

Clébio Domingues da Silveira Júnior

**Influência do torque, previamente à soldagem a
laser, no ajuste vertical de infra-estruturas
metálicas sobre implantes**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia, Área de Concentração em Reabilitação Oral.

UBERLÂNDIA – MG

2006

Clébio Domingues da Silveira Júnior

Influência do torque, previamente à soldagem a laser, no ajuste vertical de infra-estruturas metálicas sobre implantes

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia, Área de Concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr Flávio Domingues das Neves

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves
Prof. Dr Célio Jesus do Prado
Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

UBERLÂNDIA – MG

2006

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

S587i Silveira Júnior, Clébio Domingues da, 1978-

Influência do torque, previamente à soldagem a laser, no ajuste vertical de infra-estruturas metálicas sobre implantes / Clébio Domingues da Silveira Júnior. - 2006.

131 f. : il.

Orientador: Flávio Domingues das Neves.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários osseointegrados - Teses. I. Neves, Flávio Domingues das
II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089.843

FICHA DE APROVAÇÃO

DEDICO ESTE TRABALHO:

Primeiramente a Deus por me dar força e saúde para lutar pelas coisas que acho importantes em minha vida.

Aos meus pais, Clebio e Mariluce, e ao meu irmão Alexandre, que sempre participaram ativamente na minha formação pessoal e profissional, sendo exemplo de luta e dedicação.

Ao Fábio pelo companheirismo, dedicação e paciência. Sempre um incentivador dos meus projetos. Seu apoio foi muito importante para a realização deste sonho.

Ao Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves pela confiança que sempre depositou em meu trabalho. Mais que um professor e orientador, muitas vezes foi um segundo pai que me escutou e apoiou. Um grande exemplo de ética, compaixão e trabalho. E à sua esposa Fernanda pela simpatia e carinho que sempre demonstrou por mim.

À Prof^a. Cristina Guimarães, uma segunda mãe que me ajudou em um momento muito crítico da minha vida. Obrigado pelo seu apoio, confiança e pela grande amizade dedicada a mim.

AGRADECIMENTOS

Ao grande amigo Danilo, pelos bons momentos passados nestes dois anos de pós-graduação.

Às amigas Alessandra, Fabiana e Denise, sempre presentes na minha vida pessoal e acadêmica.

Às secretárias Fabiana e Dorama, sou muito grato pela boa vontade com a qual vocês sempre me ajudaram.

Ao Prof. Ms. Paulo Simamoto, pela amizade desde os tempos da graduação. Agradeço-te pelos conselhos pessoais e profissionais, que muitas vezes me ajudaram, e também pela participação ativa neste trabalho sem a qual seria bem mais difícil executá-lo.

À colega e amiga Letícia, sempre muito atenciosa e prestativa.

A todos os amigos do Mestrado e Iniciação científica, da área de Prótese Fixa por dividirmos o mesmo espaço de trabalho de uma maneira tão harmoniosa e agradável.

Aos Professores Alfredo Júlio Fernandes Neto, Marlete Ribeiro da Silva, Célio Jesus do Prado e Gustavo Seabra pela amizade e boa vontade em ajudar.

Ao TPD Marco Aurélio Dias Galbiatti e ao TPD Anderson que tornaram possível a execução das soldagens a laser.

À Conexão Sistemas de Implantes por doar todos os componetes utilizados.

Ao Núcleo de Apoio à Pesquisa/ Microscopia Eletrônica Aplicada à Pesquisa Agropecuária ESALQ/USP, representado pelo Prof. Dr. Eliot Watanabe Kitajima, o qual viabilizou uso do MEV, exemplo a ser seguido na democratização dos meios de pesquisa.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU), bem como o seu Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica (LIPO) onde foram realizadas as leituras no Microscópio Ótico Comparador.

SUMÁRIO:

RESUMO.....	9
ABSTRACT.....	11
1-INTRODUÇÃO.....	12
2-REVISÃO DA LITERATURA.....	15
3-PROPOSIÇÃO.....	41
4-MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
4.1-Confecção de modelo mestre.....	42
4.2-Confecção de modelo de trabalho	
4.2.1-Moldeira individual.....	44
4.2.2-Moldagem de transferência.....	45
4.2.3-Obtenção do modelo de trabalho propriamente dito.....	46
4.3-Obtenção das infra-estruturas.....	47
4.4-Análise inicial da interface pilar/implante.....	49
4.5-Procedimentos de soldagem a laser e análise das interfaces pilar/implante	
4.5.1-1ª Etapa – Procedimentos relativos ao grupo TM.....	52
4.5.2-2ª Etapa – procedimentos relativos ao grupo T10.....	56
4.5.3-3ª Etapa – Procedimentos relativos ao grupo T20.....	58
4.6-Análise estatística.....	59

5-RESULTADOS

5.1-Análise inicial da interface dos pilares em MEV.....	61
5.2-Avaliação das interfaces pelo teste do parafuso único.....	61
5.2.1-Análises intergrupos	
5.2.1.1- Pilares parafusados.....	64
5.2.1.2- Pilares não parafusados.....	65
5.2.2-Análises intragrupos.....	66
5.3-Avaliação das interfaces com todos os parafusos apertados.....	68
5.4-Comparação entre os valores de interface antes e depois das soldagens	71

6-DISCUSSÃO.....	72
-------------------------	-----------

7-CONCLUSÕES.....	81
--------------------------	-----------

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	82
--	-----------

OBRAS CONSULTADAS.....	90
-------------------------------	-----------

ANEXOS.....	91
--------------------	-----------

RESUMO

Este estudo avaliou a influência do torque dado aos parafusos de pilares sobre réplicas de implantes no modelo de trabalho previamente aos procedimentos de soldagem a laser. A partir de um modelo mestre contendo 4 implantes com hexágono externo foi confeccionado um modelo de trabalho. Para a confecção das infra-estruturas metálicas foram utilizados pilares e barras cilíndricas de titânio pré-fabricadas, os quais foram unidos por meio de soldagem a laser para compor três grupos: GTM – grupo torque manual, GT10 – grupo torque de 10 Ncm e GT20 – grupo torque de 20 Ncm. Antes das soldagens, o torque aplicado nos parafusos do grupo GTM foi apenas manual, sem o uso de torquímetro, e nos grupos GT10 e GT20 os parafusos de pilares receberam torque de 10 e 20 Ncm, respectivamente. Após as soldagens as interfaces pilar/implante no eixo vertical (y) foram avaliadas em microscópio ótico comparador sob aumento de 40 vezes. As leituras foram feitas por meio de duas metodologias diferentes. Primeiramente utilizou-se o teste do parafuso único (TPU), no qual se avaliou as interfaces dos pilares parafusados e dos não parafusados, considerando apenas os pilares das extremidades das infra-estruturas. Depois foram avaliadas as interfaces de todos os pilares quando estes estavam parafusados com torque de 20 Ncm. Os dados foram submetidos a análises estatísticas ($p < 0,05$). No TPU, a análise intergrupos (Kruskal Wallis) não mostrou diferença estatística significativa para nenhuma condição de aperto, pilares parafusados e pilares não parafusados, ou seja, os torques de 10 Ncm e 20 Ncm pré-solda nos grupos GT10 e GT20 não garantiu menores distorções das infra-estruturas; a análise intragrupos (Wilcoxon) mostrou que para todos os grupos as interfaces dos pilares não parafusados foram estatisticamente maiores que as interfaces dos pilares parafusados, ou seja, constataram-se distorções em todas as infra-estruturas após as soldagens. O teste de análise de variância (ANOVA) foi aplicado para as comparações das interfaces quando todos os pilares estavam parafusados e não houve diferença estatística significativa entre os grupos ($p = 0,686$). O torque

pré soldagem nos parafusos de pilares não influenciou na qualidade de adaptação das infra-estruturas protéticas sobre implantes.

ABSTRACT

This study evaluated the influence of the torque given to the screws of the abutments on replicas of implants in working cast previously the laser welding procedures. From a master model with 4 implants with external hexagon was made a working cast. For the confection of metallic framework, abutments and pre-fabricated cylindrical bars of titanium had been used, which had been joined by means of laser welding to compose three groups: GS/T - group without torque, GT10 - group torque of 10 Ncm and GT20 - group torque of 20 Ncm. Before the weldings, the torque applied in the screws of group GS/T was only manual, without the use of torquemeter, and in groups GT10 and GT20 the abutment screws had received torque of 10 and 20 Ncm, respectively. After the weldings the abutment/implant interfaces in the vertical axle (y) had been evaluated in comparing optical microscope under magnification of 40 times. The readings had been made by means of two different methodologies. First the test of the only screw was used (TPU), in which evaluated the interfaces of screwed and not screwed abutments, considering only the extremities abutments of the frameworks. Later the interfaces of all abutments had been evaluated when these were screwed with torque of 20 Ncm. The data had been submitted to statistical analyses ($P<.05$). In the TPU, the intergroups analysis (Kruskal Wallis) did not show statistically significant difference for no condition of tightening, screwed and not screwed abutments, in other words, the torques of 10 Ncm and 20 Ncm pre-welding in groups GT10 and GT20 did not guarantee minors distortions of frameworks; the intragroups analysis (Wilcoxon) showed that for all the groups the interfaces of not screwed abutments had been statistically higher that the interfaces of the screwed abutments, in other words, had evidenced distortions in all frameworks after the weldings. The analysis of variance test (ANOVA) was applied for the comparisons of the interfaces when all abutments were screwed and did not have statistically significant difference between the groups ($P=.686$). The pre-welding torque in the abutments screws did not influence in the quality of adaptation of prosthetic frameworks over implants.

1 - INTRODUÇÃO

Os tratamentos reabilitadores utilizando implantes osseointegrados tiveram seu uso consagrado por pesquisas desenvolvidas durante mais de 30 anos. Novas técnicas têm sido acrescentadas ao protocolo inicialmente desenvolvido por Per Ingvar Branemark e colaboradores no final da década de 50, assim como novas tecnologias têm surgido para otimizar procedimentos já conhecidos. A adaptação passiva de estruturas protéticas sobre implantes é um dos fatores de grande importância para longevidade dos tratamentos (Skalak, 1983; Jemt, 1991; Jemt et al., 1996; Sahin & Cehreli, 2001, Hecker & Eckert, 2003).

Existe uma importante diferença com relação aos aspectos biomecânicos de distribuição de forças em próteses sobre dentes e próteses sobre implantes. Nas primeiras, deve-se levar em conta que o ligamento periodontal permite uma pequena movimentação dentária, já o implante está intimamente ligado ao tecido ósseo e a sua movimentação é muito menor, dependendo ainda do módulo de elasticidade tecidual, variável para cada região da boca e para cada indivíduo. Assim sendo, a passividade das estruturas protéticas sobre implantes deve ser objetivada e avaliada com mais rigor (Skalak, 1983; Sahin & Cehreli, 2001). Toda carga incidida sobre este sistema protético não adaptado corretamente pode resultar em complicações mecânicas como desaperto ou fratura de parafusos, fratura de componentes, do próprio implante (Kallus & Bessing, 1994; Neves et al., 2005), complicações biológicas como mucosites, peri-implantites, perda óssea marginal e perda da osseointegração (Gross et al., 1999; Lang et al., 2000).

Não existe consenso na literatura sobre qual o limite específico de desadaptação o sistema prótese-implante-osso pode se adaptar sem interferir no sucesso do tratamento (Sahin & Cehreli, 2001). Provavelmente existe um fator adaptativo (tolerância), no qual as desadaptações não acarretam problemas biomecânicos, uma vez que a adaptação das infra-estruturas sobre

implantes nunca é absolutamente livre de tensões (Carlsson & Carlsson, 1994; Jemt & Book, 1996; Kan et al., 1999; Karl et al., 2005).

Entretanto, diferentes métodos clínicos e laboratoriais estão sendo executados com o objetivo de otimizar a adaptação das estruturas protéticas sobre implantes, entre eles, a soldagem a laser de peças fundidas, eletroerosão (Wee et al., 1999; Sartori et al., 2004; Castilho, 2000) e moldagens feitas com componentes esplintados (Nissam et al., 2001).

Na odontologia o emprego da solda a laser se expandiu com o advento da prótese implanto-suportada e a preocupação com a adaptação passiva inerente a esses tratamentos. Os aparelhos de soldagem se tornaram mais acessíveis aos laboratórios pela redução de tamanho, do custo e da simplificação da técnica. Além disso, possui algumas vantagens como poder ser aplicada em estruturas recobertas com porcelana ou resina, possibilidade de se soldar direto sobre o modelo de trabalho sem a necessidade de inclusão em revestimento e soldagem de lugares de difícil acesso. A soldagem a laser utiliza como fonte de calor um feixe de luz concentrado de alta energia. O calor gerado é próximo da zona de fusão do metal reduzindo assim a zona afetada pelo calor (ZAC) minimizando distorções na peça (Souza et al., 2000).

Entretanto, diferentes condições de soldagens, como variações na duração de incidência do feixe, número de feixes, diâmetro do feixe e voltagem ou nível de energia, podem alterar significativamente as características desejadas nas uniões. Não existem informações claras na literatura com relação aos parâmetros para a otimização das uniões de titânio (Yamagishi et al., 1993; Chai & Chou, 1998; Wang & Chang, 1998; Liu et al., 2002). Dessa maneira, as soldagens a laser são feitas de forma empírica e a qualidade dos trabalhos depende basicamente da habilidade e da experiência do técnico ao manusear o aparelho.

Sabe-se que o torque sobre os parafusos de pilares ou parafusos da prótese influencia a adaptação entre os componentes (Gross et al., 1999; Barbosa et al., 2005). Entretanto, não é um procedimento de rotina dos laboratórios controlar o torque dos parafusos, de pilar ou da prótese sobre as réplicas de implantes/pilares no modelo de trabalho, com um controlador de

torque, previamente à execução das soldagens. Os componentes são parafusados manualmente sobre o modelo de trabalho e depois soldados. Algumas vezes, na finalização do processo de união, a estrutura protética recebe alguns pulsos de laser até mesmo fora do modelo de trabalho para completar a união em locais antes não acessíveis com a estrutura parafusada sobre as réplicas no modelo.

Diante do contexto supramencionado, há a hipótese de que a estrutura metálica da prótese implantada apresentará melhor adaptação pós soldagem a laser se houver o controle do torque aplicado aos seus componentes. Para esclarecer esta dúvida, idealizou-se este estudo com o objetivo de avaliar a importância de se controlar o torque aos parafusos de pilares previamente ao ato da soldagem a laser.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

2.1 – Adaptação em prótese implantada

O termo adaptação em prótese implantada é utilizado de várias maneiras nos trabalhos a seguir. Pode-se falar em adaptação de componentes de uma maneira individualizada como a adaptação de pilares diretamente sobre a plataforma dos implantes e a adaptação de anéis de ouro ou de coroas unitárias sobre os pilares. Portanto, a maioria dos trabalhos desta revisão, diz respeito à adaptação de múltiplos elementos sobre pilares ou sobre implantes. Muitas vezes o termo adaptação passiva será utilizado para expressar uma adaptação ideal, talvez utópica, no qual as estruturas são instaladas estando livres de qualquer tensão. Em geral serão feitas considerações, biológicas e mecânicas, sobre a importância de se obter estruturas adaptadas corretamente, assim como alguns métodos e técnicas para conseguir, e ainda diferentes meios de mensuração.

SKALAK (1983) considerou que o sucesso da osseointegração vai depender da maneira como as forças mecânicas são transferidas dos implantes ao osso. Assim torna-se fundamental que tanto o implante quanto o osso não sejam submetidos a forças além daquelas que estão aptos a receber. Sendo o titânio mais rígido e resistente que osso, é mais provável que uma possível falha ocorra primeiro na união titânio osso. Como prótese e implante formam uma conexão rígida resultando em estrutura única, implante e osso atuam como unidade e qualquer desalinhamento da prótese em relação aos implantes resultará em forças internas na prótese, implante e osso. Segundo o autor, essas forças não podem ser detectadas através de inspeção visual, porém podem ocasionar falhas mesmo sem atuação de forças externas.

