação precisa é ressaltada por Skalak (1983), o qual relata que a maneira como as tensões mecânicas são transferidas dos implantes ao tecido ósseo é um aspecto crítico para o sucesso ou falha dos implantes. É

essencial que tanto o tecido ósseo como os implantes sejam submetidos somente a forças aos quais estão aptos a receber. Uma conexão rígida da prótese parcial fixa com o implante osseointegrado resulta em uma estrutura única, na qual, prótese, implantes e osso agem como uma unidade, e qualquer desalinhamento que haja da prótese com os implantes resultará em um estresse interno desse conjunto. Enfatizou que, muito embora as tensões geradas não possam ser detectadas por análise visual, podem ocasionar falhas, mesmo sem a presença de forças externas.

Embora a desadaptação marginal de uma peça possa ser observada clinicamente em alguns casos, deve-se ter o cuidado de se estabelecer técnicas para esse tipo de avaliação. Binon et al. (1994) relataram que a aplicação de um torque no parafuso que une dois componentes desenvolve uma tensão que tende a juntar essas duas partes. Essa força de tensão gerada é chamada de pré-carga. Para uma ótima estabilidade da conexão, a tensão exercida sobre o parafuso deveria ser a mais alta possível, mas sem exceder o limite de elasticidade do parafuso. Os autores também discutiram o motivo do afrouxamento dos parafusos nos sistemas de implantes. As principais causas relatadas foram: inadequado aperto do parafuso, próteses mal adaptadas e mal planejadas, sobrecarga oclusal, desenho inadequado do parafuso e a própria elasticidade do osso.

Problemas mecânicos, como solturas do parafuso, são comumente encontrados em próteses fixas sobre implantes e correlacionados à falta de passividade da mesma. Kallus e Bessing (1994) realizaram acompanhamento clínico em pacientes com uso de prótese sobre implante do tipo protocolo em arco edêntulo, durante cinco anos e investigaram a causa da ocorrência de perda dos parafusos de ouro e dos pilares. Os dados foram relacionados a parâmetros clínicos como a adaptação da infraestrutura, curva de aprendizado do operador e diagnóstico clínico e radiográfico após cinco anos de uso das próteses. Os autores relacionaram a perda do parafuso de ouro com a desadaptação da infraestrutura, sendo, em grande parte, dependente do operador, e recomendaram que as próteses fixas sejam reapertadas após cinco anos.

Burguete et al. (1994) relataram, em um artigo de revisão, que um pequeno degrau de desadaptação, como ocorre quando a passagem do parafuso da prótese não está alinhada ao pilar, pode provocar uma deformação do parafuso de fixação. Nos

casos em que ocorre uma desadaptação sem contato (fenda), a pré-carga é utilizada para aproximar, ou, até mesmo, para contatar as superfícies do pilar e da prótese. Situação em que, praticamente não se obtém proteção contra fadiga, pois qualquer carga externa aplicada à prótese causará mais tensão no parafuso de fixação, não ocorrendo uma dissipação de carga por meio do pilar e do implante.

A relação entre a desadaptação e a tensão geradas nos componentes é confirmada também por Millington e Leung (1995) que estudaram a relação entre o tamanho da fenda marginal com a tensão gerada sobre uma estrutura com quatro implantes. Diferentes níveis de desadaptação foram criados entre a estrutura de ouro e os pilares. Por meio de uma análise fotoelástica sobre a estrutura, padrões de franjas indicavam os locais com maior tensão. Os resultados mostraram uma relação direta entre o tamanho da fenda e o estresse gerado sobre a estrutura, no entanto esse aumento da tensão não foi de maneira linear. Os autores concluíram que os níveis de tensão gerados por uma fenda dependem: a) do tamanho e da localização da fenda; b) da dimensão, da forma e da dureza do metal da estrutura; e c) do número, da distribuição e da distância entre os pilares.

Por meio de um estudo retrospectivo, Eckert et al. (2000) estudaram os fatores relacionados à fratura de implantes dentais e verificaram uma baixa incidência desta complicação. Foram encontrados 28 implantes fraturados em 4.936 implantes, em que todos os casos foram precedidos de afrouxamento do parafuso de fixação, com exceção de apenas um caso. Os autores correlacionaram o afrouxamento do parafuso e a fratura do implante a uma estrutura mal adaptada, força oclusal excessiva, braço de alavanca desfavorável ou atividade parafuncional.

Ebrahim et al. (2002) pesquisaram o efeito de diferentes níveis de adaptação da prótese em relação à instabilidade do parafuso de fixação. Foram testados três níveis de discrepâncias: 0 μ m, 100 μ m e 175 μ m entre o pilar protético e o cilindro de ouro de uma prótese fixa sobre cinco implantes. O conjunto foi submetido a uma carga oclusal cíclica para simular 144 dias de mastigação. Os autores verificaram que discrepâncias verticais de 100 μ m e 175 μ m nos pilares das extremidades resultaram num significativo afrouxamento do parafuso protético. Concluíram que próteses com tais desadaptações deveriam ser consideradas inaceitáveis.

Com relação ao aperto dos parafusos nas infraestruturas, Barbosa et al. (2005) avaliaram a desadaptação vertical de infraestruturas de próteses fixas sobre implantes de três elementos confeccionadas a partir de pilares do tipo UCLA, após a aplicação de diferentes níveis de torque. Inicialmente, aplicava-se um torque de 10Ncm (T1), com o auxílio de um torquímetro manual, e fazia-se a leitura das desadaptações por meio de microscopia eletrônica de varredura sob aumento de 500x. Em seguida, aplicava-se um torque de 20Ncm (T2), e novamente era realizada a leitura das desadaptações. Os autores observaram uma diferença significativa entre os desadaptações após os diferentes torques aplicados: T1 ($23,53\mu\text{m} \pm 20,20$) e T2 ($9,01\mu\text{m} \pm 11,69$), sendo os menores valores de desadaptação observados após a aplicação de 20Ncm. Os autores concluíram que o grau de desadaptação pode diminuir quando os torques são aplicados de acordo com os valores recomendados pelos fabricantes, independentemente da desadaptação entre os componentes do sistema.

Silveira Junior et al. (2009) realizaram estudo laboratorial sobre a influência do torque das infraestruturas sobre os pilares antes dos procedimentos de soldagem a *laser* por meio da desadaptação marginal das infraestruturas metálicas sobre quatro implantes. As infraestruturas foram confeccionadas sobre pilares de titânio pré-fabricados e barras cilíndricas de titânio que foram unidas por soldagem a *laser*. As infraestruturas foram divididas em três grupos: grupo 1, com torque manual; grupo 2, com torque de 10 N; e grupo 3, com torque de 20 N. Após a soldagem, as faces dos pilares foram avaliadas por meio de microscópio óptico comparador, utilizando-se dois métodos. O teste do parafuso único foi utilizado, no qual as interfaces dos pilares foram avaliadas após aperto em apenas um pilar das extremidades. Uma segunda análise foi realizada nas interfaces após parafusamento e medição de todos os elementos. Foi possível concluir, no estudo, que o torque dado anteriormente à soldagem não influenciou na adaptação vertical das infraestruturas metálicas implanto-suportadas.

2.4.2 Estudos correlacionando aspectos biológicos à desadaptação

Estudos clínicos vêm sendo realizados para tentar correlacionar essa desadaptação das infraestruturas com algum possível efeito deletério sobre o rebordo ósseo. Jemt

e Book (1996) analisaram um grupo com sete pacientes, que foram acompanhados durante um ano após a instalação das próteses (grupo 1). Um segundo grupo, com o mesmo número de pacientes, recebeu uma análise retrospectiva após quatro anos da instalação das próteses (grupo 2). Por meio da técnica de fotogrametria intraoral, verificaram que, em nenhuma das próteses, havia uma adaptação passiva completa, com desadaptação de $111\mu\text{m}$ e $91\mu\text{m}$ para os grupos 1 e 2, respectivamente. Além disso, não foi encontrada nenhuma correlação entre os níveis de desadaptação da prótese e a alteração do nível ósseo marginal nos dois grupos estudados. Por meio dos dados apresentados, os autores concluíram que houve uma certa tolerância biológica para a desadaptação entre a prótese e o pilar.

A desadaptação, muitas vezes, pode estar presente mesmo em próteses clinicamente satisfatórias, e o estudo desse efeito *in vivo* é um procedimento difícil. Jemt (1996), com o intuito de verificar quais métodos de confecção e soldagem produziram maiores graus de adaptação das próteses sobre implantes, avaliou medidas obtidas a partir de modelos, comparando-as com aquelas obtidas diretamente na cavidade oral. As análises foram realizadas através do método fotogramétrico computadorizado que fornece medidas tridimensionais. O objetivo foi verificar a validade dos vários estudos em que são usados modelos como referência devido à dificuldade de realização de estudos *in vivo*. Foram selecionados dezessete pacientes, sendo dez com implantes em mandíbula e sete em maxila, e os modelos de trabalho obtidos com os cuidados habituais. As próteses foram confeccionadas através de dois métodos. Cinco foram fabricadas em titânio (Ti-3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Suíça) e soldadas a *laser*, e as outras doze foram fabricadas em ouro, através do processo de fundição em monobloco. Todas foram clinicamente testadas e aceitas como adaptadas satisfatoriamente, porém as análises mostraram resultados diferentes para as diversas situações. Quando os modelos foram usados como referência, a média tridimensional de distorção do ponto central do cilindro de ouro foi de $37\mu\text{m}$ nas próteses mandibulares e de $75\mu\text{m}$ nas próteses maxilares. Quando as medidas foram realizadas diretamente na cavidade oral, os valores eram de $51\mu\text{m}$ nas próteses mandibulares e de $111\mu\text{m}$ para as maxilares. A média de desajuste tridimensional foi significativamente maior para as medidas realizadas *in vivo*. Os autores ressaltaram que as próteses haviam sido consideradas satisfatórias pelos testes clínicos habituais, e alertam que as

próteses com “aparência” aceitável podem possuir centenas de micrômetros na interface de desadaptação, e há necessidade de maior investigação sobre como essas interfaces que apresentam desadaptações podem gerar problemas futuros.

Estudos como o de Isidor (1996) indicam uma correlação, já comentada, sobre o excesso de tensão gerada sobre o implante, podendo levar a problemas biológicos. O autor observou, nesse estudo, que, em um grupo de macacos onde os implantes instalados e osseointegrados receberam uma carga oclusal excessiva, houve perda da osseointegração. Ele sugere que a perda da osseointegração pode ser explicada pelas microfraturas causadas pela fadiga que excedeu o potencial reparador do osso, propiciando a interposição de tecido mole entre o osso e o implante. Já no segundo grupo, onde os implantes foram induzidos ao acúmulo de placa bacteriana com fio de algodão, eles mantiveram a osseointegração, no entanto houve perda óssea marginal durante os 18 meses de observação. Porém, quando essa carga oclusal não é excessiva, ocorre um adequado comportamento entre os tecidos adjacentes ao implante.

Jemt e Lekholm (1998) realizaram um estudo em animais, utilizando uma técnica fotográfica de medição 3D para medir a distorção em infraestruturas sobre três implantes e o osso ao redor dos implantes osseointegrados após o aperto das infraestruturas com desadaptação sobre os implantes. Quatro coelhos foram utilizados e instalados três implantes em cada animal na parte proximal da tíbia. Após um período de oito semanas de cicatrização, uma infraestrutura de titânio foi conectada com uma desadaptação no pilar central. Fotografias tridimensionais foram realizadas antes e após o aperto do pilar central, o que induziria uma pré-carga calculada de 246Ncm. Medidas e comparações da topografia das infraestruturas e do osso circundante, antes e após o aperto do pilar central, indicaram uma complexa e inconsistente deformação. Medidas da desadaptação das infraestruturas mostraram resultados em torno de 177 μ m (variando entre 100 μ m e 300 μ m). Após aperto do pilar central, todos os três casos mostraram movimentos verticais da plataforma do implante se aproximando em direção à infraestrutura, em uma magnitude de 123 μ m (variando entre 60 μ m a 200 μ m). A presença de alterações flexurais no osso ao redor dos implantes como uma resposta à desadaptação confirma o consenso clínico de que complicações em termos de reabsorções ósseas e possível perda da

osseointegração podem vir a ocorrer, em decorrência desse processo. No entanto os autores não relataram que essa reabsorção óssea aconteceu.