CARLSSON & CARLSSON (1994) ressaltaram a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva, sendo que um bom ajuste significa que as mesmas podem 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 infra-estrutura tem sido questionada como sendo um fator significativo na transferência de tensão, biomecânica dos sistemas de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos na interface biológica.

KALLUS & BESSING (1994) investigaram a ocorrência de desaperto, fratura e afrouxamento de parafusos de ouro dos seus respectivos intermediários em 236 próteses implanto-suportadas após 5 anos de uso. Para os autores o apertamento inadequado do parafuso retentivo-protético pode ser causa da perda do parafuso enquanto a prótese está em função, embora os mesmo façam relação clinicamente significativa entre a desadaptação intermediário/implante e o afrouxamento do parafuso de retenção. Contudo, os resultados não são conclusivos, uma vez que próteses bem adaptadas podem também apresentar os mesmos problemas acima citados.

JEMT & LIE (1995) analisaram a precisão de adaptação entre estruturas de ouro fundido e modelos mestres por meio de uma técnica tridimensional fotogramétrica. Os autores mediram as distorções de quinze próteses implanto-suportadas depois de terminadas. As próteses foram projetadas como peças únicas fundidas em liga áurea com dentes em resina. Das quinze próteses, cinco foram colocadas em maxilas e o restante em mandíbulas. As distorções dos cilindros foram mais observadas no plano horizontal, enquanto que o aspecto vertical parece ser mais estável. A distorção média tridimensional do ponto central foi de 42 μ m para maxilas e 74 μ m, para mandíbulas. A distorção média angular tridimensional correspondente dos cilindros foi 51 μ m em mandíbulas e 70 μ m, em maxilas. Uma correlação entre distorção tridimensional do ponto de vista central como a largura e a curvatura do arco de implante foi encontrada, indicando que quanto maior deslocamento em largura, mais curvo era o arco. A distorção do ponto central foi também significativamente maior em maxilas, o que pode ser esclarecido dada a curvatura do arco e ao maior número de implantes na maxila; também foi relatado que houve uma tendência

insignificante para maior distorção, quando maior quantidade de metal foi usada. Os autores comentaram que os problemas biomecânicos das desadaptações em próteses implantadas são complexos e ainda não se tem uma resposta sobre qual nível clínico de desadaptação seria aceitável. Neste estudo a maior parte das desadaptações das próteses com relação ao modelo mestre ficou abaixo dos 150µm. Com base em outros estudos de acompanhamento longitudinal citados (Jemt & Lekholm, 1993; Jemt, 1994) este nível de adaptação poderia ser interpretado como clinicamente adequado uma vez que poucas complicações foram observadas em pacientes portadores de próteses com este critério de adaptação.

JEMT & BOOK (1996) fizeram um trabalho buscando uma correlação estatística entre próteses clinicamente desadaptadas (*in vivo*) e mudanças no nível ósseo em implantes colocados em maxilas edêntulas. Dois grupos contendo 7 pacientes cada foram avaliados prospectivamente por 1 ano ou retrospectivamente por 4 ou cinco anos após a segunda etapa cirúrgica. As medidas de desadaptações das próteses foram feitas através da técnica fotogramétrica tri-dimensional e os níveis ósseos marginais foram feitos através de radiografias intra-orais. Os resultados mostraram que nenhuma das próteses apresentava adaptação passiva sobre os implantes *in vivo*. Além disso, distorções similares das próteses foram achadas nos dois grupos, indicando que os implantes pareciam estar estáveis e não se mover mesmo após alguns anos em função. Nenhuma correlação estatística entre as mudanças de nível ósseo marginal e os diferentes níveis de desadaptação protética foi observada nos dois grupos. Este estudo indicou que certa tolerância biológica para as desadaptações deve estar presente.

JEMT et al. (1996) estudaram durante dois anos, em quatro centros diferentes de pesquisas nos Estados Unidos e Suécia, o desenvolvimento de sistemas e métodos para avaliação da adaptação na interface protética. Dois sistemas foram baseados em técnicas de contato de expressão, o terceiro usava o laser como fonte de leitura e um sistema fotogramétrico. Eram eles: o sistema de medida "Mylab"; o Sistema da Universidade de Washington; o Sistema de medição Fotogramétrico e o Sistema da Universidade de Michigan,

todos capazes de fornecer dados com os valores tridimensionais nos eixos coordenados x, y e z, que podem ser transformados dentro de dados lineares e angulares, caracterizando a posição das superfícies dos pilares ou das réplicas e seus componentes recíprocos na estrutura da prótese. O centro, um ponto único computadorizado pela coleta de dados foi à unidade de avaliação derivado de posições superficiais, que são usadas para comparar os sistemas. Os quatro métodos podem detectar desadaptações que são relevantes no emprego clínico, entretanto, apenas um sistema pode ser usado na boca. Foram feitos três estudos comparativos dos métodos: (1) um teste de reprodutibilidade intralaboratorial; (2) comparações de dados centrais de um molde de calibragem contendo cinco réplicas de pilares que foram transmitidos centro a centro para medições; (3) comparações de dados para uma avaliação de adaptação de um modelo de armação de calibragem para um modelo com pilares de calibragem. No estudo ficou claro que as comparações dos dados destes sistemas de avaliação deveriam ser arredondadas aproximadamente em 10 μ m. Os desvios padrão determinados na comparação são maiores que 5 μ m e por isso desadaptações podem ser calculadas em termos menores que 10 μ m. Demonstraram ainda a importância da calibragem e do teste de reprodutibilidade para se determinar a validade e confiabilidade dos sistemas de medições de adaptações.

Em 1997, **MAY et al.** fizeram um estudo para comprovar a teoria de que o instrumento Perioteste (Siemens Bio Research Inc., Milwaukee, WI, EUA), utilizado para avaliar as condições periodontais de dentes naturais através de estímulos de percussão horizontal, possa ser usado também para avaliar a estabilidade entre as conexões em próteses implantadas, tanto nas interfaces implante/intermediário quanto intermediário/cilindro de ouro, uma vez que a precisão na adaptação em próteses sobre implantes é essencial para a longevidade do tratamento e preservação do osso suporte. Partiram da hipótese de que quanto menores as desadaptações mais estáveis seriam as conexões e portanto, o Perioteste indicaria valores mais negativos. Os autores utilizaram duas costelas bovinas nas quais instalaram 3 implantes (Nobelpharma) em cada uma. Os componentes protéticos foram então

instalados sob diferentes condições de adaptação (25,4µm, 50,8µm, 101,6µm) com o auxílio de calibradores entre as interfaces. As desadaptações na interface implante/intermediário resultaram em valores mais negativos quando se aumentou a espessura dos calibradores. Entretanto, a mesma magnitude das desadaptações nas interfaces intermediário/cilindro de ouro produziram valores mais positivos do Perioteste. Os resultados sugeriram que a desadaptação na interface implante/intermediário não tem efeito na estabilidade, entretanto, a desadaptação entre intermediário e cilindro de ouro pode produzir instabilidade significativa com o aumento do grau de desadaptação.

Em 1997, **RIEDY et al.** estudaram a adaptação de estruturas metálicas sobre intermediários do tipo Standard (Nobel Biocare) em uma simulação de uma prótese total inferior sobre 5 implantes. Foram feitas 5 estruturas pelo método convencional de fundição em monobloco por cera perdida e cinco estruturas pelo método de fresagem do titânio (Procera) soldadas a laser. Para as medições foi utilizado o método de videografia a laser (Mitutoyo/ MTI Corp.) que consiste em uma combinação de um digitalizador laser e um programa de computação gráfica, possibilitando a análise tridimensional das desadaptações. Os autores concluíram que as estruturas fresadas e soldadas a laser tiveram maior precisão de adaptação sobre os intermediários.

Segundo **GROSS et al.**, 1999, infiltrados microbianos na interface implante/intermediário podem provocar processos inflamatórios e mau cheiro nos tecidos peri-implantares. Os autores estudaram 5 sistemas de implantes (Sulzer Calcitek, Straumann, Nobel Biocare, Steri-Oss e 3I) avaliando o grau de infiltração com diferentes torques (10Ncm, 20Ncm e o torque recomendado pelos fabricantes). Foi utilizado um dispositivo que injetava violeta genciana a uma pressão de 2 atm. As leituras foram feitas através de um espectrofotômetro em intervalos de 5, 20 e 80 minutos. Ocorreu infiltração microbiana em todos os sistemas, variando entre os mesmos, entre as amostras de diferentes torques. Quando se aumentou o torque de 10Ncm para 20Ncm e depois para o torque recomendado pelos fabricantes houve diminuição significativa da microinfiltração. Pode-se afirmar que quando se

aumenta o torque dado ao parafuso de pilar se diminui a interface implante/intermediário e, conseqüentemente, a microinfiltração.

KAN et al., em 1999, alegaram não existir um guia 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 destas 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 através 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.

Em 1999, **WEE et al.** realizaram revisão de literatura com objetivo de apresentar trabalhos que pudessem trazer melhoras significativas ao ajuste de próteses sobre implantes. Dos artigos revisados boa parte demonstrava caráter clínico ou técnico defendendo estratégias para melhorar este ajuste. As técnicas apresentadas não dispunham de comprovação científica que suportasse suas indicações. Dentre os elementos encontrados pelos autores para melhorar o assentamento das próteses sobre implantes encontrava-se a utilização de soldagem a laser de peças seccionadas e a usinagem por descargas elétricas, apesar de os autores considerarem que o conceito de assentamento passivo seja de difícil emprego nas próteses sobre implantes, mesmo quando aplicada usinagem por descargas elétricas.

CASTILHO (2000) avaliou a adaptação da interface intermediário-cilindro de plástico fundido em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem laser. Foram realizados 10 corpos-de-prova com três implantes cada, sendo que destes 5 foram fundidos com uma liga de cobalto-cromo (Rexillium® N.B.F. - Jeneric ®-Pentron®) e os outros 5 fundidos em titânio (Rematitan® -

Alemanha). Para analisar e medir as interfaces foi utilizado um microscópio comparador (Mitutoyo Mfg. Co – Japão) modelo BI5, com aumento de 30 vezes. Foram realizadas 4 medições ao redor de cada cilindro da estrutura metálica sendo que cada ponto foi lido por 3 vezes. Um total de 12 leituras foi realizado em cada cilindro da estrutura metálica. As infra-estruturas fundidas em monobloco foram então seccionadas e parafusadas com um torque de 10Ncm, para posterior soldagem a laser. Após a soldagem a laser procedeu aos mesmos critérios das leituras iniciais. Para realização da análise estatística utilizou-se o teste de análise da variância a três critérios. A análise dos dados possibilitou a conclusão de que existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em monobloco e após a soldagem a laser. Os melhores resultados foram encontrados nas estruturas após soldagem a laser.

As complicações biológicas dos sistemas de próteses implantadas também foram estudadas por **LANG et al.**, em 2000. Os autores citam os processos inflamatórios dos tecidos moles como mecanismos de defesa do organismo; quando ocorrem em regiões dentadas são chamadas de gengivites, quando acometem os tecidos peri-implantes são chamadas de mucosites, sendo que estas podem se transformar em peri-implantites se ocorrer envolvimento ósseo e conseqüentemente perda da osseointegração. Como a perda óssea pode ocorrer coronariamente, os sinais clínicos como mobilidade podem não aparecer, uma vez que o implante ainda continua com osseointegração apical. Por isso, os autores falaram da importância de avaliações clínicas periódicas para que seja executado um diagnóstico mais preciso e seguro.

Também em 2000, **NEVES et al.** investigou o ajuste vertical e horizontal da junção pilar/implante, por meio de medidas feitas em microscópio eletrônico de varredura (MEV) e microscópio de medição, de seis sistemas nacionais, comparando-os à Nobel Biocare, sendo este o grupo controle. Com relação ao ajuste vertical, os sistemas nacionais apresentaram adaptação semelhante ao sistema Nobel. Já em relação ao ajuste horizontal, nenhum sistema nacional apresentou-se semelhante ao grupo controle, havendo uma variação no qual ora o pilar era mais largo que o implante, ora o implante era mais largo que o

pilar. O autor concluiu que os sistemas nacionais precisavam se preocupar mais com os pilares, bem como com os parafusos, e que é necessário um órgão para fiscalizar o controle de qualidade destas empresas.

PIETRABISSA et al. (2000) compararam *in vitro* 3 diferentes sistemas de intermediários (Standard, EsthetiCone e CerAdapt – Nobel Biocare) e suas respectivas capacidades de compensar diferentes níveis de desadaptações induzidas por erros no posicionamento dos implantes nos eixos X,Y e Z. Segundo os autores a magnitude das forças de tensão depende da magnitude dos desajustes entre os componentes do sistema, podendo causar problemas com desapertos dos parafusos e problemas na interface osso-implante gerando o fracasso do tratamento. As estruturas protéticas foram fabricadas de acordo com o fabricante dos pilares simulando uma prótese fixa de 3 elementos sobre dois implantes, e sobre elas foram adaptadas medidores de tensões. Os implantes e seus respectivos pilares intermediários foram posicionados em dispositivos nos quais foi possível alterar milimetricamente seus posicionamentos, variando assim a magnitude das desadaptações. O sistema CerAdapt (prótese cimentada) teve a maior capacidade de compensar erros de translação – quando os implantes têm sua distância variada no eixo horizontal e vertical. O sistema Standard (prótese parafusada) mostrou a maior capacidade de compensar erros de rotação – quando os implantes têm sua posição variada após a rotação sobre o seu próprio eixo. O sistema EsthetiCone teve as maiores medidas de tensões, ou seja, foi o menos capaz de compensar erros de posicionamento tanto rotacionais quanto translacionais.

WATANABE et al., em 2000, estudaram a tensão produzida por estruturas protéticas sobre implantes quando fabricadas por 4 métodos diferentes: 1- estrutura fundida em monobloco; 2-estrutura fundida em monobloco, cortada e soldada; 3- fundida individualmente e depois soldada e 4- sistema IMZ de adaptação passiva, onde a estrutura é cimentada na boca sobre “copings” que estão parafusados. Os autores estudaram também a influência da ordem de apertamento dos parafusos na tensão gerada sobre os implantes. Para isso foi criado um bloco de poliuretano contendo três implantes dispostos de forma paralela. Esses implantes foram moldados para a produção

de um modelo de trabalho em gesso sobre o qual foram confeccionadas 16 sobre-estruturas protéticas, quatro para cada método de confecção citado anteriormente. Seis medidores de tensão foram colocados na superfície do bloco de poliuretano. Na primeira etapa da pesquisa, apenas para os métodos 3 e 4, foram medidas as tensões variando a seqüência de apertamento dos parafusos de três maneiras: 1→2→3, 1→3→2 e 2→1→3. Após o apertamento dos mesmos com o torque de 14,5 N foram tomadas sete medidas de tensão para cada amostra. Na segunda etapa da pesquisa foram feitas as medidas de tensão para todas as amostra seguindo a seqüência 2→1→3 de apertamento. A ordem de apertamento dos parafusos não influenciou de maneira significativa a geração de tensão para as amostras do método 4 (sistema IMZ de adaptação passiva). Já para as amostras do método 3 (fundidas separadamente e depois soldadas), a ordem de apertamento dos parafusos afetou grandemente a tensão gerada, sendo que a seqüência 2→1→3 teve a menor magnitude de tensão. Todos os quatro métodos de confecção apresentaram tensões depois de aparafusados, porém foram bem maiores para as amostras do grupo 1 e 2.

Em 2001, **NISSAM et al.** estudaram o efeito de diferentes forças e seqüência de apertamento do parafuso de ouro (10 e 20 Ncm), com três diferentes operadores, na tensão gerada em estruturas metálicas sobre implantes perfeitamente adaptadas. Trinta modelos foram confeccionados a partir de um modelo mestre de metal contendo 5 implantes, utilizando a técnica de moldagem com componentes de transferência esplintados. Foi utilizado um controlador de torque (DEA 020, Nobel Biocare AB). Os efeitos de tensão na pré-carga na estrutura metálica foram medidos através de quatro medidores de tensão (EA-B-031 CE-350, Raleigh, N. C.). Foram feitas leituras para cada medidor de tensão, em cada modelo de gesso, com 10 e 20 Ncm de aperto dos parafusos, da direita para a esquerda, da esquerda para a direita, por cada um dos 3 examinadores. Os parafusos eram desapertados depois de cada medição e reutilizados. Os valores de tensão para o torque de 10 Ncm variaram de 150,43 a 256 Ncm. Com 20 Ncm de torque os valores de tensão variaram de 149,43 a 284,37Ncm . Os valores relatados para a seqüência de apertamento variaram de 150,8 a 308,43Ncm (esquerda para direita) e 154,63

a 274,80 Ncm (direita para a esquerda). Para diferentes operadores os valores variaram de 100,13 a 206,07 Ncm. Nenhuma diferença estatisticamente significativa entre as variáveis foi achada. Os autores concluíram que o potencial de variável da força de apertamento do parafuso de ouro e a seqüência de apertamento pode ser minimizado pelo uso da técnica de moldagem com componentes esplintados, a qual assegura a confecção de estruturas metálicas bem adaptadas.

SAHIN & CEHRELI (2001) realizaram revisão de literatura relacionada à adaptação passiva, com objetivo de relacionar artigos que descrevessem a importância do assentamento passivo de próteses fixas apoiadas sobre implantes. Relataram que o assentamento passivo absoluto não foi alcançado nas últimas três décadas, não existindo consenso, mas sim várias sugestões relativas ao nível aceitável de desajuste. Concluíram que a obtenção do assentamento passivo parece não ser possível, e pode, de fato, ser desnecessária

Em seus estudos, **HECKER & ECKERT** (2003) sugeriram que próteses implanto-suportadas devem exibir ajuste passivo para impedir a fratura do implante, a ruptura dos componentes e o afrouxamento dos parafusos. De um ponto de vista prático, o ajuste passivo é impossível de se conseguir; no entanto, o desajuste mínimo pode ser o objetivo clínico, sendo reportado que valores máximo e mínimo de desajustes não são encontrados claramente na literatura para determinar qual valor de desadaptação seria nocivo ou não para a interface pilar/implante. Os autores avaliaram mudanças nas adaptações de estruturas protéticas sobre pilares após diferentes aplicações de carga cíclica. Eles observaram mudanças de adaptação quando foram simuladas cargas funcionais nas regiões anteriores das próteses. Para cargas aplicadas nas regiões laterais não houve mudanças significativas nas interfaces das próteses.

MENDONÇA (2003) analisou cinco sistemas de implantes brasileiros quanto à: 1) tolerância das medidas da plataforma dos implantes; 2) tolerância das medidas da base dos intermediários; 3) ajuste vertical e horizontal comparando-os ao Nobel Biocare. Para análise do ajuste vertical e horizontal, utilizaram-se micrografias obtidas no microscópio eletrônico de varredura

(MEV). Para o ajuste vertical, o teste estatístico percentil demonstrou que os grupos do sistema Conexão e Neodent, assim como o grupo controle não apresentaram valores acima de 10µm.

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. Foi confeccionado um modelo de resina epóxi contendo dois implantes simulando a boca de um paciente. Seis grupos de dez próteses foram feitos: 1- próteses cimentadas confeccionadas diretamente sobre o modelo de resina eliminando assim o processo de moldagem. 2-próteses cimentadas feitas sobre modelo de gesso gerado pela técnica da moldagem com moldeira fechada. 3- próteses cimentadas feitas sobre modelo de gesso gerado pela técnica da moldagem com moldeira aberta. 4- próteses parafusadas fabricadas com anéis plásticos. 5- próteses parafusadas fabricadas com anéis de ouro. 6- próteses parafusadas porém cimentadas sobre os anéis de ouro. Cinco medidores de tensão foram utilizados. Antes de serem medidas as tensões, as próteses foram individualmente avaliadas por dois clínicos experientes para a certificação de uma adaptação aceitável. Mesmo assim, todas mostraram algum nível de tensão depois de cimentadas ou parafusadas. Quando se comparou as próteses cimentadas feitas com moldeira aberta e com moldeira fechada não se obtiveram diferenças significativas. Porém 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 igualmente altos níveis de tensão.

KARL et al. (2004) fizeram um estudo para quantificar a tensão provocada por 4 tipos diferentes de próteses fixas (cimentada, parafusada/cilindro de plástico, parafusada/cilindro de ouro e parafusada/cimentada). Foi feita uma moldagem de transferência de três

implantes *in vivo* a partir de uma situação clínica real. Estes foram fixados em um bloco de resina epoxi (Araldit; Alemanha) a qual tem propriedades mecânicas similares ao osso trabecular, sendo assim uma simulação da boca do paciente. Para a confecção das estruturas protéticas foram feitas novas moldagens e confecção de modelos, como preconizado para cada tipo de prótese. Todas as próteses foram individualmente avaliadas por dois clínicos experientes para a certificação da existência de uma adaptação aceitável. Durante todos os passos laboratoriais os parafusos dos pilares assim como os das próteses estiveram apertados com aparelho controlador de torque (Nobel Biocare). Foram colocados medidores de tensão nos implantes do bloco de resina e nas próteses para a quantificação das tensões geradas após os procedimentos de fabricação. Todas as próteses tiveram níveis mensuráveis de tensão, mostrando que mesmo sendo produzidas de maneira criteriosa, e posteriormente avaliadas por clínicos experientes, apresentaram algum grau de desadaptação. Segundo os autores este estudo mostrou que métodos de avaliação clínica de desadaptação não são capazes de detectar desadaptações “ocultas” nas restaurações com implantes.

KOKE et al. (2004) compararam dois tipos de metais utilizados para a confecção de estruturas metálicas de próteses implantadas e a influência do método de fabricação na adaptação sobre determinado componente intermediário. Dois análogos de implantes foram inseridos em um bloco de alumínio a uma distância de 21 mm entre os mesmos. Dez estruturas metálicas foram fundidas em Ti cp (Titânio comercialmente puro) e 10 estruturas fundidas em CrCo (Cromo-cobalto), todas em monobloco. Um outro grupo de 10 estruturas foi fundido em Ti, em duas peças, para depois ser soldado a laser. Todas as estruturas foram parafusadas sobre o modelo de alumínio com torque de 18 Ncm. As desadaptações verticais entre as peças fundidas e o intermediário foram medidas com um microscópio ótico com 160X de aumento. Foram medidos 8 pontos ao redor das interfaces. Cada medida foi repetida 3 vezes pelo mesmo operador. As estruturas de Ti fundidas em monobloco demonstraram desadaptações verticais de 40µm em média comparado com 72µm para as estruturas fundidas em CrCo. Esta diferença não foi

estatisticamente significativa devido à grande variação dos valores para o CrCo. Entretanto, as estruturas fundidas em duas peças e soldadas a laser mostraram uma adaptação significativamente melhor em comparação com os outros grupos (média de $17\mu\text{m} \pm 6\mu\text{m}$ / $P < 0,01$). Os autores concluíram que a adaptação de estruturas metálicas de próteses parciais fixas sobre implantes fundidas em Ti cp monobloco são preferíveis àquelas fundidas em CrCo monobloco, e a precisão da adaptação pode ser grandemente melhorada se for utilizada a técnica de fundição separada (em duas peças) e depois soldadas a laser.

LONGONI et al. (2004) propuseram uma técnica de associação entre cimentação resinosa intra oralmente previamente à soldagem a laser, a qual pode ser utilizada em casos de próteses fixas totais implanto-suportadas. Após três meses da colocação dos implantes e dos provisórios com carga imediata inicia-se o processo de confecção da prótese definitiva. Para isso os autores utilizaram todas as referências dadas pelos provisórios, como a posição dos dentes e o registro da dimensão vertical de oclusão. Uma sobre-estrutura metálica foi encerada e fundida em titânio, sobre “copings” também de titânio, previamente instalados sobre os análogos de pilares no modelo mestre, mantendo um espaço para o cimento resinoso. Em uma próxima etapa clínica, os “copings” foram posicionados sobre os pilares instalados na boca do paciente e sobre eles foi cimentada, com cimento resinoso, a sobre-estrutura metálica, protegendo com cera a entrada dos parafusos de fixação prótese-pilar. A solda a laser foi então utilizada para unir fisicamente os “copings” à estrutura metálica, antes unidos pela cimentação. A passividade da sobre-estrutura metálica foi determinada intra-oralmente usando o procedimento de cimentação.

Com relação ao aperto das infra-estruturas, **BARBOSA et al.**, em 2005 avaliaram o desajuste vertical de infra-estruturas 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 10 Ncm (T1) com o auxílio de um torquímetro manual e fazia-se a leitura dos desajustes por meio de microscopia eletrônica de varredura sob

aumento de 500x. Em, seguida, aplicava-se um torque de 20 Ncm (T2) e novamente era realizada a leitura dos desajustes. Os autores observaram uma diferença estatisticamente significativa entre os desajustes 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 desajuste observados após a aplicação de 20Ncm. Os autores concluíram que o grau de desajuste pode diminuir quando os torques são aplicados de acordo com os valores recomendados pelos fabricantes.

NATALI et al (2005) estudaram a tensão no tecido ósseo peri-implantar provocada por desadaptações das próteses fixas sobre implantes. Dois tipos de desadaptações lineares foram analisados, nas direções mesio-distal e vestibulo-lingual. Foi utilizado um modelo de elementos finitos de uma porção de mandíbula contendo dois implantes unidos por uma barra de ouro, esta continha uma extensão simulando um cantilever. Diferentes condições de carga oclusal foram simuladas. As análises numéricas mostraram áreas significantes de tensão no tecido ósseo peri-implantar. Neste estudo as tensões induzidas pelas desadaptações foram muito parecidas com as tensões induzidas por cargas oclusais

NEVES et al. (2005) relataram casos clínicos de implantes fraturados fazendo uma abordagem prática sobre as prováveis causas e as possíveis formas de retratamento. Os autores lembraram da importância de se respeitar os aspectos biomecânicos em próteses implantadas.

Também em 2005, **KARL et al.**, fizeram um estudo para quantificar a tensão provocada por 4 tipos diferentes de próteses fixas (cimentada, parafusada/cilindro de plástico, parafusada/cilindro de ouro e parafusada/cimentada) sobre implantes quando instaladas, em dois momentos: após a fundição da estrutura metálica e após a aplicação da porcelana. Três implantes foram colocados em um modelo simulando uma situação clínica nos quais foram posicionados medidores de tensão. Foram seguidos protocolos, clínicos e laboratoriais, de confecção das próteses. Todas as próteses geraram tensões quando instaladas. Nem o tipo de retenção (cimentada ou parafusada) ou o modo de fabricação (cilindros de plástico ou de ouro) tiveram influência significativa no desenvolvimento da tensão. A aplicação de porcelana causou

aumento na tensão em todos os tipos de próteses testadas. Os menores valores de tensão foram descobertos no grupo parafusada/cimentada, onde uma estrutura metálica é confeccionada e cimentada sobre os cilindros de ouro que por sua vez são parafusados sobre seus respectivos pilares. Os autores concluíram que procedimentos convencionais de confecção das próteses sobre implantes não são capazes de produzir estruturas com passividade absoluta e que a aplicação de porcelana é um fator a mais para o desenvolvimento dessas tensões.

BARBOSA (2006) analisou comparativamente, por meio de MEV, o ajuste vertical e horizontal entre pilar UCLA e implante utilizados em infra-estruturas de cinco elementos, fundidas em monobloco e depois após soldagem a laser. Foram utilizados três materiais diferentes: Titânio cp (Grau 1), ligas de Cr-Co e ligas de Ni-Cr-Ti. Avaliou-se também a passividade destas estruturas através do teste do parafuso único e as tensões geradas ao redor dos implantes através da fotoelasticidade. Houve melhora estatística significativa nas adaptações das estruturas para os todos os materiais após o seccionamento e soldagem a laser.

2.2 – Solda a laser

GORDON & SMITH (1970) afirmaram que o laser tem conferido à Odontologia, maior rapidez, economia e técnica mais meticulosa na união de metais, contribuindo com evolução histórica dessa profissão. Os trabalhos iniciais com soldagem a laser começaram em 1967. O aparelho utilizado foi um laser Optics 8-869, com cristal de Neodímio. Relataram ainda, que existe relação crítica entre a quantidade de energia e a área do ponto de soldagem. Observaram também, que a lisura ou a presença de orifícios profundos na região soldada estavam relacionadas à quantidade de energia aplicada. A prótese foi soldada sobre o modelo mestre sem causar dano a este. Os tiros eram sobrepostos. Procedeu-se o polimento da união soldada, tendo-se o cuidado de remover a mínima quantidade de metal, e a camada de resina

acrílica foi completada. A quantidade de energia utilizada foi de aproximadamente 11 a 16 joules com tempo de duração do impulso de 4ms, no início, e 8ms no decorrer do processo. Os autores chamaram atenção para algumas vantagens observadas no uso da solda 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 4 minutos para prótese parcial fixa de três elementos, sendo em média duas horas para brasagem), adaptação superior à da prótese fixa soldada de maneira convencional, possibilidade de execução em metais não preciosos, obtenção de vantagens estéticas e anatômicas como não obliteração da área interproximal, respeitando a papila interdental. Concluíram, ainda, que a precisão de adaptação das próteses soldadas a laser é limitada pela fidelidade dos modelos e troquéis, visto que nenhum outro passo intervém na união soldada. O acompanhamento clínico tem demonstrado um grau de satisfação e precisão maior do que o obtido com as técnicas de soldagem convencional. O tempo de trabalho requerido pelo técnico é dez vezes menor na soldagem a laser, quando comparado às técnicas convencionais.

YAMAGISHI et al. (1993) defenderam Ti no uso odontológico pelas suas ótimas propriedades mecânicas, biocompatibilidade e segurança, porém afirmaram que os métodos de soldagem ainda não estão adequadamente desenvolvidos. Estes autores fizeram um estudo comparando áreas de Ti soldadas a laser (Nd:YAG) com relação à irradiação da atmosfera (ar ou argônio), a intensidade dessa irradiação. Eles concluíram que a soldagem a laser é mais efetiva quando realizada em atmosfera de argônio, embora os resultados sejam bastante diferentes quando se altera a intensidade da irradiação do laser. Sendo assim, mais pesquisas são necessárias para determinar qual a melhor intensidade.

BERG et al. (1995) compararam as propriedades mecânicas do titânio fundido com o titânio fresado antes e após soldagem a laser com uma liga de ouro tipo IV (grupo controle). Os autores relataram que as dificuldades encontradas nos processos de fundição e soldagem do Ti ocorrem devido ao

alto ponto de fusão, grande reatividade química, dificuldade de escoamento e baixo peso específico. Foram feitas estruturas em forma de halteres. Estas foram separadas com disco de carborundum e depois soldadas a laser (Ti - grau 2) e por brasagem (Ouro tipo IV). A espessura do espaço para a solda foi rigorosamente controlada. Foi utilizado energia de 20J/7,5ms e 15J/7,5ms em um aparelho de laser à base de *Neodinium* (Hass laser, 91114). As amostras foram então avaliadas em uma máquina de teste universal (Instrons Corp., Canton, Mass). Micrografias eletrônicas de varredura foram feitas em algumas amostras que sofreram fratura. Os autores concluíram que em termos de resistência não existiram diferenças estatísticas significantes entre as estruturas de titânio fundido e titânio fresado. As estruturas de titânio soldadas foram tão fortes quanto as estruturas de ouro soldadas. Ambos os tipos de soldagem promovem uma importante redução na ductibilidade dos materiais. A presença de porosidades nas regiões soldadas a laser parece ser o fator de maior importância para a resistência das estruturas em todos os grupos.