Segundo Sahin e Cehreli (2001), a adaptação passiva ocorreria quando uma estrutura não induzisse tensão sobre os implantes e o osso circundante, na ausência de uma carga externa. Ao realizarem uma revisão da literatura sobre a adaptação passiva em estruturas implanto-suportadas, os autores verificaram que uma adaptação absolutamente passiva não foi obtida nos últimos trinta anos e questionaram a possibilidade e a necessidade de uma adaptação passiva para a manutenção da osseointegração e o sucesso do implante.

O comportamento dos tecidos adjacentes aos implantes vem sendo bastante estudado, e, conforme Hermann et al. (2001), o espaço biológico ao redor dos implantes de titânio de uma peça e de duas peças apresentam algumas diferenças. Através de uma análise histomorfométrica, os autores verificaram uma perda da crista óssea significativamente maior nos implantes de duas peças e também um posicionamento mais apical da margem gengival quando comparado aos implantes de uma peça. Em relação aos implantes de uma peça, as dimensões do espaço biológico apresentaram valores próximos ao dos dentes naturais e um menor grau de inflamação nos tecidos peri-implantares. Os autores relataram que não está esclarecida a causa precisa dessas alterações teciduais. Uma possível explicação seria a fenda existente entre o implante e o pilar, indicando um local infectado em que o hospedeiro reagiria com uma resposta inflamatória e perda óssea.

A tensão induzida por uma desadaptação de um complexo implante/pilar/prótese pode vir a gerar características prejudiciais a esse sistema. Segundo Natali, Pavan e Ruggero (2006) que realizaram trabalho utilizando análise numérica para avaliar a relevância da taxa de tensão induzida ao tecido ósseo peri-implantar causada pela desadaptação de próteses fixas por meio de um modelo de elemento finito de uma porção da mandíbula com dois implantes conectados por uma barra de liga de ouro. A análise demonstrou significativo efeito de tensão nesse tecido, que mostrava variação conforme o local e o tamanho do desajuste e a tensão induzida poderia ser comparada ao relatado para forças oclusais. Concluíram que há possibilidade de uma barra sobre implante desadaptada comprometer a integridade do sistema protético.

2.4.3 Passividade e métodos de avaliação da desadaptação marginal

O grau de desadaptação marginal que permitiria uma adaptação clinicamente aceitável é bastante discutido na literatura. Essa adaptação passiva de próteses sobre implantes foi definida, primeiramente, por Branemark, em 1983, afirmando que 10 μ m era o intervalo máximo entre a base da estrutura metálica e os pilares intermediários, a fim de possibilitar a maturação e remodelação óssea em resposta às cargas oclusais. Já Jemt (1991) definiu o nível de adaptação passiva como aquele que não causasse complicações clínicas ao longo dos anos, sugerindo que uma desadaptação de até 100 μ m seria clinicamente aceitável. O autor também relata uma técnica para se avaliar a passividade de infraestruturas sobre implantes, no caso de próteses fixas de mais de um elemento, onde primeiramente, fosse apertado o parafuso de uma das extremidade, observando-se então, a adaptação do pilar localizado na extremidade oposta, repetindo-se o mesmo mecanismo nos demais pilares.

Abordagens clínicas a respeito do índice de sucesso dos implantes e suas possíveis complicações são relatadas por Jemt, Linden e Lekholm (1992), que durante um ano, acompanharam 96 pacientes parcialmente edêntulos, com 127 próteses fixas com extensão distal sobre 354 implantes. Os implantes tiveram um índice de sucesso de 98,6% e nenhuma das próteses foi perdida. Os problemas mais comuns foram a perda dos parafusos de ouro e queixas estéticas, que foram facilmente resolvidos. O número de complicações foi baixo e menor do que o reportado pela rotina das próteses fixas de arco total.

Diferentes tipos de métodos para a avaliação da desadaptação da interface implante/pilar protético são descritos na literatura. Tan et al. (1993) para verificar a adaptação da estrutura aos implantes, descreveram o teste do parafuso único com uma variação em relação ao teste descrito por Jemt (1991). Os autores sugeriram o aperto de um parafuso de cada vez, em todos os implantes, verificando a fenda existente entre a estrutura e os demais implantes. Assim, constataram deslocamentos significantes entre os cilindros de ouro de uma mesma estrutura, quando parafusos diferentes eram apertados isoladamente, onde pequenos deslocamentos rotacionais poderiam provocar grandes fendas. Nesse mesmo estudo, os autores verificaram que a detecção de distorções é altamente subjetiva, e

a aceitabilidade da adaptação poderia estar relacionada à longevidade da prótese e dos componentes protéticos e também à sobrevivência da osseointegração.

O comportamento dos componentes em relação às desadaptação é diferente quando comparadas próteses fixas unitárias e múltiplas como observado no estudo de Weinberg (1993), onde relatou que a desadaptação de uma prótese unitária ao pilar provoca fadiga e afrouxamento do parafuso de ouro. Nas próteses múltiplas, essa má adaptação da prótese em um dos pilares transfere a carga oclusal para outro implante que apresenta uma boa pré-carga e uma interface bem adaptada. Como resultado, os implantes remanescentes podem estar sujeitos à sobrecarga oclusal. Isso é ainda mais crítico quando ocorre no implante da extremidade, pois o braço de alavanca torna-se maior.

Carr e Stewart (1993) relataram que as técnicas convencionais para confecção de infraestruturas produzem distorções em uma magnitude que a torna incapaz de proporcionar a adaptação necessária à manutenção dos implantes osseointegrados. Para isso, realizaram estudo com o intuito de determinar a precisão durante a fundição de infraestruturas de arco completo, utilizando uma liga com alta concentração de paládium. Foram avaliadas as desadaptações cervicais no sentido vertical e horizontal, utilizando-se um microscópio óptico. Os resultados confirmaram a observação clínica demonstrando que o uso da técnica de fundição da cera perdida para confeccionar uma estrutura única de um arco completo é imprecisa e incapaz de proporcionar a adaptação passiva necessária.

Autores como Carlsson e Carlsson (1994) relataram as complicações mais frequentes encontradas em pacientes que apresentavam próteses implanto-suportadas, que compareceram à clínica de especialidade em prótese, na Suíça. Foram observados pacientes em retornos periódicos para manutenção e em urgências. Das 600 próteses examinadas 28% necessitaram de tratamento protético, que variavam de simples ajuste protético a reconstrução completa de nova prótese. As complicações mais comuns foram relatadas nas partes de resina acrílica das próteses. A frequência foi maior nas próteses confeccionadas na maxila do que na mandíbula, e para próteses de arcos completos e próteses fixas que em próteses unitárias. A perda de implantes foi rara (0,3% de todos os 2,709 implantes colocados) e ocorreu em 1% dos pacientes examinados. Ressaltaram a importância

da obtenção de próteses com adaptação passiva, que permitem ser parafusadas sem causar tensão, porém não existe adaptação absolutamente passiva, já que todo aperto de parafuso gera certa deformação da prótese e/ou do osso, introduzindo alguma tensão ao sistema. A precisão de adaptação entre o intermediário do implante e o componente protético da infraestrutura tem sido questionada como sendo um fator significativo na transferência de tensão, na biomecânica dos sistemas de implante, na ocorrência de complicações e na resposta dos tecidos na interface biológica.

Os padrões de estresses gerados ao redor dos implantes com infraestrutura adaptada e não adaptada foram observados por Waskewickz et al. (1994) por meio de uma análise fotoelástica. Para isso, foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula, com cinco implantes Nobelpharma (3,75mm x 10mm) e com pilares convencionais de 4mm de diâmetro da mesma empresa. Sobre esse conjunto, foram posicionados os cilindros de ouro que, após torque de 10Ncm, foram unidos entre si com resina autopolimerizável para confecção da infraestrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, a infraestrutura foi colocada no modelo e não havia um contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro. Essa infraestrutura não passiva foi analisada fotoelasticamente pelo apertamento dos parafusos de ouro com 10Ncm por três seqüências diferentes de aperto dos parafusos. Após uma avaliação inicial, a infraestrutura foi seccionada entre cada intermediário em quatro partes. Os resultados mostraram que a infraestrutura não adaptada gerou uma concentração de estresse em torno dos implantes, independentemente da seqüência do aperto. Os cinco implantes apresentaram franjas. Os implantes um e cinco mostraram a maior concentração de estresse no terço médio de cada implante e a menor na região apical e marginal. Quando a infraestrutura foi seccionada e soldada, uma relação passiva com os intermediários foi encontrada sem estresse nos implantes. Os autores relataram que, quando se tem uma prótese sem adaptação passiva, é recomendável que as infraestruturas sejam seccionadas e soldadas para obter-se a melhor adaptação possível.

Segundo Jemt (1994), a verificação da adaptação da infraestrutura é crítica durante a confecção de uma prótese implanto-suportada, pois nenhuma fundição apresentará adaptação completamente passiva em nível micrométrico. O autor ainda ressalta a necessidade de uma técnica clínica, para analisar se a adaptação está

aceitável antes do aperto do parafuso. Parel (1994) também relatou que, a obtenção de infraestruturas com adaptação passiva ainda é irreal, e, embora haja vários métodos para melhorar os procedimentos de fundição, assim como os de confecção da prótese como um todo, a maneira de se avaliar clinicamente o produto final desses procedimentos, em termos de passividade, permanece relativamente sem qualquer base científica. Desse modo, ele acredita que a melhor forma de se avaliar é o ajuste por meio de inspeção visual e do apertamento do parafuso mais distal, observando-se a adaptação do outro lado da peça. Segundo o autor, essa técnica é facilmente utilizada no laboratório e deve ser repetida clinicamente.

Jemt e Lie (1995) afirmaram que distorções tridimensionais durante a confecção de próteses implanto-suportadas podem gerar estresse nos implantes e comprometer a osseointegração. Devido a isso, os autores realizaram um estudo com o objetivo de medir a adaptação de próteses parciais fixas implanto-suportadas no modelo mestre, antes da inserção das mesmas na boca, a fim de avaliar a precisão da estrutura. O estudo utilizou-se de quinze pacientes com maxila ou mandíbula edêndulas, tratados com cinco a seis implantes, que, após estarem osseointegrados, sofreram uma moldagem de transferência para obtenção dos respectivos modelos mestres. Mensurações com relação ao comprimento e curvatura dos arcos foram efetuadas. Foram confeccionadas próteses superiores e inferiores, todas com estruturas em liga de ouro tipo III, de acordo com os protocolos cirúrgico e protético. As estruturas foram revestidas por dentes de estoque e resina acrílica. A técnica fotogramétrica foi utilizada para medir e comparar a orientação tridimensional dos cilindros de ouro das estruturas em relação aos modelos de trabalho obtidos. As diferenças entre modelo e estrutura foram obtidas por meio de comparação com um ponto central dos eixos x, y e z entre os cilindros e os análogos e também pela relação tridimensional de cada cilindro individualmente. O teste estatístico comparou próteses superiores com inferiores. Os resultados obtidos mostraram que a maior distorção tridimensional (média de 74 μ m) foi encontrada nas próteses maxilares, em comparação com as mandibulares (média de 42 μ m). A razão para isso pareceu ser o fato de que os implantes são colocados numa disposição em curva mais acentuada na maxila. Tanto nas próteses maxilares como nas mandibulares, foram observadas maiores variações no plano horizontal (eixo x e y). No plano vertical (eixo z), a média dos valores obtidos para orientação angular dos cilindros das estruturas superiores e

inferiores não mostrou diferenças estatísticas significantes (51 μ m para próteses inferior e 70 μ m para prótese superior), e, quando comparadas com os valores do plano horizontal, estes últimos tiveram valores absolutos bastante superiores. O estudo concluiu que as próteses podem apresentar distorção em relação ao modelo mestre, porém, quando esta alcança valores menores que 150 μ m, pode ser considerada clinicamente aceitável, devido ao fato de poucas complicações serem relatadas com esse nível de desadaptação.