WANG & WELSCH (1995) examinaram a qualidade, as características metalúrgicas e as propriedades mecânicas do Ti cp e do Ti-6Al-4V. As amostras, com 3mm de diâmetro e 40 mm de comprimento, foram soldadas por diferentes processos: solda a laser, soldagem em gás inerte de Tungstênio e brasagem com o método de radiação infravermelho. Foram feitas 48 amostras para cada tipo de metal, sendo 16 para cada tipo de soldagem. Para a soldagem a laser foi utilizado, após estudo piloto, um nível de energia de 18 J/pulso durante 2Hz/12ms. As amostras passaram por testes mecânicos, análises em microscopia eletrônica de varredura, exames metalográficos e testes de microdureza. Todas as amostras soldadas a laser exibiram uniões incompletas, somente as regiões periféricas foram unidas. Segundo os autores este fato ocorreu devido à limitada capacidade de penetração do feixe de laser de Nd:yag utilizado. Os autores comentaram que as uniões incompletas pelas soldagens a laser também têm sido documentadas nos estudos de Sjogren et al. (1988) e Roggensack et al. (1993) e que no sistema Procera as uniões também ocorrem nas regiões mais periféricas com 0,5 a 0,8 mm de profundidade de penetração da solda em todo o diâmetro. Devido a este fato,

procedimentos como desgaste e polimento nestas regiões soldadas devem ser evitados.

Em 1998, **CHAI & CHOU** avaliaram as propriedades mecânicas de barras de 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 tensão, resistência ao escoamento e porcentagem de alongamento. Um total de 57 barras foi dividido em nove grupos: Grupo A (290V/8ms), grupo B (290V/10ms), grupo C (290V/12ms), grupo D (300V/8ms), grupo E (300V/10ms), grupo F (300V/12ms), grupo G (310V/8ms), grupo H (310V/10ms), grupo I (310V/12ms), e grupo controle. A voltagem foi o único fator significativo a influenciar na resistência à tensão e na resistência ao escoamento nas uniões soldadas. A duração do feixe não foi um fator significativo para estes dois fatores. Com relação à porcentagem de alongamento os melhores valores foram 300V/12ms. 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.

WANG & CHANG, em 1998, estudaram o pulso de laser utilizado nas soldagens de estruturas de Ti levando em consideração a quantidade (pulsos simples ou múltiplos) e a energia dos feixes. Sabe-se que a profundidade limitada de penetração do feixe de laser é o principal responsável por irregularidades nas uniões soldadas. Todas as zonas de fusão nas próteses soldadas a laser são sobrepostas, pequenas áreas não soldadas entre estas zonas de fusão podem agir como microrrachaduras, as quais poderiam enfraquecer as uniões que estão submetidas a carga durante a mastigação. Os autores chegaram à conclusão que o aumento da potência do feixe não aumenta significativamente a profundidade de fusão do Ti na região de solda, pois este metal não conduz eficazmente tamanha quantidade de energia, sendo que o excesso de calor somente volatiliza alguns de seus componentes químicos. Utilizando múltiplos pulsos de laser com uma energia moderada (2 J com 20 Hz e 240 V) obtiveram-se melhores resultados com

relação à profundidade de penetração do feixe e, consequentemente, menores irregularidades na solda.

Em 2000, **SOUZA et al.** avaliaram as propriedades metalúrgicas de estruturas metálicas soldadas a laser e por brasagem comparando os dois métodos entre si. A liga metálica utilizada foi a de Au-Pd. Os corpos-de-prova consistiram de chapas da liga fundida em dimensões retangulares que foram soldadas na posição topo a topo. Os corpos-de-prova soldados por brasagem foram unidos com resina e depois fixados em material refratário de revestimento, o espaço para a solda deixado entre eles foi de 0,25mm. Para a soldagem à laser os corpos foram fixados da mesma forma, a fonte utilizada foi o cristal Nd:YAG com potência de feixe de 0,5 a 20 ms e uma tensão de 310V. Após as soldagens os corpos-de-prova foram seccionados transversalmente para que fosse possível a análise em Microscópio Eletrônico de Varredura e para que fossem feitos os ensaios de dureza nas três regiões da junta soldada, ou seja, metal-base, zona afetada pelo calor (ZAC) e cordão de solda. O cordão de solda é constituído da parte fundida do metal da peça, que é denominada metal base, ou da soma deste com o metal adicionado para preencher a junta. A região adjacente à solda que tem sua estrutura ou suas propriedades alteradas pelo calor proveniente do processo de soldagem é denominada zona afetada pelo calor (ZAC). A distorção da peça, o tamanho e a microestrutura da ZAC e a microestrutura da solda dependem da energia de soldagem (calor) fornecida à peça, a qual varia conforme o processo utilizado. Verificou-se que, na brasagem, o metal-base e o cordão de solda, apresentaram microestruturas distintas, e que na soldagem a laser foram identificadas três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal-base. Devido ao feixe de solda a laser transferir uma menor energia ao metal-base, este minimizou o tamanho da ZAC, em consequência, não deve causar distorção significativa nas peças protéticas, sendo, portanto, um processo adequado para a substituição da brasagem neste tipo de aplicação.

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. Este estudo se propôs a examinar a resistência das uniões de titânio soldadas a laser em vários níveis de saída 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. Para determinar as condições de duração de pulso e diâmetro do ponto da solda foram preparados blocos de titânio. Estes foram soldados e depois separados (quebrando-os) para a análise da profundidade de penetração. As condições utilizadas nesta etapa foram: voltagem de 160-300A, duração do pulso de 1-13ms e diâmetro do pulso de 0,4-1,8mm. Baseados nos dados obtidos, foram soldados novos blocos de titânio (com 0,5 e 1,0 mm de espessura) utilizando duração de pulso de 10ms e diâmetro do ponto de solda de 1,0mm. Nesta etapa variou-se apenas a voltagem de 180 a 300 A, em incrementos de 30 A. Testes de resistência elástica foram feitos com máquina de teste universal. Para as amostras com 0,5mm de espessura, a força de rompimento das amostras soldadas a laser nas voltagens de 240, 270, e 300 A não foram estatisticamente diferentes das amostras do grupo controle (blocos sem solda). Não houve diferenças significativas na força de rompimento entre as amostras de 1,0mm de espessura soldadas nas voltagens de 270 e 300 A e o grupo controle. Os autores 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, contribuindo para falhas.

IWASAKI et al. (2004), estudaram a relação entre alguns parâmetros de operação do aparelho de soldagem a laser com distorções provocadas em placas de titânio. Os resultados mostraram que quando se solda apenas um lado da placa as distorções aumentam com o aumento dos pontos soldados. Porém esta distorção é reduzida quando se solda com o mesmo número de

pontos o outro lado. A soldagem de quatro pontos, bem distribuídos ao redor da barra, antes que se faça a soldagem propriamente dita reduziu significativamente as distorções. Os autores chamam estes pontos de pré-soldagem. Utilizando os pontos pré-soldagem e alternando os pontos ao redor da placa obtiveram-se os menores valores de distorção.

2.3 – Teste do Parafuso Único / Teste de Sheffield

JEMT (1991) fez um estudo retrospectivo com o propósito de identificar problemas e complicações relacionadas ao tratamento com próteses fixas sobre implantes tanto em maxilas quanto em mandíbulas. Foram estudados 391 casos. Neste artigo o autor citou toda a seqüência de tratamento utilizada em todos os pacientes. O quarto passo desta seqüência definiu o protocolo de checagem da adaptação das estruturas protéticas. Primeiramente se apertava o parafuso de ouro de uma extremidade da infra-estrutura protética com o intuito de checar a desadaptação da outra extremidade. Uma vez visualizada alguma desadaptação o parafuso era desapertado para se realizar um novo procedimento. O parafuso de ouro do pilar mais intermediário da infra-estrutura era apertado até que se sentisse a primeira resistência. Neste momento a posição da chave de fenda era identificada antes que se desse o torque final de 10 a 15 Ncm. Se fosse necessário mais que meia volta (180°) para esse aperto final, a estrutura era considerada insatisfatória em termos de adaptação e então encaminhada para ser seccionada. Este teste era feito para todos os parafusos na seqüência dos mais intermediários para os das extremidades.

Segundo **JEMT** (1994a), a verificação da adaptação da infra-estrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a confecção de uma prótese implanto suportada, pois nenhuma fundição apresentará adaptação completamente passiva em nível micrométrico. Ele ressaltou a necessidade de uma técnica clínica, ou seja, a adaptação checada a nível clinicamente aceitável, em que pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e o implante, antes do aperto do parafuso, sejam permitidas. No mesmo artigo, **PAREL** (1994) relatou que a obtenção de peças 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 ajuste por meio de inspeção visual e da utilização do parafuso, ou seja, apertar o parafuso mais distal e observar a adaptação do outro lado da peça. Segundo o autor, essa técnica é facilmente utilizada no laboratório e deve ser repetida clinicamente.

SILVA (2001) estudou o desajuste marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem laser, antes e após eletroerosão, por meio da análise de assentamento passivo. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas a partir do modelo mestre metálico com cinco implantes fixados na região intra-foramidal, paralelos entre si, e fundidas em Ti c.p. (Rematitan – Dentauro – Alemanha). As amostras foram divididas em dois grupos: G1 - 10 infra-estruturas fundidas em monobloco e G2 - 10 infra-estruturas previamente seccionadas em 4 pontos, fundidas e submetidas à soldagem 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 um microscópio ótico Olympus STM (Japão) com precisão de 0,0005mm, observou-se que o grupo 1 (peças em monobloco), obteve a pior adaptação marginal, já o grupo 2 (seccionado e soldado a laser), 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.

ALVES (2003) avaliou o grau de adaptação de estruturas pré-fabricadas em titânio c.p. antes e após a soldagem a laser e de estruturas fundidas em monobloco em titânio c.p. antes e após a soldagem a laser. A partir de um modelo de acrílico contendo 3 implantes obtiveram-se os corpos-de-prova. O grupo 1 foi constituído de 10 corpos-de-prova nos quais se utilizou pilares UCLA de titânio unidos por barras de titânio através de soldagem a laser. O

grupo 2 constituiu-se de 10 corpos-de-prova nos quais se utilizou pilares UCLA calcináveis unidos por barras calcináveis e fundidos em monobloco. O grupo 3 foi obtido a partir do grupo 2 nos quais 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 0,5 µm e aumento de 30 vezes. 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.

COSTA et al., em 2003 avaliaram a adaptação marginal de estruturas metálicas sobre implantes, fundidas em Ni-Cr-Ti (Tilite Omega) comparando com a obtida em estruturas fundidas em Pd-Ag (Porson 4). Utilizou-se uma réplica de mandíbula com quatro implantes de 10 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro. Foi feita a moldagem de transferência para a confecção do modelo de trabalho sobre o qual se fundiu em monobloco 8 estruturas metálicas de Ni-Cr-Ti e 8 estruturas de Pd-Ag. Utilizou-se pilares UCLA calcináveis que receberam torque de 10 Ncm antes do processo de enceramento certificando assim a prévia adaptação desses pilares às réplicas. Para medir as desadaptações foi utilizado o teste de Sheffield, onde somente um implante (#1) foi aparafusado com torque de 20 Ncm e os outros três implantes avaliados pelas faces linguais e vestibulares, sendo três repetições para cada estrutura pelo mesmo examinador. As medições foram feitas com o medidor óptico tridimensional (RAM Optical Instrumentation Inc., Irvine, CA, USA). Os dados foram submetidos a testes estatísticos ANOVA e quando necessário o teste de Tukey ($p < 0,05$) comparando quanto a material, posição e implante. Concluiu-se que as estruturas fundidas em monobloco de Ni-Cr-Ti sofreram distorções menores que as fundidas em Pd-Ag pois geraram menores desadaptações quando submetidas ao teste de Sheffield.

SOUSA (2003) comparou a precisão de adaptação de infra-estruturas protéticas de titânio fundidas em monobloco com estruturas protéticas confeccionadas através de cilindros pré-fabricados unidos por soldagem a laser. Avaliou também a efetividade do processo de eletroerosão na diminuição do desajuste marginal. A partir de uma matriz metálica de cobre-alumínio que simulou uma situação clínica de uma mandíbula, desdentada total com cinco implantes, confeccionou-se os corpos de prova. Formou-se quatro grupos de estudo: G1 (5 estruturas fundidas em monobloco), G2 (5 estruturas fundidas em monobloco e submetidas a eletroerosão), G3 (5 estruturas soldadas a laser) e G4 (5 estruturas soldadas a laser e submetidas a eletroerosão. Antes das soldagens a laser, os cilindros de titânio receberam torque de 10 Ncm. 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 0,5 μ m e aumento de 30 vezes. O autor concluiu que as estruturas fundidas em monobloco apresentaram os piores resultados com relação a adaptação e que a aplicação da eletroerosão melhorou significativamente a adaptação independente da técnica utilizada.

EISENMANN et al. (2004) estudaram o processo de eletroerosão (Spark Erosion System – SAE Dental, Alemanha) como meio de otimizar a adaptação de estruturas metálicas em próteses implantadas. Seis ligas metálicas foram fundidas em liga de ouro e seis em titânio puro, em monobloco, e depois tiveram sua adaptação refinada através do método de eletroerosão. As medições foram feitas antes e depois da eletroerosão utilizando dois diferentes métodos: Microscopia eletrônica de varredura com o teste de Sheffield e análise de tensão fotoelástica com luz monocromática. Os resultados dessas duas técnicas demonstraram melhoras significantes na passividade de adaptação de todas as 12 estruturas metálicas após a eletroerosão. Esta melhora foi estatisticamente significativa para as estruturas em titânio.

McDONNELL et al. (2004) fizeram um trabalho no qual avaliaram a influência da alteração dimensional de dois tipos de resinas acrílicas autopolimerizáveis (Duralay e GC Pattern) comumente usadas na clínica diária

para indexação de estruturas metálicas nas remoções para soldagens. Os autores afirmam que a somatória dos procedimentos clínicos e laboratoriais podem influenciar no resultado final da adaptação das estruturas metálicas sobre implantes. Três réplicas de implantes foram posicionadas de maneira eqüidistantes 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, simulando uma separação para solda. Foi feita a união para a solda com as resinas, padronizando 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 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, independente 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 utilizou-se GC estavam adequadamente adaptadas. No intervalo de 24 horas nenhuma das amostras exibiram adaptação passiva visual.

SARTORI et al. (2004) comparou peças protéticas obtidas pelo método convencional de fundição em ouro e peças obtidas através de fundição em titânio, antes e após os procedimentos de eletroerosão. A comparação foi feita em relação à interface vertical que se estabeleceu entre o intermediário e a prótese, sobre várias condições de aperto do parafuso de ouro incluindo o teste de Sheffield. Foram fundidas cinco próteses em Ti e cinco com ligas à base de ouro. As leituras foram realizadas em um microscópio ótico comparador e os dados submetidos a análises de variância, ANOVA, e teste de Tukey. Pôde-se concluir que as interfaces, quando os dois grupos foram analisados em monoblocos antes da eletroerosão foram mais satisfatórias para o grupo em liga de ouro quando os parafusos estavam apertados, assim como quando o lado contrário ao apertado foi analisado, sendo que nessa última análise, os

dados não mostraram diferença estatisticamente significativa; o procedimento de eletroerosão diminuiu as interfaces para os dois grupos sob todas as condições de aperto ou desaperto do parafuso. A comparação entre os dois grupos após a eletroerosão não mostrou resultados estatisticamente significantes quando o lado contrário ao aperto foi analisado. No entanto, o grupo em liga de ouro mostrou interfaces melhores quando o lado apertado foi analisado e quando os dois parafusos estavam apertados.

3 - PROPOSIÇÃO:

Reconhecendo a importância de se construir próteses sobre implantes bem adaptadas e a necessidade de otimizar os resultados obtidos nas soldagens a laser de pilares pré-fabricados de titânio (Pilar Laser – Conexão Sistemas de Próteses), este estudo se propôs a avaliar o ajuste vertical entre infra-estrutura metálica e implantes sob a influência de diferentes torques aplicados aos parafusos de pilares sobre as réplicas dos modelos de trabalho antes da soldagem a laser.

4 - MATERIAIS E MÉTODOS

A partir de um modelo mestre confeccionado em alumínio contendo 4 implantes obteve-se um modelo de gesso, através de moldagem de transferência, contendo 4 réplicas de implantes. Sobre este modelo, denominado modelo de trabalho, foram confeccionadas infra-estruturas metálicas utilizando pilares Laser de titânio unidos por barras de titânio através da soldagem a laser. Formou-se três grupos de estudos contendo 5 infra-estruturas metálicas cada: GTM, GT10 e GT20. No primeiro, foi dado apenas torque manual aos pilares antes de serem soldados. No segundo e no terceiro grupo foi dado torque de 10 Ncm e 20 Ncm, respectivamente, aos parafusos de pilares antes das soldas. As análises das interfaces entre pilares e implantes foram feitas por dois métodos diferentes utilizando o microscópio ótico Mitutoyo com 40 vezes de aumento. O primeiro método de avaliação denomina-se Teste do Parafuso Único e consistiu em se apertar o parafuso de pilar de uma extremidade da estrutura e avaliar a desadaptação vertical gerada na outra extremidade. O segundo método de avaliação foi feito com todos os parafusos de pilares apertados com torque de 20 Ncm. Os valores de interface foram analisados estatisticamente e discutidos considerando as diferentes condições de aperto. Foram gerados valores de interface de pilares parafusados e pilares não parafusados, no teste do Parafuso Único, e valores de interface quando todos os pilares estavam parafusados.

4.1-Confeccção do Modelo Mestre

O modelo mestre tem como finalidade abrigar os implantes, representando a situação clínica de um paciente. O trabalho laboratorial foi executado sobre um modelo de trabalho em gesso contendo análogos, obtido a partir de uma moldagem de transferência dos implantes fixados no modelo mestre.

O modelo mestre foi confeccionado na Oficina de Tornearia Mecânica da Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU, com o auxílio de um dispositivo paralelizador, a partir de uma barra maciça em alumínio com as seguintes dimensões: 43 mm (comprimento) x 21 mm (largura) x 11 mm (altura), contendo 4 orifícios de 3,75 mm de diâmetro. Estes foram dispostos em arco com distâncias variáveis entre si, assim como ocorre na maioria das situações clínicas. Foram feitas roscas internas nos orifícios com brocas formadoras de roscas.

Antes da instalação dos implantes o modelo mestre recebeu acabamento, polimento e limpeza desengordurante com acetona em aparelho de ultra-som. Foram fixados quatro implantes com hexágono externo, de 3,75mm de diâmetro por 10 mm de comprimento, do Sistema Conexão (Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil). A figura 1 mostra o modelo mestre com os implantes já instalados.



Figura 1 - Modelo mestre em alumínio

Justifica-se o uso do alumínio por ser este um bom condutor de elétrons, facilitando os trabalhos de microscopia eletrônica de varredura, já que o alumínio dispensa o preparo das amostras com banho de ouro.

4.2- Confeção do modelo de trabalho

4.2.1- Moldeira individual

Os componentes de moldagem (Tranfer Quadrado MS 3,75/4,0mm - Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil), foram posicionados sobre os implantes, sendo então realizado um alívio em cera rosa 07 (Wilson – Polidental – Brasil). Este procedimento visou criar espaço suficiente para o material de moldagem (aproximadamente 3 mm), como é recomendado pelo fabricante. A moldeira individual foi confeccionada em resina acrílica ativada quimicamente, adequada à técnica da moldeira aberta, isto é, com abertura oclusal para o acesso aos parafusos dos componentes de moldagem (figura 2).



Figura 2 – Moldeira individual

4.2.2- Moldagem de transferência

A moldagem de transferência seguiu o protocolo técnico da moldeira aberta, semelhante à execução utilizada na prática clínica. Os componentes de moldagem foram posicionados sobre os implantes e unidos entre si com pinos metálicos por meio de cola cianoacrilato (Super Bonder - LocTite®) e posteriormente reforçada com resina acrílica (Duralay – Reliance Dental Co), para evitar o deslocamento no ato da remoção do molde (figura 3).

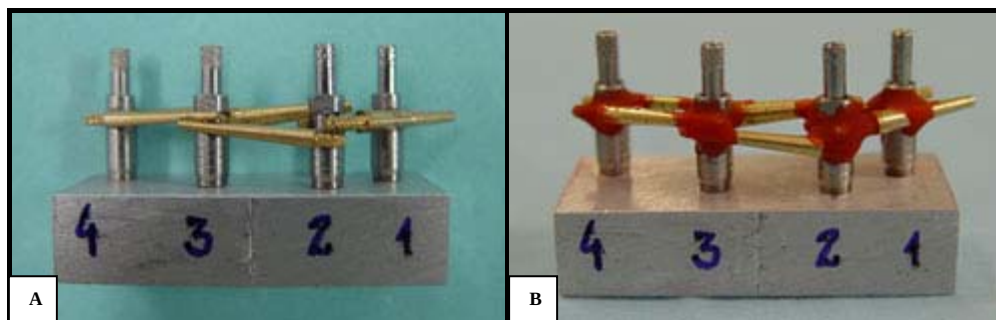


Figura 3: Componentes de moldagem esplintados; A. Com Super Bonder; B reforço da união com resina acrílica

Como material de moldagem foi utilizado um poliéter (Impregum-F® - 3M ESPE - Alemanha), espatulado conforme recomendações do fabricante, e o seu adesivo (Polyeter Adhesive – 3M ESPE – Alemanha). A Figura 4A ilustra os parafusos de trabalho dos componentes de moldagem trespassando a cera que veda a abertura oclusal da moldeira. A figura 4B mostra numa vista inferior os dois parafusos de fenda posicionados nos orifícios centrais para possibilitar a remoção do modelo mestre após a polimerização do poliéter.

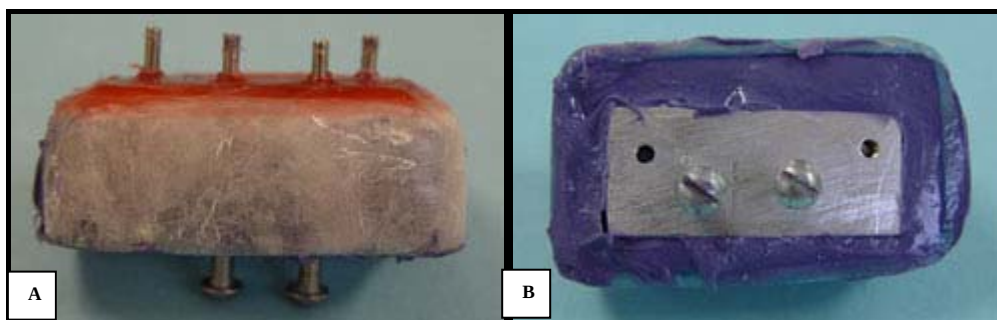


Figura 4: **A** – Parafusos dos componentes de moldagem trespassando a cera; **B** – Dois parafusos comuns colocados nos orifícios inferiores do modelo para facilitar a remoção.

4.2.3- Obtenção do modelo de trabalho propriamente dito

Após a remoção do modelo-mestre, permaneceram os componentes de moldagem no molde para adaptação dos análogos dos implantes (Análogos MS 3,75/4,0 – Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil) (figura 5A). Estes foram unidos com pinos metálicos, Super Bonder® e gesso pedra tipo IV para minimizar os efeitos de distorção provocados pela presa do gesso quando este é vazado em grandes quantidades (figuras 5B e 5C).

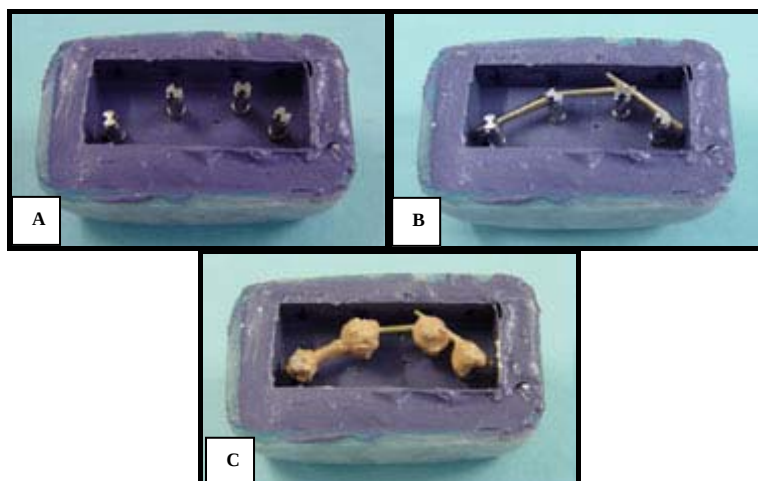


Figura 5:

- A** - Componentes análogos aos implantes posicionados sobre os componentes de moldagens
- B** - Componentes análogos esplintados com pinos e Super-Bonder
- C** - Porção inicial de gesso pedra especial

Depois da presa total desta primeira porção de gesso, o molde foi preenchido sob vibração com o mesmo gesso utilizado anteriormente, também proporcionado de acordo com as instruções do fabricante e manipulado manualmente. Após completa cristalização do gesso, o conjunto moldeira/molde foi removido com o desaperto dos parafusos de trabalho dos componentes de moldagem, obtendo-se o modelo de trabalho. Os análogos de implantes foram numerados de 1 a 4, da direita para a esquerda (figura 6).



Figura 6 – Modelo de trabalho em gesso pedra especial

4.3 – Obtenção das infra-estruturas:

A partir do modelo mestre foi confeccionado apenas um modelo de trabalho sobre o qual foram obtidas infra-estruturas a partir de soldagem a laser de barras de titânio (Barras Laser 2,0/ Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil) e pilares de titânio (Pilar Laser / Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil). A variável estudada foi o torque aplicado aos pilares previamente às soldas. Foram formados três grupos para as análises, contendo 5 infra-estruturas cada (Quadro 1):

Quadro 1 – Grupos de estudo

Grupos	Nº amostras	Variável
Grupo TM	5	Soldagem após torque manual
Grupo T10	5	Soldagem após torque de 10 Ncm nos parafusos de pilares
Grupo T20	5	Soldagem após torque de 20 Ncm nos parafusos de pilares

A Figura 7 ilustra uma infra-estrutura após a soldagem das barras de titânio instalada sobre o modelo mestre.



Figura 7 – Uma das infra-estruturas já confeccionada e instalada sobre o modelo de mestre.

Cada infra-estrutura foi composta por 4 pilares Laser. Foram utilizados apenas 20 pilares Laser, o suficiente para a formação de um grupo (Grupo TM). Os mesmos foram reutilizados nas etapas subseqüentes (Grupo T10 e Grupo T20).

4.4- Análise Inicial da Interface Pilar/Implante

Antes da execução das soldagens, todos os pilares passaram por um processo de análise em Microscopia Eletrônica de Varredura para que fosse avaliado o ajuste/desajuste da interface pilar/implante. Esta etapa serviu como controle, certificando que todos os pilares apresentassem entre si o mesmo padrão de adaptação sobre os implantes, garantindo assim que nenhum defeito vindo de fábrica, por exemplo, pudesse interferir nas etapas subseqüentes do trabalho.

Os pilares foram parafusados sobre os implantes do modelo mestre sem, no entanto, receberem torque com dispositivos controladores de torque (figura 8). Eles foram parafusados manualmente até que se sentisse a resistência da primeira rosca do parafuso, sem completar o aperto. Este procedimento visou garantir apenas a justaposição do pilar ao implante assegurando a não movimentação durante a análise no MEV. O torque nestes parafusos de pilares poderia “forçar” uma adaptação, e este não era o objetivo desta etapa do trabalho.



Figura 8 – Pilares Laser instalados com leve aperto manual para leitura em MEV

Foi utilizado o microscópio LEO-435 VP (Carl Zeiss – Alemanha), localizado no Núcleo de Apoio à Pesquisa – Microscopia Eletrônica Aplicada à Pesquisa Agropecuária de Escola Superior de Agricultura Luiz de Queiroz – USP (NAP – MEPA – ESALQ/ Piracicaba – SP) (figura 9).

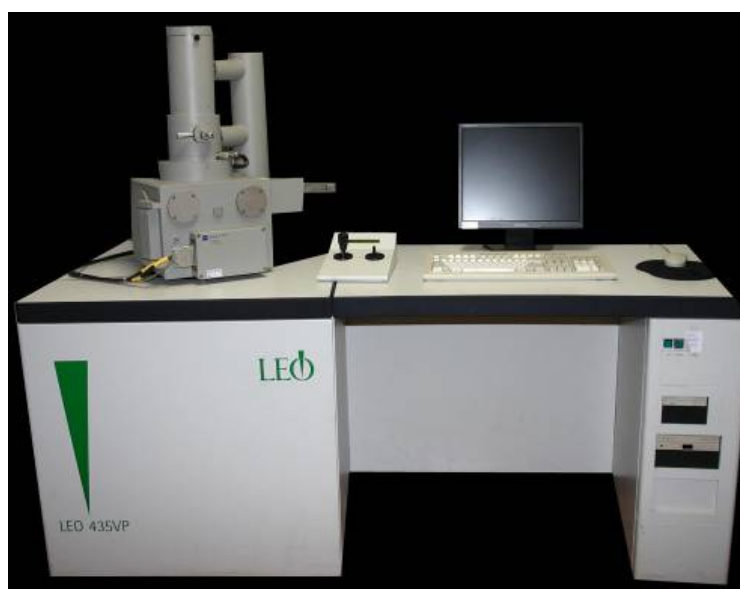


Figura 9 – MEV utilizado para a análise *inicial* da adaptação pilar /implante

A Figura 10 mostra em um aumento de 55 vezes as regiões analisadas, mesial e distal, de cada pilar.

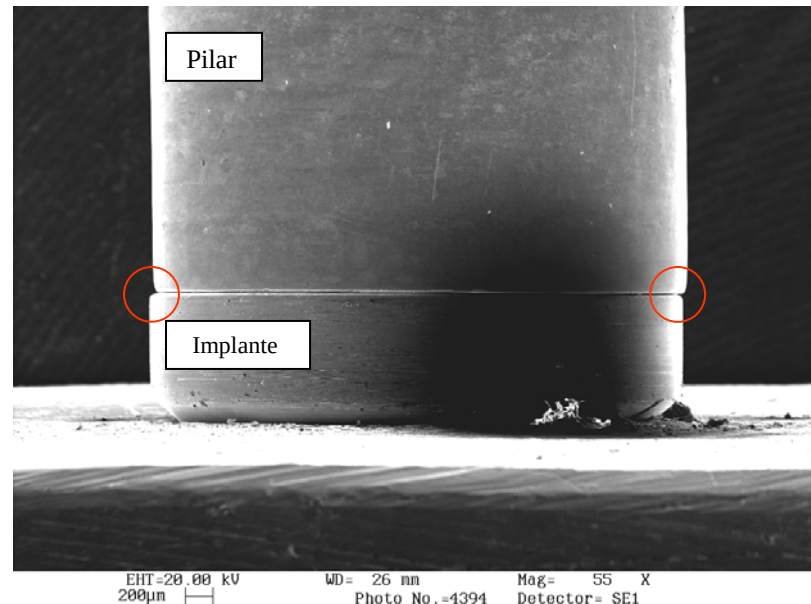


Figura 10 – Micrografia eletrônica de varredura com 55X de aumento

Foram feitas imagens com 500 vezes de aumento que foram armazenadas em um disco removível tipo ZIP Drive e posteriormente impressas em uma impressora de Jato de tinta (HP deskjet 3820 series).

As medidas foram realizadas a partir de traçados e orientados por uma escala em micrometros (μm), contida na porção inferior da foto, juntamente com as informações concernentes à magnitude da ampliação (figura 11).

Nesta etapa foram feitas, então, 2 fotos por pilar, referente às regiões mesial e distal de cada um, totalizando 40 fotos.