Jemt et al. (1996) avaliaram a validade e a aplicabilidade de quatro métodos computadorizados de mensuração de adaptação de próteses fixas implanto-suportadas, comparando os dados coletados entre si. Todos eles utilizam como método de formação de dados o “método centróide”, o qual localiza o centro dos componentes e seu longo eixo. As análises de desadaptação são feitas pela sobreposição dos pontos centróides dos pilares e dos respectivos cilindros, e a distância entre eles é o *gap* de desadaptação. Dentre estes métodos, estavam o Sistema Mylab de mensuração, o Sistema da Universidade de Washington, o método fotogramétrico e o método da Universidade de Michigan, que utiliza um sistema de digitalização a *laser*. Os resultados do estudo mostraram que os quatro métodos apresentaram resultados em análise tridimensional semelhantes entre si, com variação de 40 a 80 μ m. No entanto, o Sistema Mylab apresentou o menor desvio padrão. O método fotogramétrico foi o único capaz de coletar dados intra-orais. O estudo também mostrou a importância da calibração para um teste de mensuração, a fim de que o mesmo se torne aplicável e possua reprodutibilidade.

Kan et al. (1999) alegaram não existir um protocolo científico que defina o que é adaptação passiva, como consegui-la e como mensurá-la. Os autores revisaram a literatura para identificar os métodos clínicos usados para a avaliação da passividade das estruturas protéticas sobre implantes. Afirmaram que parece existir certo grau de tolerância às desadaptações por parte dos componentes do sistema prótese/implante e do tecido ósseo, sem que ocorram complicações biomecânicas. Porém o nível aceitável dessas desadaptações ainda deve ser determinado. Concluíram que, na ausência de um parâmetro quantitativo, devem ser utilizados alguns métodos clínicos complementares para avaliação da adaptação como: pressão digital alternada, onde se avalia a presença de báscula ou movimento de

saliva na região de interface; visão direta e sensação tátil por meio de uma sonda exploradora; radiografias; teste do parafuso único (teste de Sheffield); teste da resistência do parafuso; e meios evidenciadores nas regiões de interface como, por exemplo, as ceras. Os autores salientaram, no entanto, a importância de os clínicos combinarem os métodos de avaliação para minimizar a ocorrência de instalações de próteses com desadaptações exageradas.

Muitos autores ainda relatam que a cimentação de infraestruturas sobre os pilares parafusados reduziriam o índice de tensões aos implantes, como Guichet et al. (2000), que analisaram a distribuição de tensões de próteses cimentadas e parafusadas aos implantes. A passividade e a adaptação marginal de próteses cimentadas e parafusadas foram avaliadas através de um modelo fotoelástico de arco mandibular parcialmente desdentado, com três implantes em forma de parafuso. Desajustes por vestibular e lingual das próteses, medidas com microscópio antes da cimentação ou do aparafusamento das próteses não demonstraram diferenças estatisticamente significantes de adaptação entre os dois tipos de prótese sobre implantes ($45,0 \pm 29,1 \mu\text{m}$ e $46,7 \pm 29,8 \mu\text{m}$, respectivamente). O aparafusamento das próteses provocou uma diminuição no intervalo de desajuste das próteses parafusadas ($16,5 \pm 8,1 \mu\text{m}$) enquanto que, para as próteses cimentadas, este intervalo permaneceu o mesmo após a cimentação ($49,1 \pm 26,3 \mu\text{m}$). Através da análise fotoelástica, os autores verificaram que, nas próteses parafusadas, havia uma tensão maior com uma distribuição irregular das forças sobre os implantes. Dessa maneira, os autores concluíram que o aperto dos parafusos permite um fechamento da fenda marginal e um aumento de tensão sobre o conjunto prótese-implante.

Já Heckmann et al. (2004) compararam a tensão gerada por próteses fixas de três elementos sobre dois implantes, quando parafusadas e quando cimentadas. Avaliaram, também, a influência das técnicas de moldagem e de alguns modos de fabricação dessas próteses sob os parâmetros da adaptação passiva. Seis grupos de dez próteses foram feitos: a) próteses cimentadas confeccionadas diretamente sobre o modelo de resina, eliminando-se assim, o processo de moldagem; b) próteses cimentadas feitas sobre modelo de gesso gerado pela técnica da moldagem com moldeira fechada; c) próteses cimentadas feitas sobre modelo de gesso gerado pela técnica da moldagem com moldeira aberta; d) próteses

parafusadas fabricadas com anéis plásticos; e) próteses parafusadas fabricadas com anéis de ouro; f) próteses parafusadas, porém cimentadas sobre os anéis de ouro. Cinco medidores de tensão foram utilizados. Quando se compararam as próteses cimentadas feitas com moldeira aberta e com moldeira fechada, não se obtiveram diferenças significativas. As próteses cimentadas feitas diretamente sobre o modelo de resina tiveram cerca 50% menos de tensão provocada. As próteses parafusadas feitas com anéis plásticos e com anéis de ouro também não mostraram diferenças significativas. As próteses parafusadas, porém cimentados sobre os anéis de ouro, mostraram o menor nível de tensões. Os dois tipos de retenção, parafusadas e cimentadas, mostraram altos níveis de tensão. Mesmo assim, todas apresentaram algum nível de tensão depois de cimentadas ou parafusadas

McDonnell et al. (2004) avaliaram a influência da alteração dimensional de dois tipos de resinas acrílicas autopolimerizáveis Duralay e GC Pattern, para indexação de estruturas metálicas nas remoções para soldagens. Três réplicas de implantes foram posicionadas de maneira equidistantes em uma base de gesso. Uma estrutura metálica de forma cilíndrica foi fundida e parafusada sobre os implantes, para, depois, ser seccionada em dois pontos, isolando-os entre si. Foi feita a união para a solda com as duas resinas, padronizando-se a quantidade utilizada e o tempo total de presa, que foi de 15 minutos. Depois da união, a estrutura foi desparafusada e removida da base de gesso. Vinte remoções foram feitas para cada tipo de resina e avaliadas em três intervalos de tempos diferentes: 15 minutos, 2 horas e 24 horas. Para a análise da adaptação das estruturas, utilizou-se o teste de Sheffield e foi feita avaliação visual. Apertava-se levemente o parafuso do implante mesial e avaliava-se a adaptação do implante distal nos três intervalos de tempos já mencionados. Todas as amostras, independentemente do tipo de resina, exibiram adaptação passiva no intervalo de 15 minutos. No intervalo de 2 horas, nenhuma das amostras nas quais se utilizou Duralay e apenas duas amostras nas quais se utilizou GC estavam adequadamente adaptadas. No intervalo de 24 horas, nenhuma das amostras exibiu adaptação passiva visual. Os autores concluíram que as infraestruturas protéticas onde foram realizadas as fixações dos implantes com resinas acrílicas devem ser incluídas o mais rápido possível após a polimerização.

Kano et al. (2006) relataram ainda que a soltura do parafuso continua a ser uma complicação nas próteses sobre implante. A conexão do componente ao parafuso

está sujeita à diminuição do torque inicial aplicado, devido à fricção e à desadaptação do componente. Em vista disso, realizaram um estudo com o objetivo de comparar os valores da perda do torque aplicado (detorque) em cilindros com base maquinada em titânio e em pilares do tipo UCLA, calcináveis, para implantes com plataforma do tipo hexágono externo. Cada pilar foi torqueado com 30Ncm, de acordo com a recomendação do fabricante. Os pilares maquinados demonstraram capacidade de reter maior porcentagem de torque dado, quando comparado com pilares calcináveis. Os procedimentos de fundição influenciaram na estabilidade final da conexão ao parafuso.

Mitha, Owen e Howes (2009) realizaram estudo demonstrando a distorção gerada por uma infraestrutura de titânio de arco completo parafusada sobre implantes. Cinco padrões de cera foram fabricados sobre o modelo mestre confeccionado por meio da impressão de cinco implantes dispostos sobre um arco edêntulo. Um microscópio foi utilizado para realizar as medidas tridimensionais das peças, Diferença significativa foi observada entre as peças, após realizado o enceramento e após a fundição das mesmas. As maiores distorções foram observadas nos pilares das extremidades e no sentido vertical, porém foi observada variação nos três eixos. Relataram ser difícil a obtenção de uma infraestrutura com adaptação aceitável confeccionada pela técnica convencional de fundição, devido às múltiplas variáveis referentes ao processo.

2.5 UTILIZAÇÃO DE LIGAS BÁSICAS EM PRÓTESE SOBRE IMPLANTE

A utilização de ligas básicas para confecção de próteses sobre implantes tem sido estudada e apresentado resultados clínicos satisfatórios. Hulterström e Nilsson (1994) avaliaram 66 pacientes, que receberam próteses fixas sobre implantes com infraestruturas fabricadas em Co-Cr, por um período de um a três anos. Não foram observadas complicações que poderiam ser atribuídas ao material utilizado, reafirmando a indicação de que o Co-Cr é um material conveniente para infraestruturas de próteses fixas implanto-suportadas.

Carr, Brunski e Hurley (1996) realizaram estudo em que observaram o efeito dos procedimentos de fabricação, acabamento e polimento na carga aplicada sobre os parafusos dos cilindros. Para isso, compararam a pré-carga produzida, quando

utilizados cilindros de ouro (como grupo controle) e cilindros calcináveis, após fundição, acabamento e polimento. Os resultados obtidos indicaram que, quando se utilizam componentes calcináveis para confecção de infraestruturas, os procedimentos de acabamento e polimento deveriam promover um aumento na pré-carga comparado aos cilindros onde não foi realizado esse tipo de manipulação. Além disso, se uma carga máxima é desejada, a utilização de cilindros metálicos pré-fabricados oferece vantagens em relação aos cilindros plásticos, considerando-se a magnitude da carga e a precisão de adaptação.

Em um estudo laboratorial, Castilio (2000) avaliou a adaptação, após pilares do tipo Estheticone serem aparafusados nos implantes, da interface intermediários/componentes protéticos (cilindros) de infraestruturas fundidas em monobloco com liga de titânio e Co-Cr, antes e após a realização da soldagem a *laser*. Foram utilizados dez corpos de prova (cada um com três componentes protéticos unidos entre si), sendo que, destes, cinco foram fundidos em titânio, e os outros cinco em Co-Cr. As análises e mensurações das interfaces foram feitas antes e após a soldagem a *laser*, com a utilização de um microscópio óptico comparador. Os resultados mostraram que as estruturas fundidas em monobloco (peça única) apresentaram uma maior interface (desajuste médio de 26,164 μ m) e a soldagem a *laser* reduziu esse desajuste (desajuste médio de 19,943 μ m). Foram encontradas diferenças entre o grupo do titânio (desajuste médio de 21,262 μ m), que apresentou melhores resultados, e o cobalto-cromo (desajuste médio de 24,845 μ m).