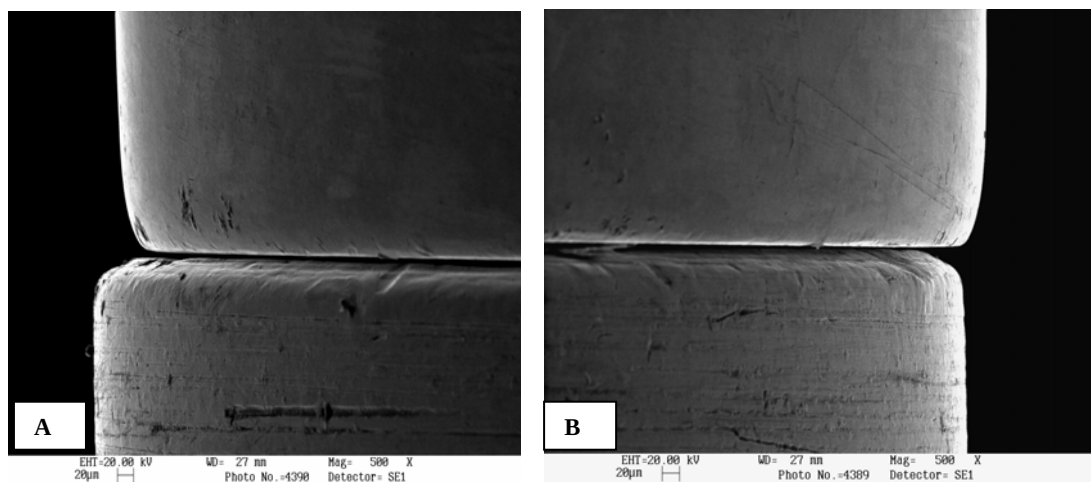


Figura 11 – Micrografias eletrônicas de varredura com 500X de aumento; A- Região mesial; B-Região distal

4.5- Procedimentos de soldagem à laser e análise das interfaces pilar/implante

Estes procedimentos foram divididos em etapas, pois foram feitos separadamente para cada grupo, sendo:

4.5.1 – 1ª Etapa – Procedimentos relativos ao grupo TM

4.5.1.1 - Soldas do Grupo TM

Primeiramente foi feito o ajuste das barras aos espaços interpilares. Foram utilizadas barras de titânio pré-fabricadas de 2 mm de diâmetro para a união entre os pilares (Barras Laser 2,0/ Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil). A barra foi soldada em um dos pilares e cortada, de maneira a deixar a outra extremidade justaposta ao pilar contíguo, ou seja, deixando o menor espaço possível entre o pilar e a extremidade da barra ainda não soldada (figura 12 A).

Na seqüência os pilares foram parafusados sobre o modelo de trabalho manualmente até que se sentisse a resistência dada pela primeira rosca do parafuso (figura 12 B). Nesta primeira etapa não foi utilizado dispositivo controlador de torque. O objetivo desse leve aperto foi apenas garantir a estabilidade dos pilares sobre os implantes.

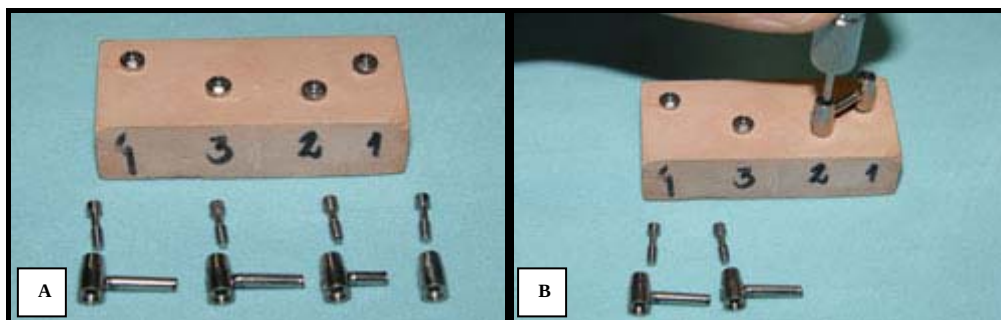


Figura 12:

A – Barras soldadas em apenas uma de suas extremidades e ajustadas para posterior soldagem da outra extremidade

B – Estabilização dos pilares no modelo de trabalho com leve aperto manual (apenas para as infra-estruturas do grupo TM)

As infra-estruturas, denominadas A, B, C, D e E, foram levadas ao aparelho de soldagem a laser (SISMA – LM500 – Itália) para que se terminasse de fazer as uniões (figura 13).



Figura 13 – Aparelho de soldagem a laser

Todos os pontos de solda deste trabalho foram executados por um mesmo profissional. Foram programadas potência ($P=18$), energia de 1,5 J/1,5ms e uma frequência de 3,0 Hz. Foram irradiados em média 35 pulsos por área unida, sendo que o diâmetro inicial dos pulsos foi de 0,2 mm e o final de 0,7mm. O diâmetro inicial menor possibilita alcançar áreas mais profundas e o maior diâmetro atinge as áreas mais externas, gerando um cordão de solda maciço.

Não foi acrescentado material aos pontos de solda. As uniões se deram pela fusão do material adjacente ao espaço para solda.

4.5.1.2 - Grupo TM – Teste do parafuso único:

As infra-estruturas foram assentadas sobre o modelo mestre para a execução do teste de passividade chamado Teste do Parafuso Único (TPU). Este teste consiste no apertamento de apenas um parafuso, de uma extremidade da prótese ou infra-estrutura metálica de próteses múltiplas para se analisar a interface pilar/implante da outra extremidade.

Primeiramente o pilar 1 recebeu o parafuso. Este foi apertado manualmente até que se sentiu a primeira resistência ao aperto (figura 14A). O objetivo desse aperto foi apenas impedir a movimentação da infra-estrutura sobre o modelo mestre, garantindo estabilidade para que fossem realizadas as análises. Foi utilizado um microscópio comparador (Mitutoyo TM-500 – Japão) (figura 15A e B) do (Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica – LIPO/ Faculdade de Odontologia – UFU) com aumento de 40 vezes (ocular de 20 vezes e objetiva de 2 vezes) e precisão de 1 μ m, no qual se analisou as regiões mesial e distal das interfaces dos pilares 1 (parafusado) e 4 (não parafusado). Depois, parafusou-se apenas o pilar 4 da mesma maneira citada anteriormente (figura 14B). Novamente esta infra-estrutura foi levada ao microscópio ótico para as análises das regiões mesial e distal das interfaces dos pilares 1 e 4.

Este procedimento de análise foi feito para todas as cinco infra-estruturas (A, B, C, D e E). Todas as leituras foram realizadas três vezes pelo mesmo examinador.

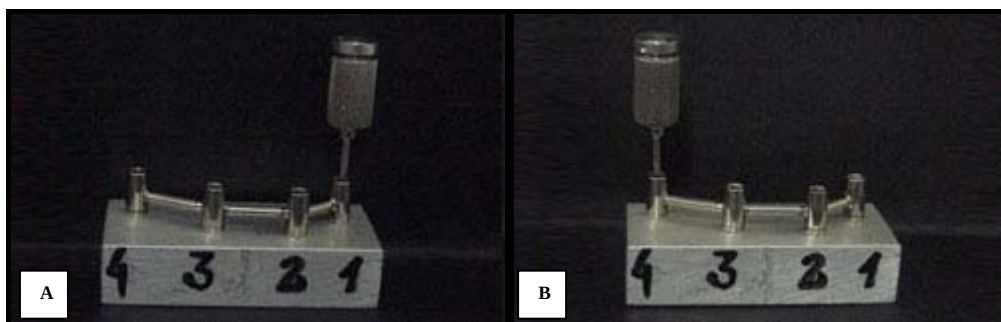


Figura 14: Teste do parafuso único

A – Pilar 1 sendo parafusado; **B** – Pilar 4 sendo parafusado

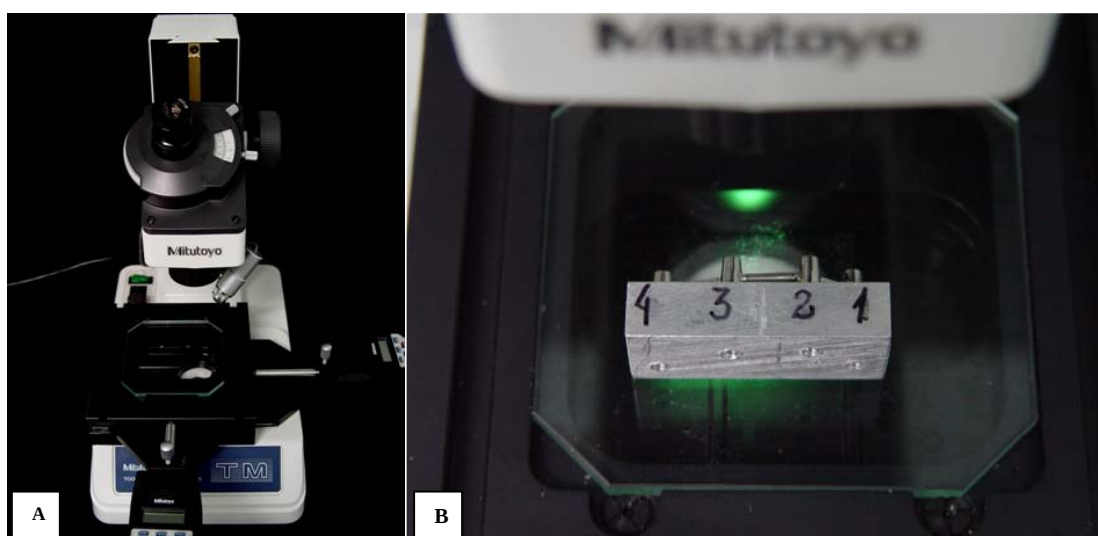


Figura 15: **A-** Microscópio Comparador Mitutoyo TM-500; **B** – Infra-estrutura posicionada para a realização das leituras

4.5.1.3 - Grupo TM – Análise da interface pilar/implante com todos os pilares parafusados:

Além do TPU foi utilizada uma segunda metodologia para se analisar as interfaces. Todos os parafusos de pilares das infra-estruturas receberam torque de 20Ncm e novas leituras foram feitas, nas regiões mesial e distal, agora para todos os pilares (1, 2, 3 e 4). Também foi utilizado o microscópio ótico comparador com aumento de 40 vezes. Todas as leituras foram repetidas três vezes pelo mesmo examinador e depois feitas as médias entre elas.

4.5.2 -2ª Etapa: Procedimentos relativos ao grupo T10

4.5.2.1 - Soldas do Grupo T10

Para o estudo do Grupo T10 foram utilizadas as mesmas infra-estruturas do Grupo TM. Para isso, as barras foram separadas dos pilares, na região do ponto de solda, em apenas uma de suas extremidades com um disco ultra-fino de Carborundum (Dentorium) de maneira a deixar o menor espaço possível entre barra e pilar (Figura 16A e B). Entretanto, este espaço ainda foi maior que o espaço deixado para as soldas na 1ª etapa. Então foi acrescentada uma pequena quantidade de Titânio através de um fio de Titânio (REIN TITAN DRAHT – 0,7mm/ Dentaurum – Alemanha) (Figura 17) às extremidades da barra antes da execução das soldagens. O objetivo desse procedimento foi diminuir o espaço entre barra e pilar, deixando-o igual ao deixado no Grupo TM. Este acréscimo foi feito através da fusão do fio de Ti no próprio aparelho de soldagem.

Nesta etapa, apenas um procedimento foi diferente da primeira. Antes da soldagem das barras os pilares receberam torque de 10 Ncm sobre os análogos no modelo de trabalho utilizando um dispositivo controlador de torque (Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil) (figura 18).

Todos os outros procedimentos relativos ao processo da soldagem propriamente dita seguiram o mesmo protocolo utilizado na 1ª etapa.

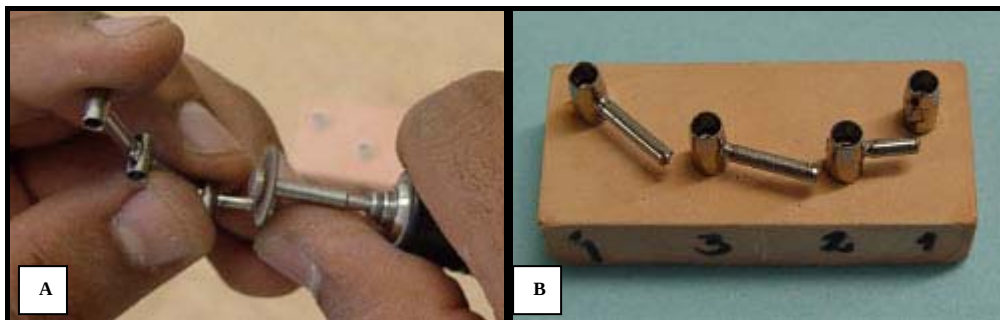


Figura 16: A- Separação barra/pilar em apenas um ponto soldado; B- Pilares posicionados sobre o modelo de trabalho



Figura 17: Fio de Titânio 0,7 mm

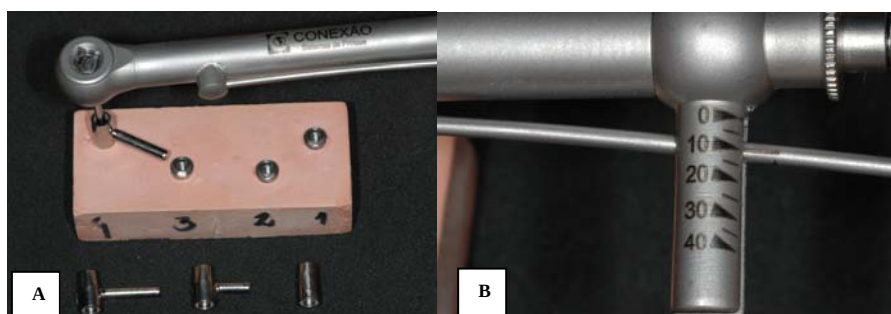


Figura 18: A- Torque de 10 Ncm dos pilares no modelo de trabalho para posterior soldagem (grupo T10); B- Vista superior aproximada do torquímetro utilizado

4.5.2.2 - Grupo T10 – Teste do Parafuso Único

Seguiu-se os mesmos passos citados na primeira etapa, item 4.5.1.2.

4.5.2.3 - Grupo T10 – Análise da interface pilar/implante com todos os pilares parafusados:

Procedeu-se da mesma maneira que no item 4.5.1.3.

4.5.3 - 3ª Etapa: Procedimentos relativos ao grupo T20

4.5.3.1 - Soldas do Grupo T20

As mesmas infra-estruturas novamente foram cortadas, seguindo o mesmo protocolo citado no Grupo T10. Houve também a preocupação em se deixar o mesmo espaço para a solda. Porém, antes das infra-estruturas serem novamente soldadas foi dado um torque de 20 Ncm em todos os pilares sobre os análogos do modelo de trabalho (figura 19).

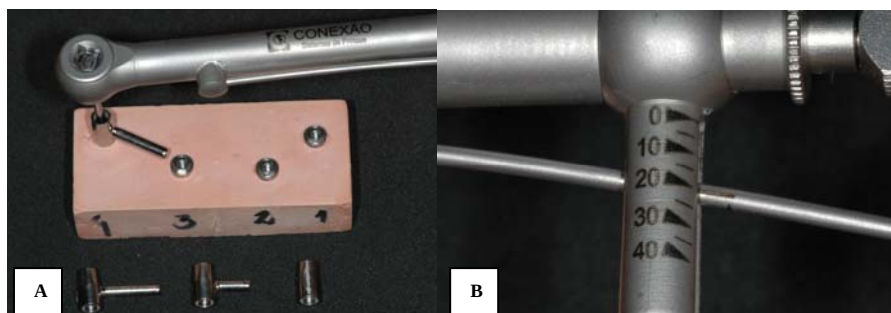


Figura 19 : **A** - Torque de 20 Ncm dos pilares no modelo de trabalho para posterior soldagem (grupo T20); **B** - Vista superior aproximada do torquímetro utilizado

4.5.3.2 - Grupo T20 – Teste do Parafuso Único

Seguiu-se os mesmos passo já citados nas etapas anteriores, itens 4.5.1.2 e 4.5.2.2.