Bertrand et al. (2001) avaliaram a capacidade de solda de ligas básicas de Ni-Cr e de Co-Cr com um equipamento de *laser* de Nd:Yag. Utilizaram fios fundidos em diferentes espessuras e mediram a eficácia da solda em testes de tração. Para diferenciar os resultados, análises metalográficas e raios X das zonas soldadas foram comparados aos das zonas fundidas. Os diâmetros estudados para os fios variavam entre 0,6 e 3,0mm. Nos resultados, verificou-se que uma pequena mudança na estrutura química das ligas em Ni-Cr provocou uma forte influência na qualidade de união das infraestruturas. A liga de Co-Cr apresentou uma excelente capacidade de soldagem. Uma mudança muito importante em sua microestrutura devido aos efeitos provocados pelos feixes de raios *laser* foi observada na zona de soldagem, sendo responsável pelo aumento da microdureza desta região. Os altos níveis de carbono e boro, em uma das ligas de Ni-Cr, foram os responsáveis pela

sua fraca capacidade de soldagem. Contudo, para as outras ligas estudadas a profundidade máxima de soldagem mostrou ser de 2,0mm. Esta, segundo os autores, é a espessura usual de componentes protéticos que comumente são soldados ou reparados.

Diversos tipos de ligas utilizadas para fundição de peças protéticas sobre implantes têm-se comportado de maneira satisfatória, conforme estudo de Kano et al. (2004), que analisaram a adaptação de cilindros pré-fabricados com cinta metálica em paládio e cilindros de plástico fundidas em diferentes ligas metálicas. Os componentes foram examinados na interface intermediário/cilindro protético na análise de desajuste marginal, considerando-se o desajuste vertical, o desajuste horizontal e a profundidade de fenda. Os valores médios para o desajuste vertical, horizontal e profundidade foram, respectivamente, 4,13 μ m, 14,5 μ m e 6,93 μ m para o cilindro pré-fabricado em paládio, 23,18 μ m, 33,2 μ m e 88 μ m para os cilindros plásticos fundidos em Níquel cromo e 25,6 μ m, 51,8 μ m e 114,54 μ m para os cilindros fundidos em Co-Cr. Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos fundidos (grupo 1 e 2), mas uma adaptação marginal significativamente superior foi observada com os cilindros pré-fabricados, quando comparados aos cilindros plásticos fundidos com NiCr e Co-Cr para todas as análises.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta desse trabalho foi verificar em infraestruturas metálicas confeccionadas para próteses sobre implantes, qual técnica de soldagem, soldagem a *laser* e soldagem convencional, possibilitaria melhor adaptação marginal dessas infraestruturas sobre os implantes.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 CONFECÇÃO DO MODELO MESTRE

Para confecção do modelo mestre, foi utilizado um bloco de alumínio de 50mm de comprimento, 30mm de largura e 24mm de altura. Foram realizadas duas perfurações paralelas entre si e perpendiculares à superfície do bloco de alumínio com o auxílio de uma fresadora. Os orifícios foram dispostos à distância de 17mm entre si e centralizados sobre o bloco. Em seguida, foram feitas roscas nessas perfurações com broca formadora de rosca de diâmetro de 3,6mm, com o intuito de permitir o aparafusamento de dois implantes no bloco de alumínio proporcionando fixação adequada. A distância de 21mm foi utilizada para simular a distância encontrada em uma prótese parcial fixa de três elementos. As dimensões do bloco de alumínio foram planejadas para que fosse possível sua adaptação no microscópio de medição facilitando a realização das medições entre os implantes fixados no modelo mestre e os corpos de prova parafusados sobre eles (Figura 1).

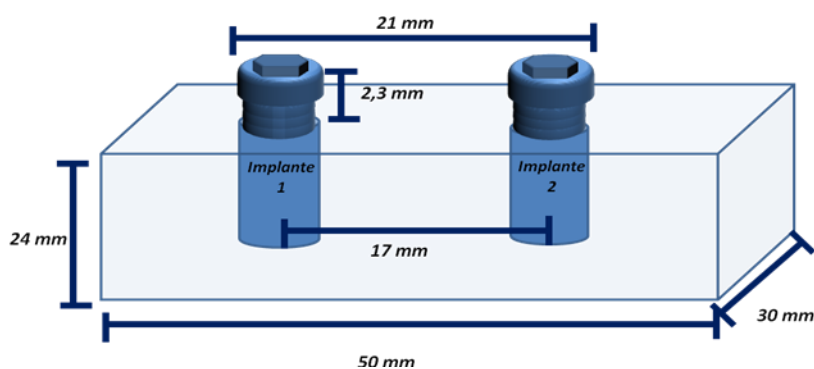


Figura 1. Desenho esquemático do modelo mestre com as respectivas medidas das faces

Posteriormente, foi feito o acabamento e polimento da base metálica. Dois implantes da empresa Conexão Sistema de prótese (São Paulo – Brasil, cód. 518710), de diâmetro 3,75mm e plataforma de 4,1mm, de 10mm de comprimento, ainda conectados a um monta implante foram então rosqueados na perfuração, com o auxílio de um torquímetro mecânico (Catraca Torquímetro Protética, cód. 104.026, Neodente, Brasil). Os implantes foram deixados expostos 2,3mm da base da plataforma até a superfície do modelo mestre, sendo os implantes numerados em 1

e 2 (Figura 1 e 2). Para a aferição do posicionamento dos implantes na base de alumínio, foi utilizado um paquímetro digital.

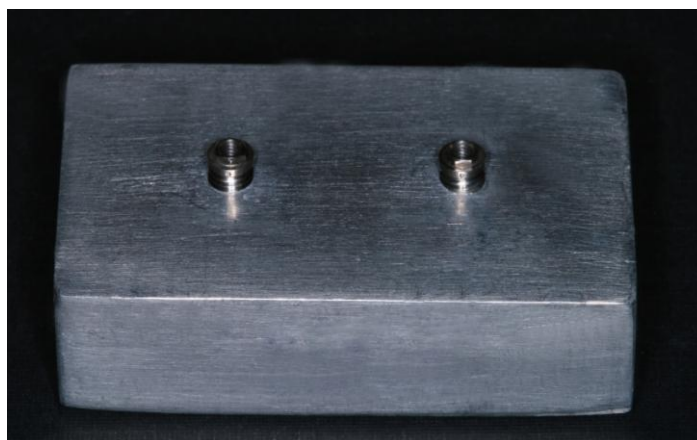


Figura 2 Fotografia do Modelo Mestre confeccionado

4.2. CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

4.2.1 Ceroplastia

Para a confecção de cada corpo de prova, dois pilares UCLA com base em CrCo e sem hexágono (cód. 055025) da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo Brasil) foram assentados sobre os implantes e fixados com a utilização de parafusos de titânio - hexagonal (cód. 119024) da mesma empresa. Bastões de cera (Ceras Babinete Ltda., Brasil) pré-fabricados, de 2,5mm de diâmetro foram recortados e unidos à porção plástica dos dois pilares UCLA com cera (Shuler Dental Ulm - Polidental - Alemanha) e posicionados 4mm acima da plataforma do implante em todas as estruturas (Figura 3). Após o término da ceroplastia, a adaptação das estruturas foi averiguada por análise visual. Foram confeccionados 20 corpos de prova utilizando-se 40 pilares UCLAs.



Figura 3. Pilares UCLAs posicionados e ceroplastia da barra finalizada

4.2.2 Inclusão

Cada anel de inclusão recebeu três espécimes, que foram posicionados em uma barra pré-fabricada em cera (Speed sprue system, Acácia – produtos odontológicos, Brasil), com espessura de 5mm no centro térmico de um anel de silicone com capacidade para 120g de revestimento (Figura 4). Foi verificado se a altura do enceramento em relação à borda do anel de fundição estava a cerca de 5mm aquém da borda. Aplicou-se um agente redutor de tensão superficial (Anti-bolhas– Kota Indústria e Comércio – São Paulo – SP) em toda a superfície do padrão em cera, tendo sido os excessos removidos com jatos de ar.

Em seguida, um revestimento do tipo aglutinado por fosfato de micropartículas (Gilvest HS - BK Giulini, Alemanha) foi proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (100g de pó/24 a 26ml de líquido, misturando-se o pó ao líquido, manualmente, durante 30 segundos e 1 minuto de mistura a vácuo). Os corpos de prova foram pincelados com o revestimento, e, em seguida, o anel de silicone foi preenchido por completo com o revestimento por meio da técnica manual e com auxílio de vibração mecânica, em torno de 30 segundos.



Figura 4. Peça em posição para inclusão

4.2.3 Fundição

Após o tempo de presa do revestimento (25 minutos, a uma temperatura de 23°C), foi feita a remoção da base formadora de cadinho, do anel de silicone, e dos resíduos da porção mais externa, em cerca de 1mm, para que a mesma não impedisse a eliminação de gases do revestimento. O conjunto obtido na inclusão foi colocado no interior do forno de fundição (M2, Bravac-inova, Brasil), na posição inclinada em 15°, a uma temperatura de 870°C, para eliminação da cera e do plástico, durante 45 minutos. O cadinho cerâmico (quartzo), previamente aquecido, foi posicionado no braço da centrífuga, para fundição, que foi ativada, sempre com a mesma quantidade de voltas (Três voltas). Uma liga de Co-Cr (Co-Cr DeguDent, Dentsply, Brasil) foi colocada no local apropriado e fundida de forma uniforme e gradual, com o uso de um maçarico (EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil), com proporções adequadas de propano/oxigênio. A obtenção do aspecto visual da liga em sua faixa de fusão (1.320° a 1.380°C) determinou o momento de liberar a trava da centrífuga, para que o metal fosse injetado no interior do anel de fundição.

4.2.4 Desinclusão

As desinclusões foram feitas após o resfriamento natural do anel, cerca de 4 horas em temperatura ambiente ($\pm 23^\circ\text{C}$), com suaves cortes laterais do anel de revestimento e aplicação de jato de óxido de alumínio de granulação 100 μm sob

pressão 5,08Kg/cm² (Jetpro, EDG, Brasil), protegendo a margem dos pilares com cera. Os condutos de alimentação foram seccionados com discos de óxido de alumínio de granulação regular (Dentorium Internacional Incorporated., N.Y., EUA), e as superfícies internas dos cilindros, avaliadas com o auxílio de uma lupa com aumento de quatro vezes. Caso fossem encontradas bolhas positivas, as mesmas eram cuidadosamente removidas, com brocas esféricas em alta rotação. As infraestruturas eram limpas com vapor de água e posicionadas sobre o modelo mestre para verificação de distorções significantes (Figura 5).

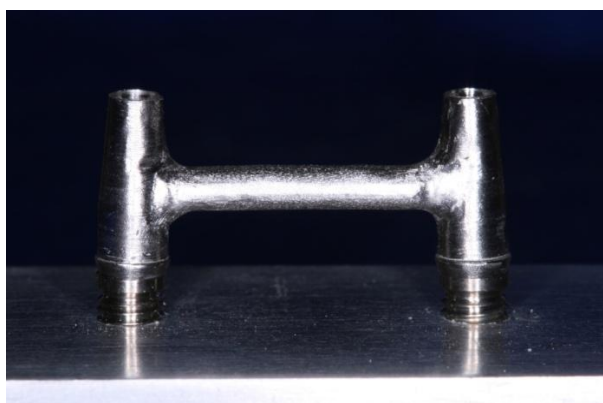


Figura 5. Infraestrutura posicionada depois de realizada fundição

As fases laboratoriais de enceramento e fundição das estruturas foram realizadas por um único operador.

4.2.5 Preparo da área de soldagem

As estruturas metálicas foram posicionadas sobre o modelo mestre, e uma marcação foi feita na metade da extensão de cada barra. A estrutura foi removida para o seccionamento. Para o corte das estruturas, foi utilizado disco de óxido de alumínio extrafino (Dentorium Internacional Incorporated., N.Y., EUA), com espessura de aproximadamente 0,3mm (correspondente à espessura de uma película radiográfica). Esse espaço é recomendado para áreas de soldagem (ANUSAVACE, 2003; STADE; REISBICK; PRESTON, 1975; WILLIS; NICHOLLS, 1980).