4.5.3.3 - Grupo T20 – Análise da interface pilar/implante com todos os pilares parafusados:

Mesmos procedimentos realizados nos itens 4.5.1.3 e 4.5.2.3

4.6 – Análise estatística:

Foram feitas comparações intergrupos e intragrupos para os valores de interface mensurados a partir do Teste do Parafuso Único levando em consideração as duas condições diferentes de aperto do parafuso de pilar, pilares parafusados e pilares não parafusados. Sendo que para as comparações intergrupos utilizou-se o Teste de Kruskal Wallis e para as comparações intragrupos, o Teste de Wilcoxon. Ambos os testes não paramétricos.

Também foram feitas comparações intergrupos para os valores de interface quando todos os parafusos de pilares estavam apertados. Neste caso foi possível a utilização de testes paramétricos, assim o Teste de Análise de Variância (ANOVA) foi utilizado.

Os valores de interface dos pilares antes da execução das soldagens foram comparados aos valores de interface dos pilares depois das soldas nos três grupos, quando as leituras foram feitas com todos os pilares parafusados. Foi utilizado o teste de Wilcoxon.

5 - RESULTADOS

5.1 – Avaliação inicial da interface dos pilares em MEV:

A análise em MEV da interface dos 20 pilares utilizados gerou a Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Média entre valores mesial e distal (μm) da interface pilar/implante, em MEV:

Pilares da infra-estrutura A			
A1	A2	A3	A4
5	10	2,5	10
Pilares da infra-estrutura B			
B1	B2	B3	B4
10	10	2,5	5
Pilares da infra-estrutura C			
C1	C2	C3	C4
5	10	2,5	5
Pilares da infra-estrutura D			
D1	D2	D3	D4
2,5	10	2,5	5
Pilares da infra-estrutura E			
E1	E2	E3	E4
5	0	7,5	2,5

5.2 - Avaliação das interfaces pelo Teste do Parafuso Único:

O Teste do Parafuso Único (TPU) tem como objetivo principal verificar distorções ocorridas nas infra-estruturas após os processos de soldagem. Os dados foram coletados dando origem às tabelas I, II e III, em anexo, respectivamente para os Grupos TM, T10 e T20. A partir destas tabelas formou-se a Tabela 5.2, na qual foram calculadas as médias dos valores de

uma mesma interface conforme alguns autores (Castilho, 2000; Silva, 2001; Alves, 2003 e Sartori et al., 2004). Neste trabalho foram feitas médias entre as medidas M (mesial) e D (distal) de cada interface avaliada.

Tabela 5.2 – Médias dos valores de interfaces mesial e distal para os implantes 1 e 4 (em μm):

		G TM		G T10		G T20	
		Pilar 1 Parafus.	Pilar 4 Parafus.	Pilar 1 Parafus.	Pilar 4 Parafus.	Pilar 1 Parafus.	Pilar 4 Parafus.
A	1	14,5	29,5	6,5	38,16	8,66	215,33
	4	23	9,5	106,83	24,16	211,66	7,66
B	1	29	42,15	17,16	19,74	17,17	37,83
	4	128,8	11,65	136,33	11,33	242,66	6,83
C	1	11	49,8	13,17	142,16	15,5	98
	4	33	14,65	269,33	9,66	199,33	8,16
D	1	0	33,6	0	47,16	2,83	22,83
	4	100	9	99	10,16	71,67	5,83
E	1	5,15	23,3	7,16	8,33	7,83	29,83
	4	23,8	10,15	22,5	0	88,66	6

Os valores coloridos (azul, verde e vermelho) dispostos no Quadro 5.2 indicam as medidas de interface pilar/implante sem aperto de parafuso ao serem avaliadas no TPU. Os valores em preto indicam as medidas de interface quando os pilares estavam levemente apertados sobre os seus respectivos implantes no mesmo teste.

A partir deste quadro os valores foram agrupados de acordo com a condição de aperto dos pilares, ou seja, pilares parafusados e pilares não parafusados sobre os implantes do modelo mestre de alumínio. Assim foram construídas as Tabelas 5.3, 5.4, e 5.5 e feitas as análises estatísticas.

Tabela 5.3 - Valores médios das interfaces (em μm) das infra-estruturas do Grupo TM de acordo com as diferentes condições de aperto no TPU

G TM – Estrutura soldada com torque prévio manual		
	Pilares Parafusados	Pilares Não Parafusados
A	14,5	29,5
	9,5	23
B	29	42,15
	11,65	128,8
C	11	49,8
	14,65	33
D	0	33,6
	9	100
E	5,15	23,3
	10,15	23,8

Tabela 5.4 - Valores médios das interfaces (em μm) das infra-estruturas do Grupo T10 de acordo com as diferentes condições de aperto no TPU

G T10 – Estrutura soldada com torque prévio de 10 Ncm		
	Pilares Parafusados	Pilares Não Parafusados
A	6,5	38,16
	24,16	106,83
B	17,16	19,74
	11,33	136,33
C	13,17	142,16
	9,66	269,33
D	0	47,16
	10,16	135,33
E	7,16	8,33
	0	22,5

Tabela 5.5 - Valores médios das interfaces (em μm) das infra-estruturas do Grupo T20 de acordo com as diferentes condições de aperto no TPU

G T20 – Estrutura soldada com torque prévio de 20 Ncm		
	Pilares Parafusados	Pilares Não Parafusados
A	8,66	215,33
	7,66	211,66
B	17,17	37,83
	6,83	242,66
C	15,5	98
	8,16	199,33
D	2,83	22,83
	5,83	71,67
E	7,83	29,83
	6	88,66

A distribuição dos valores não obedeceu aos parâmetros da distribuição normal (paramétrica) sendo assim foram aplicados apenas testes não-paramétricos.

5.2.1 - Análises Intergrupos:

5.2.1.1 – Pilares Parafusados:

Através do Teste de Kruskal Wallis comparou-se GTM x GT10 x GT20 com relação aos pilares que foram parafusados no TPU (figura 20). Os resultados não se diferem estatisticamente ($p=0,403$) com 5% de significância.

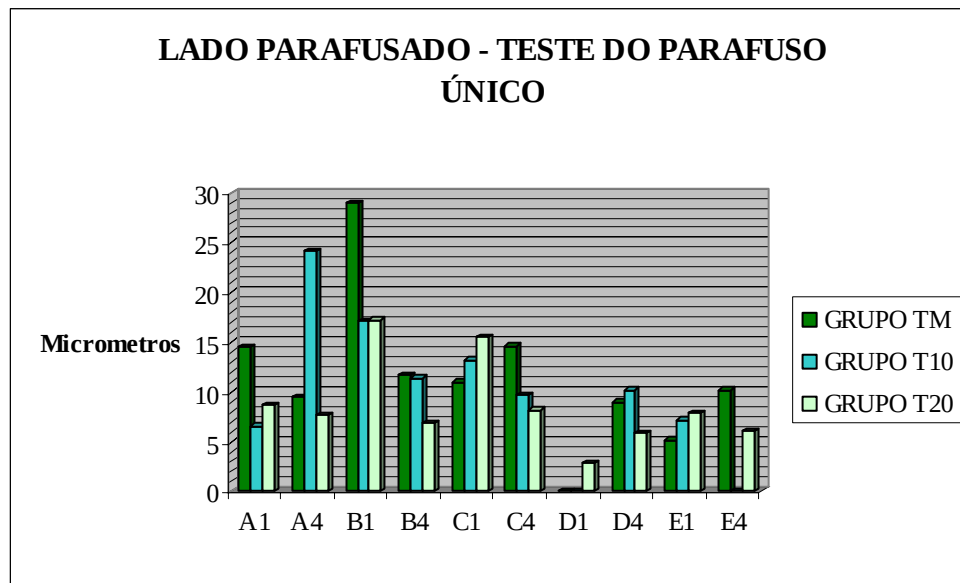


Figura 20 – Gráfico da comparação intergrupo dos valores de interface pilar/impante para os pilares parafusados no Teste de Parafuso Único.

5.2.1.2 – Pilares Não Parafusados:

Através do Teste de Kruskal Wallis comparou-se GTM x GT10 x GT20 para os pilares que não foram parafusados no TPU (figura 21). Os resultados não se diferem estatisticamente ($p=0,205$) com 5% de significância.

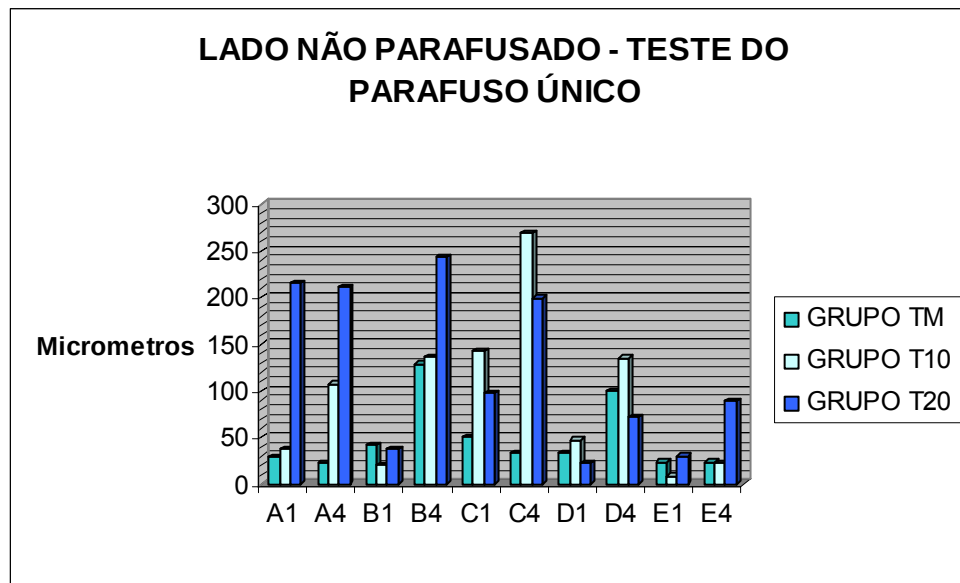


Figura 21 – Gráfico da comparação intergrupo dos valores de interface pilar/impante para os pilares **não** parafusados no Teste de Parafuso Único.

5.2.2 – Análises Intragrupos

Os valores de interface dentro de um mesmo grupo também foram comparados entre si, levando em consideração as duas condições de aperto dos parafusos no TPU. Para isso também foi utilizado o teste não-paramétrico Wilcoxon a um nível de significância de 5%. Para os três grupos as comparações mostraram o mesmo comportamento, diferenças estatisticamente significantes, com os valores de interface dos pilares parafusados menores que os valores de interface dos pilares não parafusados.

As figuras 22, 23 e 24 ilustram as comparações intragrupos através de gráficos.

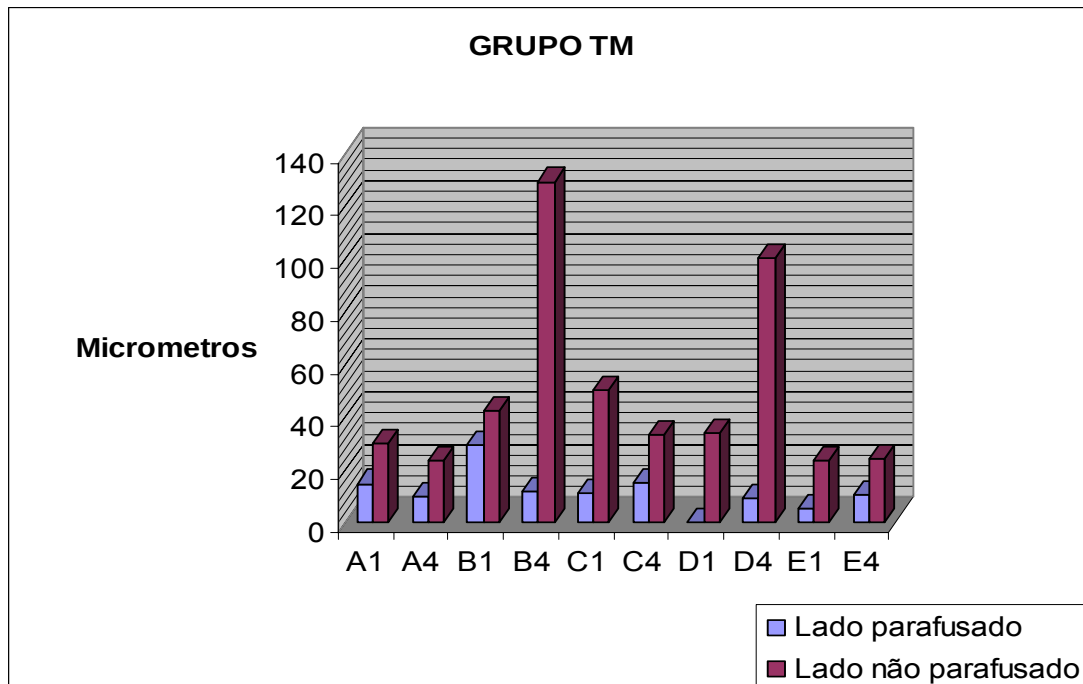


Figura 22 – Gráfico da comparação dos valores de interface para as duas condições de aperto do TPU das infra-estruturas do Grupo TM ($p=0,005$).

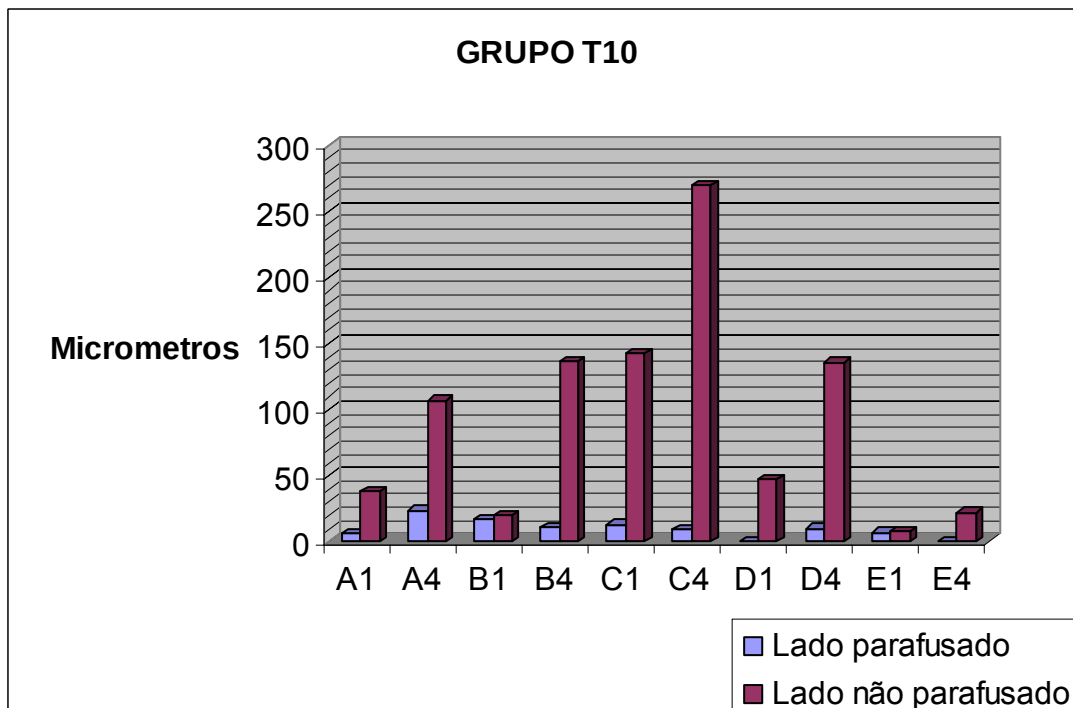


Figura 23 – Gráfico da comparação dos valores de interface para as duas condições de aperto do TPU das infra-estruturas do Grupo T10 ($p=0,005$).