Para que esses segmentos pudessem ser reposicionados posteriormente, sem alteração, foram confeccionadas marcações com ponta esférica diamantada n° ½,

no centro das faces vestibulares dos implantes e na região correspondente de cada pilar da estrutura (Figura 6). Marcações também foram feitas nas faces distais e linguais onde as medidas das interfaces pilar/implante foram realizadas.

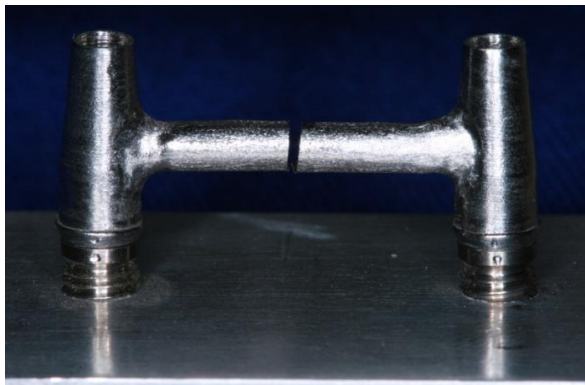


Figura 6. Infraestrutura seccionada com marcações realizadas para reposicionamento correto das duas partes

4.3 DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS

Os corpos de prova foram numerados aleatoriamente de 1 a 20 e divididos em dois grupos:

- a) Grupo A: composto por dez infraestruturas soldadas pela técnica a laser (n° 1 a 10); e
- b) Grupo B: composto por dez infraestruturas soldadas pela técnica convencional (n° 11 a 20)

4.4 SOLDAGEM CONVENCIONAL

As superfícies dos corpos de prova a serem soldadas foram acabadas com pedra de óxido de alumínio, removendo-se irregularidades, e foi feita a fixação dos segmentos unitários da infraestrutura metálica no modelo de trabalho com torque manual de 10Ncm, seguindo-se a orientação demarcada nas infraestruturas, de modo que assumissem a mesma posição.

Para a união dos segmentos, foi utilizada pequena quantidade de resina acrílica autopolimerizável (Pattern Resin LS, GC America Inc., EUA), por meio da técnica do pincel (NEALON, 1952). Depois de 5 minutos, foi acrescentada mais uma camada

da mesma resina para reforço (Figura 7). Após a colocação da segunda camada de resina acrílica, foram aguardados 15 minutos, e então os parafusos foram soltos. A quantidade de resina acrílica foi padronizada em 0,2g de polímero para três gotas de monômero para cada ponto de união.

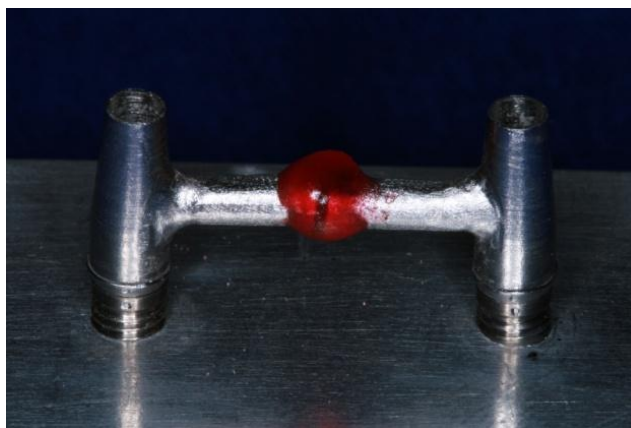


Figura 7. Segmentos da Infraestrutura metálica fixados sobre os implantes com torque de 10Ncm e unidos com o primeiro incremento de resina acrílica

Os segmentos unidos com resina acrílica foram posicionados em uma mesma base de silicone, com o intuito de padronizar a quantidade de revestimento que recobriria as infraestruturas, e incluídos sempre com a mesma quantidade de revestimento (Hi fusion – Polidental, SP, Brasil, 28ml/100g), manipulado seguindo as recomendações do fabricante. Após 2 horas, à temperatura ambiente (aproximadamente 23°C), o revestimento contendo a infraestrutura foi levado ao forno (M2, Bravac, Inova) de fundição, para ser desidratado.

O conjunto corpos de prova/revestimento foi removido do forno, e foi feita a soldagem com maçarico gás/oxigênio de cone único, com a chama redutora apresentando 3 cm de comprimento. Inicialmente, a chama com 45° de inclinação foi aplicada sobre o espaço a ser unido, até que essa área apresentasse coloração vermelha. Foi utilizada solda para ligas à base de níquel, cromo e cobalto (Solda CrCo Flex – Taladium, Brasil), com faixa de fusão de 1.120°C/ 1.150°C e fluxo para alta fusão (Vera flux, Albadent, EUA). Tomou-se o cuidado para que não houvesse interrupção do aquecimento dessa região, até que a solda escoasse pela fenda. Imediatamente após o escoamento da solda, a chama foi removida. As infraestruturas com o revestimento foram deixadas à temperatura ambiente ($\pm 23^{\circ}\text{C}$)

para resfriar-se. A desinclusão foi realizada com jato de óxido de alumínio de granulação 100µm sob pressão 5,08Kg/cm². Os segmentos da infraestrutura foram completamente limpos com vapor de água, antes de serem fixados na plataforma de modelo mestre com os parafusos (Figura 8).



Figura 8. Infraestrutura após soldagem convencional posicionada no modelo mestre

4.5 SOLDAGEM A *LASER*

O alinhamento da marcação, o torque do parafuso e a união com resina acrílica (Pattern Resin LS) dos segmentos a serem soldados a *laser* seguiram, exatamente, o mesmo padrão utilizado para a técnica de soldagem convencional. Após essa etapa, os segmentos da infraestrutura metálica unidos com resina acrílica foram desparafusados do modelo e, com o auxílio de um alicate, dois análogos dos implantes foram conectados à infraestrutura metálica com parafusos de fixação de titânio, sem induzir tensão sobre a resina acrílica que unia os dois segmentos da infraestrutura.

Uma base de gesso sintético tipo IV (Gillrock, BK-Giulini, Alemanha), manipulada de acordo com o fabricante (100g de pó – 20ml de água, por 10 segundos manualmente e 30 segundos em um manipulador mecânico a vácuo), foi usada para fixar os dois análogos de implantes (Conexão Sistema de Prótese, cód. 013020), onde seria realizada a soldagem a *laser* (Figura 9). O gesso manipulado foi colocado numa forma de silicone para conter e padronizar a base sobre a qual seriam fixados os análogos dos implantes. Após a presa final do gesso (cerca de 35 minutos, de acordo com o fabricante), a resina foi removida cuidadosamente com auxílio de broca esférica *carbide* para peça de mão.

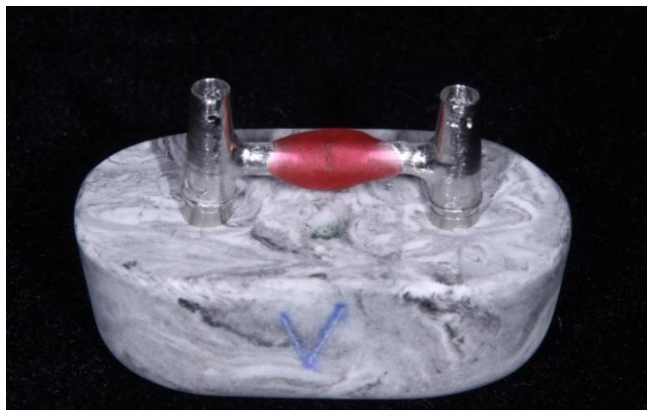


Figura 9. Infraestrutura seccionada e unida com resina acrílica posicionada sobre os análogos fixados em gesso tipo IV

A soldagem a *laser* foi realizada com máquina de Nd:YAG (*Laser Man 500*, Sisma, Itália), com programação para disparos de potência de 29,0KW, duração do impulso de 1,5 ms, frequência de 15Hz e diâmetro do feixe de 0,7mm. Essa programação permitiu que o feixe do *laser* atingisse o centro da infraestrutura metálica e não apenas a sua periferia. Para acabamento da solda, foram utilizados os mesmos parâmetros da máquina utilizados anteriormente, porém com diâmetro do feixe de 0,9mm para finalização da porção mais externa da peça.

Os segmentos da infraestrutura foram limpos com vapor de água antes do aparafusamento no modelo mestre (Figura 10).

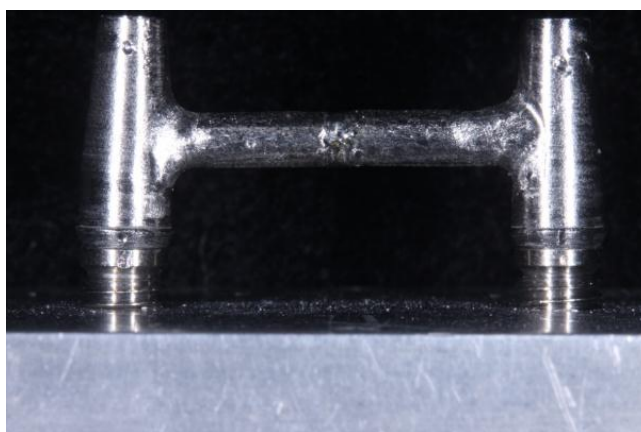


Figura 10. Aspecto da Infraestrutura posicionada sobre o modelo mestre após soldagem a *laser*

4.6 ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO NA INTERFACE PILAR PROTÉTICO/IMPLANTE

Para medir a desadaptação nas interfaces das infraestruturas com os implantes, foi utilizado um microscópio óptico universal de medição Jena 3311 (Carl Zeiss, Carl Zeiss Pty Ltd., Austrália) com resolução de 0,001mm do laboratório de metrologia do Departamento de Engenharia Mecânica da UFES. Sendo todas as medições realizadas por um único operador sem o conhecimento prévio da distribuição dos corpos de prova.

Os corpos de prova foram submetidos a duas medições:

- a) Análise da desadaptação vertical das infraestruturas após a fundição e secção das mesmas

Após serem numeradas e seccionadas, as infraestruturas metálicas foram adaptadas aos implantes, uma no implante nº 1 e outra no implante nº 2, aplicando-se torque de 10Ncm com torquímetro mecânico manual (Catraca Torquímetro Protética, cód. 104.026, Neodente, Brasil) aos parafusos de titânio com encaixe hexagonal (Conexão Sistema de Prótese, cód.119024). Os segmentos foram reposicionados seguindo as devidas marcações correspondentes de cada pilar da infraestrutura ao implante (Figura 11).

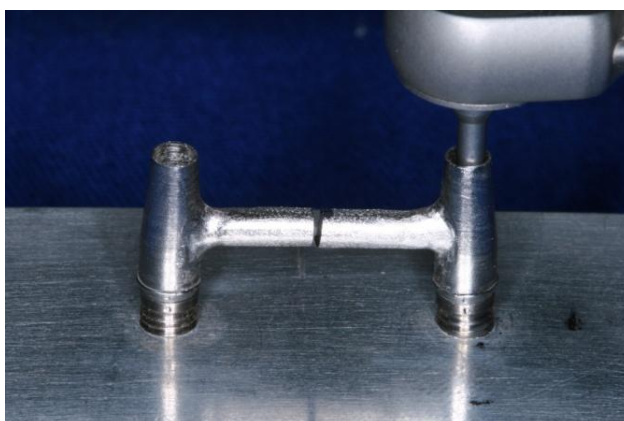


Figura 11. Infraestrutura seccionadas e posicionadas com as devidas marcações alinhadas.

A medição da desadaptação entre o pilar protético e os implantes nº 1 e nº 2 foi realizada por um único operador de modo cego em três faces: V, L e D do implante nº 1 e faces V, L e D do implante nº 2, sendo que foram feitas 3

medições para cada face de onde foi obtida uma média, e, posteriormente, uma média para cada pilar. Esse procedimento foi repetido para todas as infraestruturas. A presença da barra impede o posicionamento do microscópio para avaliar a face restante dos pilares.

Após a primeira medição das infraestruturas, foi realizada soldagem a *laser* nas infraestruturas no grupo A, e soldagem convencional nas infraestruturas no grupo B, conforme descrito anteriormente (4.4 e 4.5).

- b) Análise da desadaptação vertical das infraestruturas após os dois tipos de soldagem com a utilização da técnica do parafuso único.

A técnica do parafuso único (JEMT, 1991) foi utilizada para a verificação da desadaptação marginal após soldagem, utilizando-se microscópio óptico. Essa técnica consiste no aperto do pilar da extremidade e medição da desadaptação marginal no outro pilar, procedimento repetido para ambos os pilares.

Assim, após os procedimentos de soldagem, cada corpo de prova foi assentado no modelo mestre sobre os implantes e fixados por meio dos mesmos parafusos de titânio com hexágono, utilizados anteriormente (Conexão Sistema de Prótese, cód. 119024). Um aperto de 10Ncm foi aplicado com o auxílio de um torquímetro manual (Catraca Torquímetro Protética, cód. 104.026, Neodente, Brasil) em apenas um dos implantes. Esse procedimento foi feito, primeiro, no implante nº 2, para que fosse realizada a leitura da desadaptação no implante nº1, nas mesmas regiões da primeira medição das infraestruturas (V, L e D) (Figura 12). Posteriormente, o parafuso do implante nº 2 foi solto e realizado o aperto do parafuso no implante nº1 com 10Ncm de torque, para fazer a leitura da desadaptação na interface implante/pilar nº 2, onde o parafuso era ligeiramente aparafusado apenas com o intuito de posicionar corretamente a barra sobre o implante. A medição da desadaptação na interface implante/pilar foi realizada, obtendo-se três medições em cada face e, então, uma média para cada face. Esse procedimento foi repetido para todas as infraestruturas.



Figura 12. Infraestrutura metálica posicionada recebendo torque de 10Ncm em um dos pilares

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a realização dos testes e a elaboração dos gráficos foi utilizado o *software* SPSS 13.0 para *Windows*.

Foi utilizado o teste de Mann-Whitney para detectar diferenças no grau de desadaptação marginal entre os diferentes grupos. O nível de significância utilizado para esses testes foi de $p < 0,05$.

5 RESULTADOS

No presente trabalho, foram feitas comparações entre os valores de desadaptação encontrados nas interfaces implante/pilar protético, para os dois tipos de soldagem realizados nas infraestruturas: soldagem a *laser* (Grupo 1) e soldagem convencional (Grupo 2).

Os valores de desadaptação encontrados nas infraestruturas antes da soldagem, ou seja, infraestruturas seccionadas e adaptadas aos implantes com torque de 10 N, foi de zero em todos os componentes, ou seja, resultaram em completo assentamento do pilar protético aos implantes (ANEXO A).

Na Tabela 1 encontram-se os valores médios, por infraestruturas das medidas das interfaces implante/pilar protético adaptadas pela técnica do parafuso único.

Tabela 1 – Valores médios obtidos das medições feitas nas interfaces implante/pilar protético (em μm) por infraestruturas.

Grupo I	Valor médio de desadaptação (μm)	Grupo II	Valor médio de desadaptação (μm)
<i>I</i>	0	<i>XI</i>	27
<i>II</i>	1	<i>XII</i>	43
<i>III</i>	22	<i>XIII</i>	0
<i>IV</i>	57	<i>XIV</i>	83
<i>V</i>	39	<i>XV</i>	58
<i>VI</i>	14	<i>XVI</i>	8
<i>VII</i>	6	<i>XVII</i>	23
<i>VIII</i>	5	<i>XVIII</i>	42
<i>IX</i>	0	<i>XIX</i>	43
<i>X</i>	0	<i>XX</i>	33

Na Tabela 2 encontram-se os valores, por grupo, das medidas das interfaces implante/pilar protético obtidos mediante a utilização da técnica do parafuso único para verificação da desadaptação das infraestruturas após os procedimentos de soldagem. Esses dados são ilustrados no Gráfico 1 e 2.

Tabela 2 – Valores obtidos das medições feitas nas interfaces implante/pilar protético (em μm) por grupo

Soldagem	Face	Média	Desvio-padrão	Mediana
Laser (Grupo I)	V	15	15	15
	D	14	19	6
	L	19	17	15
	Geral	16	17	12
Convencional (Grupo II)	V	37	21	40
	D	35	31	27
	L	39	22	39
	Geral	37	24	38

Foi utilizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney para a comparação entre as medidas das duas amostras independentes. Foi estabelecido um valor de $p < 0,05$ (Tabela 3).

Na tabela 3, são expostos os dados obtidos. A análise estatística mostra diferença significativa para as faces V, L e para a média geral das faces, quando analisados os valores por grupo, sendo observados valores maiores para as infraestruturas unidas pela técnica de soldagem convencional. Os valores obtidos para a face D não apresentaram significância estatística quanto aos diferentes tipos de soldagem comparados.

Tabela 3 – Resultados do teste de Mann-Whitney para comparação dos diferentes tipos de soldagem – postos médios e p-valores.

Face	Postos médios		p-valor
	Soldagem laser	Soldagem convencional	
V	7,50	13,50	0,023*
D	8,00	13,00	0,053
L	7,80	13,20	0,041*
Geral	7,70	13,30	0,034*

Nota: p-valor $< 0,050$.

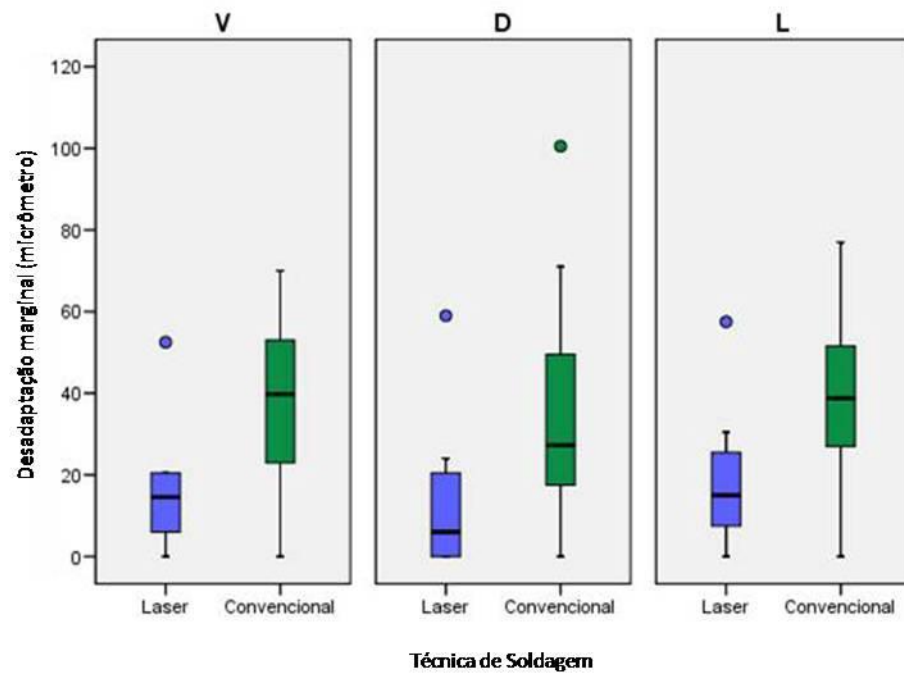


Gráfico 1. Distribuição das medições segundo método de soldagem, e face do implante (em μm).

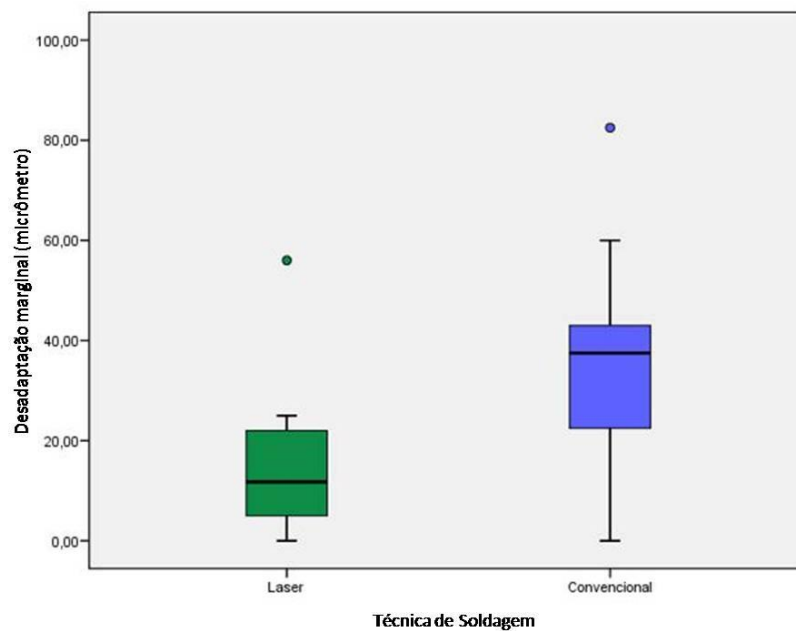


Gráfico 2. Distribuição dos valores das medições segundo método de soldagem (em μm).

6 DISCUSSÃO

A importância de uma adaptação passiva nas próteses sobre implantes tem sido discutida na literatura por muitos autores (JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992; JEMT, 1996; JEMT et al., 1996; KALLUS; BESSING, 1994; MILLINGTON; LEUNG, 1995; NATALI; PAVAN; RUGGERO, 2006). A preocupação com tal passividade relaciona-se a diversos problemas com associações biológicas e mecânicas aos sistemas e aos tecidos de suporte (CARLSON; CARLSSON, 1994; ECKERT et al., 2000; HERMANN et al., 2001; ISIDOR, 1996; JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992; JEMT; LEKHOLM, 1998; KALLUS; BESSING, 1994; KAN et al., 1999; WEINBERG, 1993).

O nível de desadaptação que geraria problemas à conexão implante/pilar ainda não é bem descrito na literatura (KAN et al., 1999), porém diversos autores, por meio de pesquisas clínicas e laboratoriais, têm propostos valores que variam em torno de 100µm a 150µm como aceitáveis (EBRAHIM et al., 2002; JEMT, 1991; JEMT; BOOK, 1996; JEMT; LIE, 1995), embora Branemark, em 1983, tenha afirmado que 10µm era o intervalo máximo aceitável entre a base da infraestrutura metálica e os pilares intermediários, a fim de possibilitar a maturação e remodelação óssea em resposta às cargas oclusais. Ao serem comparados os valores de tolerância clínica propostos com os resultados das fendas observadas no presente estudo, verifica-se que ambas as técnicas de união (soldagem convencional e soldagem a *laser*) apresentaram valores clinicamente aceitáveis em todos os corpos de prova confeccionados.

A mensuração do grau de desadaptação pode ser realizada por diversas técnicas, como: análise da interface implante/componente protético ao microscópio, verificando a extensão vertical, horizontal e a profundidade dessa desadaptação (BARBOSA, 2006; KANO et al., 2004); associação de imagem microscópica, fotografias a programas específicos de computador (JEMT, 1996, JEMT; LEKHOLM, 1998); análises fotoelásticas (WASKEWICKZ, 1994); transformações dos dados em informações tridimensionais por meio de programas computadorizados analisando a interface nos três eixos: horizontal, vertical e angular (CARLSSON; CARLSSON, 1994; JEMT; LIE, 1995; MITHA; OWEN; HOWES 2009). Embora, para alguns autores, a adaptação de uma prótese possa ser avaliada dessas formas, observa-se que, em grande parte dos trabalhos onde se avalia a desadaptação de

infraestruturas, apenas o eixo vertical é considerado, sendo o termo “adaptação passiva” constantemente empregado na literatura como sinônimo de adaptação vertical (AGUIAR JR. et al., 2009; ALVES, 2003; CASTILLO, 2000; KANASHIRO, 2005; RIEDY; LANG; LANG,1997; SOUSA et al., 2008; TIOSSI et al., 2008; TORSELLO et al., 2008). Sendo assim, apenas o eixo vertical foi considerado para medição da desadaptação e analisado neste trabalho.

Diversos métodos clínicos para a avaliação da adaptação das infraestruturas em prótese sobre implantes têm sido propostos na literatura. Jemt (1991) relatou uma técnica para avaliar a passividade de infraestruturas sobre implantes que primeiramente, era apertado o parafuso de uma das extremidades da infraestrutura, no caso de próteses fixas de mais de um elemento, observando-se, então, a desadaptação do pilar localizado na extremidade oposta, repetindo-se o mesmo mecanismo nos demais pilares. Assim, foram avaliadas as distorções provocadas pelo processo confecção da infraestrutura, que se caracterizaram pela criação de um espaço entre pilar protético e implante, no eixo vertical, quando um único pilar era parafusado. Portanto, quanto maiores as interfaces verticais criadas com o aperto de um único parafuso, maiores eram consideradas as distorções ocorridas na peça. Esse teste chamado de Teste do Parafuso Único (TPU) tem sido empregado em diversos estudos (AGUIAR JR. et al., 2009; ALVES, 2003; MCDONNELL et al., 2004; PAREL, 1994; SILVA et al., 2008; SILVEIRA-JÚNIOR et al., 2009; SOUSA, 2003; TAN, 1993), embora algumas diferenças sejam encontradas na literatura com relação à execução desse teste (TPU) e a sua nomenclatura. Estudos como o de McDonnell et al. (2004), por exemplo, o designam Teste de Sheffield. No presente estudo, optou-se por utilizar esse teste, que nos permite avaliar a desadaptação entre pilar protético/implante depois de realizada a soldagem das infraestruturas metálicas.

Com relação à execução do TPU, visto que o torque dado ao parafuso do pilar protético pode mascarar a desadaptação desse pilar ao implante, aproximando as superfícies de contato do pilar/implante (BARBOSA et al., 2005; BINON et al.,1994; BURGUETE et al., 1994; MILLINGTON; LEUNG, 1995; SKALAK, 1983), no presente trabalho, tentou-se reduzir ao máximo o torque aplicado sobre os parafusos durante o aperto da peça (ALVES, 2003; SILVA et al., 2008; SOUSA, 2003). Para isso, o torquímetro foi calibrado em 10Ncm, que é o menor torque mensurado pelo

aparelho. Assim, todas as vezes que a infraestrutura metálica foi presa ao modelo mestre, utilizou-se um torquímetro calibrado com torque de 10Ncm.

O torque aplicado sobre as infraestruturas segmentadas para fixação com resina acrílica e realização da união para soldagem também foi determinado em 10Ncm (SILVEIRA JUNIOR et al., 2009).

Foi utilizada a liga de Co-Cr nesse estudo, levando-se em consideração que atualmente, esse tipo de liga tem ocupado cada vez mais espaço na prática laboratorial, devido ao custo reduzido e adequado comportamento mecânico para as necessidades odontológicas. Estudos laboratoriais como o de Kano et al. (2004), corroboram essa indicação, relatando que o custo de infraestruturas metálicas pode ser reduzido, utilizando-se ligas não nobres. O Co-Cr é um material conveniente para infraestruturas de próteses fixas implanto-suportadas, em casos em que não há problemas estéticos, preferivelmente, nos casos de mandíbula totalmente edêntula (HULTERSTRÖM; NILSSON, 1994), e vem tendo seu uso aumentado com o tempo. No presente estudo, o uso da soldagem a *laser* nesse tipo de liga não apresentou qualquer problema. Estudos como o de Castillio (2000); Bertrand et al. (2001); Liu et al. (2002) e Baba et al. (2004), também demonstram que características aceitáveis de adaptação e capacidade de soldagem podem ser obtidas utilizando o *laser* nesse tipo de liga.

Diversos são os fatores que podem levar a um aumento de distorção das infraestruturas durante sua confecção, como a fundição e soldagem. Dentre eles, pode-se considerar a espessura do material a ser soldado como fator crítico para a obtenção de uma soldagem a *laser* adequada. Para a união dos segmentos, tem sido sugerido que a profundidade da área a ser soldada não ultrapasse 2mm para esse tipo de liga, que é a espessura usual de componentes de próteses que comumente são soldados ou reparados (BERTRAND et al., 2001). Neste trabalho, como forma de padronização da área de soldagem foram utilizadas barras com 2mm de diâmetro. As condições de calibração da máquina também se apresentam como importante fator para o sucesso desse tipo de soldagem. No presente estudo, foi realizada a calibração da máquina de soldagem a *laser*, para que se conseguisse o melhor resultado com o mínimo de distorção (CHAI; CHOU, 1998). Para isso foram

utilizados potência, tempo de duração do pulso, frequência e foco de acordo com o tipo da liga e sua espessura para soldagem.

Embora não exista um consenso quanto à possibilidade de intercâmbio de componentes entre diferentes fabricantes, a precisão dos cilindros pré-fabricados em relação aos cilindros calcináveis tem sido relatada por diversos autores (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; KANO et al., 2004). Neste trabalho, optou-se por utilizar componentes protéticos de um mesmo fabricante dos implantes e com base pré-fabricada. Em vista dos resultados, foi constatada uma adequada adaptação desses componentes pré-fabricados aos implantes, pois, na primeira medição onde as infraestruturas apresentavam-se seccionadas e parafusadas com torque de 10Ncm, foram observados valores de desadaptação vertical zero (pilares apresentando-se totalmente assentados sobre a plataforma dos implantes).

No presente trabalho, ambas as técnicas de soldagem resultaram em alguma distorção, uma vez que, antes da realização da soldagem, na primeira medição, todas as infraestruturas apresentaram valores médios de desadaptação igual a zero em todas as faces. Após a soldagem, no entanto, observou-se menor desadaptação marginal nas infraestruturas do grupo I, onde foi realizada soldagem a *laser* (mediana 12 μ m), quando comparada às infraestruturas unidas pelo processo de soldagem convencional (mediana 38 μ m).

No presente estudo, foi analisada cada interface do pilar protético/implante separadamente, pois foi constatado que a presença de uma desadaptação em apenas uma das faces já indicaria uma adaptação comprometida da infraestrutura. Nos casos onde apenas uma face se encontraria desadaptada a visualização dessa desadaptação se torna ainda mais dificultada. Conforme encontrado no estudo foi possível observar diferença significativa na desadaptação das faces V e L, quando comparados o grupo I, onde foi realizada a soldagem a *laser* (medianas 15 μ m e 15 μ m, respectivamente) e o grupo II, onde foi realizada a soldagem convencional (medianas 40 μ m e 39 μ m, respectivamente). Trabalhos como o de Jemt (1996) suportam essa afirmação, pois mostram que, realmente, próteses consideradas satisfatórias pelos testes clínicos habituais e “aparência” aceitável podem possuir centenas de micrômetros de desadaptação na interface pilar protético/implante.

A utilização de um modelo com dois implantes à distância de 21mm foi para simular a extensão de uma prótese parcial fixa de três elementos. Tal medida permitiu que o efeito de distorção gerado, ao se realizar apenas um ponto de solda, pudesse ser melhor avaliado, evitando-se assim, a incorporação de mais variáveis ao trabalho como por exemplo, a soldagem de uma PPF de vários segmentos subsequentes. Além disso, permitiu verificar a viabilidade e as possíveis vantagens em se utilizar a soldagem a *laser* em comparação com a utilização da soldagem convencional, mesmo em infraestruturas de menor complexidade.

Os valores médios de desadaptação encontrados nesse trabalho estão de acordo com os encontrados em outros trabalhos na literatura, em que a soldagem a *laser* apresentou menor desadaptação vertical que a soldagem convencional. Riedy, Lang e Lang (1997), utilizando um modelo mestre com cinco pilares, concluíram que os cilindros maquinados de titânio (CAD/CAM) unidos com solda a *laser* exibiram menos de 25 μ m de desadaptação no eixo vertical em todos os cinco pilares analisados. Kanashiro (2005), utilizando a mesma metodologia empregada neste trabalho para aferição das desadaptações entre pilar/implante, porém analisando infraestruturas com quatro pilares, também observou que a média das fendas marginais verticais, após o processo da soldagem convencional foi de 18,80 μ m, e a média das fendas marginais, após a soldagem a *laser*, foi de 12,38 μ m.

Estudos em que se utilizou a técnica de confecção em monobloco em comparação com a técnica de seccionamento da infraestrutura metálica e soldagem a *laser* também mostram valores médios de desadaptação mais favoráveis para este segundo procedimento. Tiozzi et al. (2008), utilizando também um modelo com dois implantes e diferentes tipos de liga, obtiveram melhores resultados quando feita secção da peça e posterior soldagem. Castilio (2000) obteve resultados similares com infraestruturas metálicas de cinco elementos fundidas em monobloco (peça única), que apresentaram uma maior interface (valores de desadaptação médios de 26,164 μ m) do que após seriam seccionadas e soldadas a *laser* (valores de desadaptação médios de 19,943 μ m). Assim como Alves (2003), que encontrou resultados favoráveis a esse tipo de soldagem, utilizando um modelo com três implantes. Esse autor observou que no grupo onde foram utilizados pilares protéticos UCLA de titânio, unidos por barras de titânio através de soldagem a *laser* o valor médio de desadaptação foi estatisticamente superior aos outros grupos,

obtendo-se valor inicial de 0,00 μ m (para as peças seccionadas e posicionadas sobre os implantes) e final 9,93 μ m (após realizadas a soldagem a laser das infraestruturas) próximos aos encontrados no presente estudo. Sousa et al. (2008) encontraram resultados similares observando diferenças significativas em relação a passividade de adaptação entre as infraestruturas onde foi realizada solda a *laser* (34,73 μ m) e aquelas confeccionadas em infraestrutura única (151,39 μ m), mais uma vez justificando a proposta de se seccionar e, posteriormente, unir as infraestruturas através da soldagem, com o intuito de se minimizar a distorção sofrida pela peça após sua fundição.

No presente estudo, apesar de terem sido encontrados valores significativamente menores de desadaptação vertical no grupo submetido a soldagem a *laser*, quando comparada à soldagem convencional, os valores obtidos em ambas as técnicas poderiam ser considerados clinicamente aceitáveis (EBRAHIM et al., 2002; JEMT, 1991; JEMT; LIE, 1995; JEMT; BOOK, 1996). No entanto ficou evidente a facilidade de execução da técnica de soldagem a *laser* em relação à soldagem convencional, principalmente em relação ao tempo necessário para a realização de cada técnica e a simplicidade de procedimentos de soldagem. Para a técnica de soldagem a *laser*, os procedimentos se resumem a fixação da peça sobre os análogos dos implantes em uma base de gesso e a realização do ponto de solda na máquina a *laser*. Para a soldagem convencional, há necessidade da inclusão da peça em revestimento e aquecimento de toda a infraestrutura, para realização da soldagem.

A obtenção de um assentamento totalmente passivo da infraestrutura metálica sobre os implantes como o referido por Sahin e Cehreli (2001), onde se procura uma adaptação marginal completa nas infraestruturas, com desadaptação vertical igual a zero, não foi encontrada nesta pesquisa. Porém nenhuma das técnicas descritas na literatura, como a cimentação da infraestrutura metálica aos componentes protéticos (GUICHET et al., 2000; HECKMANN et al., 2004), obtenção de infraestruturas por meio de tecnologia de usinagem de blocos em titânio em sistemas computadorizados (TORSELLO et al., 2008) e associação de eletroerosão e soldagens a *laser* (SOUSA, 2003; SILVA et al., 2008), conseguiu alcançar esse nível de passividade. Entretanto, como não é encontrado, na literatura, o nível exato de desadaptação aceito pelo complexo implante/prótese/osso, deve-se procurar obter infraestruturas o mais adaptadas possível, para que seja reduzido o nível de

complicações observadas no conjunto. Portanto a utilização de componentes pré-fabricados e soldagem a *laser*, apesar de não obter passividade absoluta, demonstrou valores médios menores de desadaptação nas interfaces implante/pilar protético, que a técnica convencional utilizada nesta pesquisa.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a literatura revisada, os métodos utilizados, as condições experimentais descritas e com os resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que o procedimento de soldagem a laser de estruturas implanto-retidas fabricadas em liga de Co-Cr possibilita uma maior precisão de adaptação marginal destas estruturas se comparado com o procedimento de soldagem convencional. Embora ambas as técnicas de soldagem terem possibilitado a confecção de infraestruturas com adaptação aceitáveis clinicamente.

8 REFERENCIAS

AGUIAR JR., F. A. et al.. An alternative section method for casting and posterior *laser* welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 18, n. 3, p. 230-234, 2009.

ALVES, B. P. **Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser.** 2003. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2003.

ANUSAVICE, K. J. Soldagem. In: _____. **Philips: materiais dentários.** 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. Cap. 27, p. 367-373.

BABA, N. et al. Mechanical strength of *laser*-welded cobalt-chromium alloy. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, Hoboken, v. 69, n. 2, p. 121-124, 2004.

BARBOSA G. A. S. **Avaliação do ajuste do pilar UCLA/implante e da tensão gerada ao redor dos implantes após procedimentos de fundição em monobloco e soldagem a laser de infraestruturas confeccionadas em diferentes materiais.** 2006. Tese (Doutorado em Odontologia) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, 2006.

BARBOSA, G. A. S. et al. Effect of different torque levels on the implant/abutment interface using castable “UCLA” abutments. **Braz. J. Oral Sci.**, Piracicaba, v. 4, n. 15, p. 912-922, 2005.

BARBOSA, G. A. et al. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. **Braz. Dent. J.**. Ribeirao Preto, v. 18, n. 2, p. 139-143, 2007.

BERTRAND, C. et al. The *laser* welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. **Br. Dent. J.**, London, v. 190, n. 5, p. 255-257, 2001.

BINON, P.P. et al. The role of screw in implant systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Carol Stream, v. 9, Suppl., p. 48-63, 1994.

BRANEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 50, n. 3, p. 399-409, 1983.

BURGUETE, R. L. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.71, n.6, p.592-599, 1994.

CARLSSON, B. ; CARLSSON, G.E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 9, n. 1, p. 90-94, 1994.

CARR, A.B.; BRUNSKI, J.B.; HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional 'gold' and plastic cylinders. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 11, n. 5, p. 589-598, 1996.

CARR, A. B.; STEWART, R. B. Full-arch implant framework casting accuracy: preliminary in vitro observation for in vivo testing. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 2, n. 1, p. 2-8, 1993.

CASTILIO, D. **Avaliação da adaptação da interface intermediários cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser.** 2000. 93 p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.

CHAI, T.; CHOU, C.K. Mechanical properties of *laser*-welded cast titanium joints under different conditions. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 79, n. 4, p. 477-483, Apr. 1998.

CHO, G.C.; CHEE, W.W.L. Efficient soldering index materials for fixed partial dentures and implant substructures. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.73, n.5, p. 424-427, 1995.

DOBBERSTEIN, H. et al. The welding of cobalt-chromium, nickel-chromium and silver-palladium alloys using a solid-state *laser*. **Zahn Mund Kieferheilkd**, v. 78, n. 3, p. 259-261, 1990.

EBRAHIM, L et al. Changes in Prosthetic screw stability because of misfit of implant-supportes prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 1, p. 38-42, 2002.

ECKERT, S.E et al. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 15, n. 5, p. 662-667, 2000.

GEGAUFF; A.G.; ROSENSTIEL, S.F. The seating of one-piece and soldered fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.62, n.3, p.292-297, 1989.

GORDON, T.E.; SMITH, D.L. *Laser* welding of prosthesis – na initial report. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.24, n. 4, p. 472-476, Oct. 1970.

GUICHET, D.L et al. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** v.15, n.2, p.239-246, 2000.

HECKMANN, S.M. et al. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 15, n. 4, p. 466-473, 2004.

HERMANN, H. S. et al. Biologic width around one- and two- piece titanium. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 12, n. 6, p. 559-571, 2001.

HULING, J.S.; CLARK, R.E. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 56, n. 2, p. 128-134, 1977.

HULTERSTRÖM, M.; NILSSON, U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 9, p. 449-54, 1994.

ISIDOR, F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. **Clin. Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 7, n. 2, p. 143-152, 1996.

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**, Carol Stream, v. 6, n. 3, p. 270-276, 1991.

JEMT, T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.5, n.3, p.142-147, 1994.

JEMT, T. *In vivo* measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 11, n. 2, p. 151-157, Mar. 1996.

JEMT, T. et al. Comparison of *laser*-welded titanium and conventional cast frameworks supported by implants in the partially edentulous jaw: a 3-year prospective multicenter study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 13, n. 4, p. 282-288, 2000.

JEMT, T. et al. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 75, n. 3, p. 314-324, Mar. 1996.

JEMT, T. et al. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 6, p. 551-557, 1998.

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 11, n. 5, p. 620-625, 1996.

JEMT, T.; JOHANSSON, J. Implant treatment in the edentulous maxillae: a 15-year follow-up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, Copenhagen, v. 8, n. 2, p. 61-69, 2006.

JEMT, T.; LEKHOLM, U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 9, n. 4, p. 272-280, 1998.

JEMT, T.; LIE, A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold -alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 6, n. 3, p. 172-180, 1995.

JEMT, T.; LINDEN, B.; LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 7, n. 1, p. 40-44, 1992.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 9, n. 2, p. 169-178, Mar. 1994.

KAN, J.Y.K. et al. Clínicl methods for evaluating implant framework fit. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 81, n. 1, p. 7-13, Jan. 1999.

KANASHIRO, L. H. **Avaliação da precisão de duas técnicas de união de estruturas metálicas - brasagem e soldagem a laser - em uma prótese clássica de Brånemark pelo método da microscopia eletrônica de varredura (MEV).** 2005. Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, São Paulo, 2005.

KANO, S. C, et al. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 15, n. 2, p. 77-81, 2006.

KANO, S. C. et al. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v.12, n. 4, p. 337-347,out./dez. 2004.

KARL, M. et al. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.19, n.1, p.77-81, 2004.

LIU, J. et al. Joint strength of laser-welded titanium. **Dent. Mater.**, Washington, v. 18, n. 2, p. 143-148, 2002.

MCDONNELL, T. et al. The effect of time lapse on the accuracy of two acrylic resins used to assemble an implant framework for soldering. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 91, n. 6, p. 538-540, 2004.

MILLINGTON, N.D.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.8, n. 6, p.511-516, 1995.

MITHA, T.; OWEN, C. P.; HOWES, D.G. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks.apos realizada a fundição das infraestruturas. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 22, n. 3, p. 248-250, 2009.

NATALI, A. N.; PAVAN, P. G.; RUGGERO, A. L. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. **Dent. Mater.**, Washington, v. 22, n. 4, p. 388-395, 2006.

NEALON, F.H. Acrylic restorations by the operative nonpressure procedure. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 2, n. 4, p. 513-527, 1952.

PAREL, S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 9, n. 4, p. 470-474, 1994.

PEGORARO, R. A et al. Avaliação do desajuste marginal de retentores soldados e fundidos em um só bloco. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, Bauru, v. 10, n. 2, p. 89-97, 2002.

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

SAHIN, S.; CEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 10, n. 2, p. 85-92, 2001.

SCHIFFLEGER, B. E. et al. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 54, n. 6, p. 770-776, 1985.

SILVA, T.B. et al. Influence of *laser*-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. **Stomatologija**, Soffia, v. 10, n. 3, p. 96-100, 2008.

SILVEIRA-JÚNIOR et al. Influence of different tightening forces before *laser* welding to the implant/framework fit. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 18, n. 4, p. 337-341,2009.

SJÖGREN, G.; ANDERSON, M.; BERGMAN, M. *Laser* welding of titanium in dentistry. **Acta Odont. Scand.**, Oslo, v. 46, n. 4, p. 247-253, Aug. 1988.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, June 1983.

SOUSA, S. A. **Avaliação da adaptação marginal de infraestruturas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas à eletroerosão.** 2003. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2003.

SOUSA, S. A. et al. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the *laser* welding. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 35, n. 2, p. 123-127, 2008.

STADE, E.H.; REISBICK, M.H.; PRESTON, J.D. Preceramic and postceramic solder joints. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.34, n.5, p.527-532, 1975.

STENBERG, T. Release of cobalt from cobalt chromium alloy constructions in the oral cavity of man. **Scand. J. Dent. Res.**, Oslo, v. 90, n. 6, p. 472- 479, 1982.

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

TIOSSI, R. et al. Comparative Analysis of the Fit of 3-Unit Implant-Supported Frameworks Cast in Nickel-Chromium and Cobalt-Chromium Alloys and Commercially Pure Titanium After Casting, *Laser* Welding, and Simulated Porcelain Firings. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 21, n. 2, p. 121-123, 2008.

TORSELLO, F. et al. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 19, p. 772-779, 2008.

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

WASKEWICKZ, G. A. et al. Photoelastic analysis of stress distribution transmittes from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.9, n.4, p.405-411, 1994.

WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.8, n.1, p 19-31, 1993.

WILLIS, L.M.; NICHOLLS, J.I. Distortion in dental soldering as affected by gap distance. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.43, n. 3, p.272-278, 1980.

Na Tabela 2 observamos os valores encontrados através da mensuração das interfaces implantes/pilar protético após a adaptação por meio da Técnica do Parafuso Único.

Tabela 2: Média dos valores (em mm) encontrados em cada face através da mensuração das interfaces dos pilares adaptados aos implantes pelo teste do parafuso único.

Fases	Barra I		Barra II		Barra III		Barra IV		Barra V	
	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II
V	0,041	0,000	0,027	0,000	0,000	0,041	0,052	0,053	0,000	0,031
D	0,048	0,000	0,000	0,000	0,000	0,040	0,057	0,061	0,000	0,041
L	0,061	0,000	0,031	0,000	0,000	0,051	0,066	0,049	0,000	0,046
Fases	Barra VI		Barra VII		Barra VIII		Barra IX		Barra X	
	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II
V	0,031	0,000	0,012	0,000	0,015	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
D	0,024	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
L	0,029	0,000	0,023	0,000	0,015	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Fases	Barra XI		Barra XII		Barra XIII		Barra XIV		Barra XV	
	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II
V	0,027	0,037	0,043	0,036	0,000	0,000	0,109	0,031	0,069	0,044
D	0,042	0,014	0,066	0,033	0,000	0,000	0,145	0,056	0,078	0,064
L	0,047	0,027	0,041	0,037	0,000	0,000	0,116	0,038	0,065	0,038
Fases	Barra XVI		Barra XVII		Barra XVIII		Barra XIX		Barra XX	
	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II	Impl I	Impl II
V	0,018	0,000	0,046	0,000	0,044	0,041	0,049	0,057	0,034	0,046
D	0,000	0,000	0,035	0,000	0,039	0,024	0,000	0,053	0,000	0,042
L	0,027	0,000	0,054	0,000	0,063	0,041	0,055	0,044	0,044	0,033