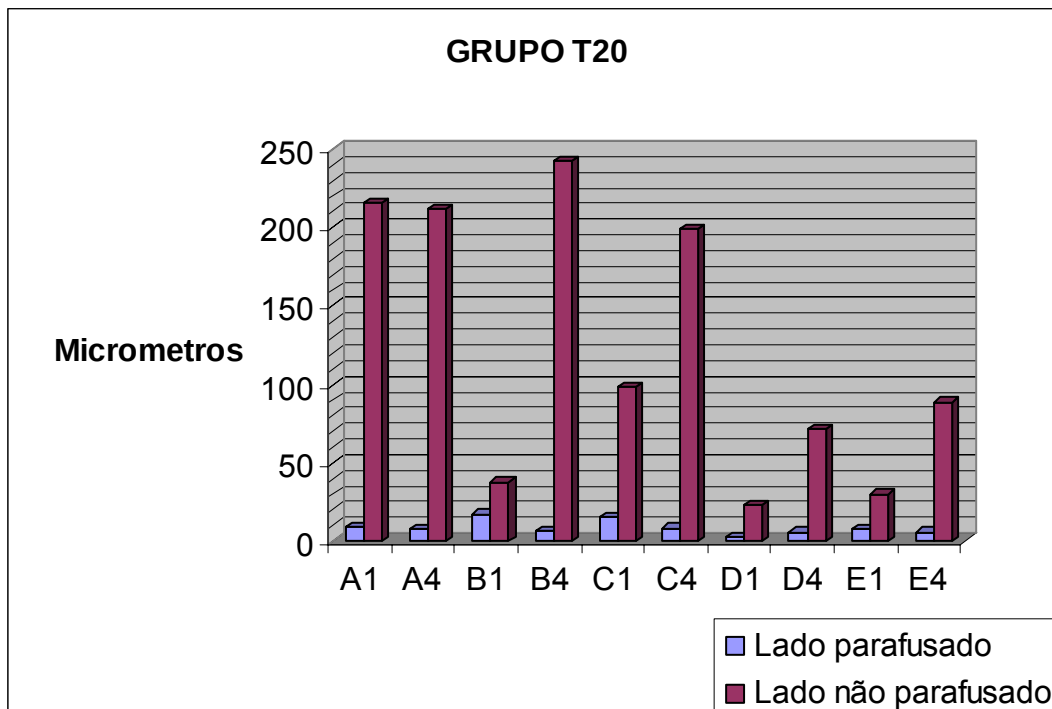


Figura 24 – Gráfico da comparação dos valores de interface para as duas condições de aperto do TPU das infra-estruturas do Grupo T20 ($p=0,005$)

5.3 – Avaliação das interfaces com todos os parafusos apertados:

A Tabela IV, em anexo, mostra os valores de interface, mesial e distal, de todos os quatro pilares de cada infra-estrutura (A, B, C, D e E). A média entre os valores mesial e distal de cada interface avaliada gerou a tabela 5.6.

Tabela 5.6 – Média dos valores de interface (em μm), mesial e distal, quando todos os parafusos de pilares foram apertados:

	G TM	G T10	G T20
I.E. A	4 Parafusos apertados	4 Parafusos apertados	4 Parafusos apertados
Implante 1	0,00	3,16	4,33
Implante 2	16,50	0,00	0,00
Implante 3	4,00	11,83	12,50
Implante 4	3,50	10,66	0,00
I.E. B			
Implante 1	26,10	11,83	19,16
Implante 2	10,00	10,83	4,33
Implante 3	14,50	11,33	12,00
Implante 4	6,30	0,00	0,00
I.E. C			
Implante 1	9,00	5,16	13,50
Implante 2	13,65	9,83	14,50
Implante 3	8,45	13,50	17,50
Implante 4	0,00	7,00	0,00
I.E. D			
Implante 1	4,15	0,00	0,00
Implante 2	11,45	15,70	9,66
Implante 3	10,60	0,00	5,00
Implante 4	2,15	0,00	0,00
I.E. E			
Implante 1	4,30	6,33	6,16
Implante 2	22,00	17,33	13,83
Implante 3	16,00	16,33	16,83
Implante 4	0,00	0,00	0,00

Os dados deste quadro obedeceram aos parâmetros de distribuição normal, que permitiu a aplicação de testes paramétricos. Foi utilizada a análise de variância (ANOVA).

Não houve diferença estatística significativa entre os grupos estudados ($p=0,686$). O Quadro 5.7 mostra a média e o desvio padrão dos valores de interface. A Figura 25 ilustra as comparações entre os valores de interface.

Quadro 5.7 – Média dos valores de interface (em μm) para os três grupos quando todos os pilares foram parafusados:

Grupos	Média	Desvio Padrão
G TM	9,13	7,35
G T10	7,54	6,16
G T20	7,47	6,69

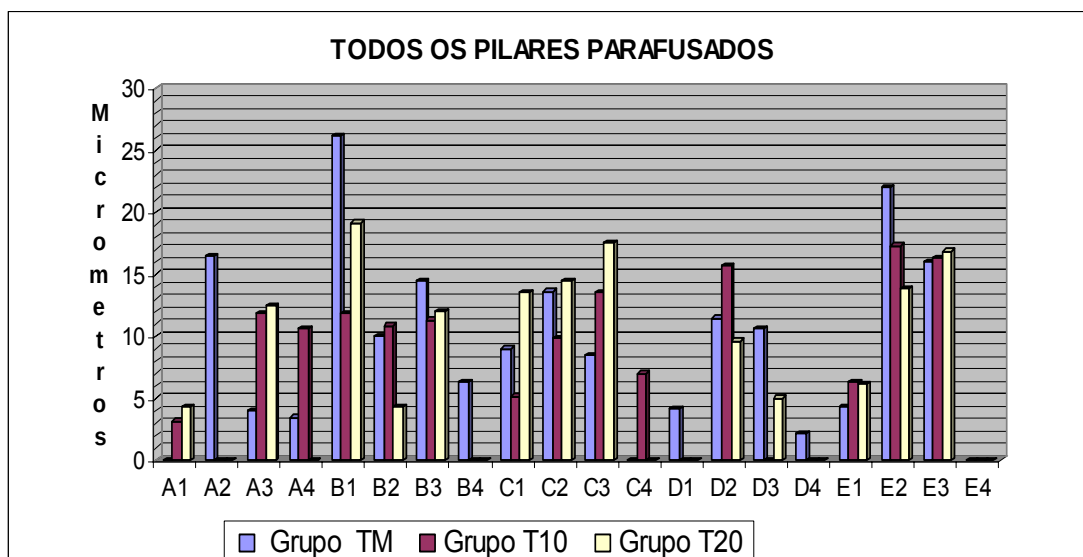


Figura 25 – Gráfico da comparação dos valores de interface para os três grupos quando todos os parafusos de pilares foram apertados

5.4 – Comparação entre os valores de interface antes e depois das soldagens:

Para a comparação entre os valores de interface dos pilares antes e depois das soldagens foram utilizados respectivamente os Quadros 5.1 e 5.6.

Não foi possível a utilização de teste paramétrico devido à não homogeneidade dos valores. Portanto utilizou-se o Teste Wilcoxon, uma vez que os valores são interdependentes (amostras pareadas).

Não foi encontrada diferença estatística significativa (com 5% de significância) em nenhuma das três comparações:

Valores de interface antes das soldas X GTM($p=0,061$)

Valores de interface antes das soldas X GT10 ($p=0,390$)

Valores de interface antes das soldas X GT20 ($p=0,455$)

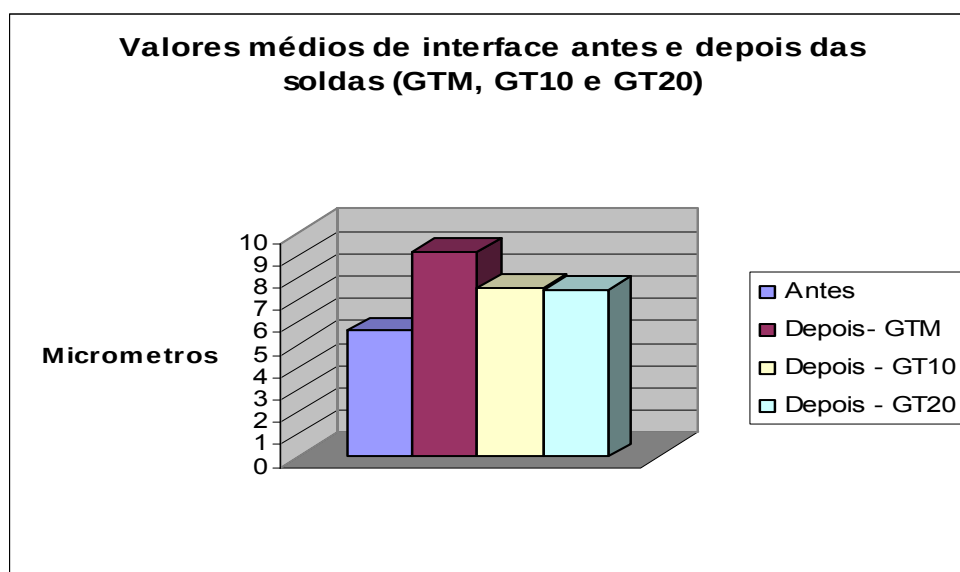


Figura 26 – Comparação entre os valores médios de interface **antes** e **depois** das soldagens

6 – DISCUSSÃO

A precisão de assentamento dos componentes protéticos, assim como a precisão de adaptação das sobre-estruturas protéticas é muito importante para a longevidade das reabilitações de casos múltiplos sobre implantes (Skalak, 1983; Jemt, 1991; Jemt et al., 1996; Sahin & Cehreli, 2001, Hecker & Eckert, 2003).

Branemark (1983), citado por Kan et al (1999), foi o primeiro a definir adaptação passiva e propôs que esta fosse aproximadamente de 10µm para permitir a maturação e o remodelamento ósseo em resposta a cargas oclusais. Segundo Jemt (1991), uma estrutura adaptada passivamente se caracteriza pela ausência de báscula e interfaces quando apoiada sobre os implantes sem o aperto de parafusos ou apenas com o aperto de um único parafuso.

Muitos fatores podem influenciar na precisão de adaptação entre os componentes do sistema de prótese implantada, como o processo de fabricação desses componentes e os vários passos clínicos e laboratoriais envolvidos na reabilitação. Os procedimentos de moldagem, produção de modelo de trabalho e a confecção das infra-estruturas metálicas podem influenciar acumulativamente na adaptação observada pelos clínicos (Riedy et al., 1997). Entretanto, alguns dispositivos e técnicas são utilizados para minimizar essas distorções (Longoni et al., 2004; Wee et al., 1999).

Os procedimentos de soldagem a laser estão sendo amplamente utilizados na odontologia principalmente com o crescimento da utilização dos implantes ósseo-integrados nas reabilitações orais totais e parciais. Um dos fatores para tal crescimento é a impossibilidade de se utilizar procedimentos de soldagem convencional em estruturas de Ti cp (Titânio comercialmente puro) devido à grande passividade da sua camada de óxido e à sua alta reatividade (Berg et al., 1995). Alguns autores consideram a solda a laser um processo que provoca menores distorções que os processos de soldagem convencionais (Gordon & Smith, 1970; Yamagishi, 1993; Souza et al., 2000). Silva (2001) concluiu em seu trabalho que estruturas protéticas fundidas em monobloco

apresentaram piores adaptações quando comparadas às estruturas fundidas e depois soldadas com ou sem a utilização da eletroerosão. Riedy et al. (1997) mostraram que estruturas soldadas a laser tiveram maior precisão de adaptação sobre os intermediários.

A técnica de soldagem a laser apresenta como vantagens simplicidade e rapidez (Gordon & Smith, 1970). Isso justifica sua crescente utilização, principalmente nos casos de reabilitação com carga imediata sobre implantes, haja vista que vários trabalhos apontam resultados satisfatórios com relação a adaptação dessas estruturas protéticas quando comparados a outros métodos de confecção, como fundição em monobloco ou fundição e posterior soldagem dos elementos.

Inerentes aos procedimentos de soldagem existem algumas variáveis capazes de influenciar o resultado final das uniões. Este trabalho focou apenas o fator quantidade de aperto do parafuso de pilar sobre as réplicas no modelo de trabalho antes da execução das soldagens a laser. Foi avaliada a influência de três tipos de aperto pré-soldagem na adaptação de estruturas protéticas sobre quatro implantes.

Este é um fator técnico sobre o qual não foi encontrada nenhuma especificação por parte dos fabricantes dos aparelhos de soldagens, nem em livros específicos sobre procedimentos técnicos de soldagem a laser e também não foi encontrado na literatura nenhum trabalho referente ao assunto. Apesar disso alguns autores padronizaram o torque de 10 Nm sobre os parafusos de pilares antes de serem soldados a laser, sem contudo justificarem esse aperto (Castilho, 2000; Silva, 2001; Alves, 2003; Souza, 2003).

Existem vários trabalhos na literatura que fazem relação entre as características dos feixes de laser utilizados para as uniões em titânio com as características metalúrgicas e propriedades mecânicas das regiões soldadas (Yamagishi et al., 1993; Berg et al., 1995; Wang & Welsch, 1995; Chai & Chou, 1998; Wang & Chang, 1998; Souza et al., 2000; Liu et al., 2002). Entretanto, não existe uma especificação clara de qual programação o aparelho de soldagem a laser deve ser utilizado. Neste trabalho utilizou-se a programação de rotina já utilizada pelo laboratório, especificada na metodologia.

Iwasaki et al., em 2004, correlacionaram energia e diâmetro do pulso de laser com distorções provocadas em barras de titânio. As soldagens feitas em apenas um dos lados da barra são grandemente afetadas pelas variações da energia utilizada e do diâmetro dos feixes. Independentemente dos parâmetros utilizados as maiores distorções ocorrem quando se solda apenas um dos lados da barra somente, superior ou inferior. Os autores demonstraram que alternando-se a incidência do laser, com pontos diametralmente opostos, consegue-se reduzir as distorções geradas. Neste trabalho alternou-se a incidência dos feixes simetricamente ao redor do diâmetro da barra soldada, ou seja, um pulso por vestibular e depois um pulso por lingual e assim consecutivamente até que os pontos se encontrassem na parte mais superior da barra.

Para garantir que os pilares estudados não apresentassem, antes de serem soldados, problemas de adaptação provenientes de sua fabricação, analisou-se suas interfaces em microscópio eletrônico de varredura. Exibiram medidas de interface pilar/implante aceitáveis ($5,87 \pm 3,56\mu\text{m}$). Estes resultados foram compatíveis com os resultados encontrados nos trabalhos de Neves (2000) e Mendonça (2003), nos quais os autores constataram valores de adaptações pilar/implantes inferiores a $10\mu\text{m}$, tanto para os sistemas nacionais estudados quanto para o sistema Nobel Biocare.

Para se avaliar a passividade de assentamento das estruturas protéticas após as soldagens, utilizou-se o Teste do Parafuso Único (TPU), utilizado por alguns autores (Jemt, 1991; Jemt, 1994a; Parel, 1994; Silva, 2001; Costa et al., 2003; Alves, 2003; Souza, 2003; McDonnell et al., 2004; Sartori et al., 2004; Eisenmann et al., 2004). Este teste consiste em apertar o parafuso do pilar de uma extremidade da infra-estrutura e avaliar a interface pilar/implante da outra extremidade. Assim, avaliou-se as distorções provocadas pelas soldas que se caracterizaram pela criação de um espaço (interface) entre pilar 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 foram consideradas as distorções.

Algumas diferenças são encontradas na literatura com relação à execução deste teste (TPU) e à sua nomenclatura. Alguns trabalhos o designam Teste de Sheffield (Sartori et al., 2004; McDonnell et al., 2004, Costa et al., 2003, Eisenmann et al., 2004) outros porém, teste do parafuso único assim como designado neste trabalho (Souza, 2003; Alves, 2003; Silva, 2001; Jemt, 1991; Parel, 1994). Com relação à sua execução, alguns autores utilizaram torque mecânico de 10 Ncm no parafuso do pilar apertado (Souza, 2003; Alves, 2003; Silva, 2001), outros, 20 Ncm (Costa et al., 2003) e ainda alguns utilizaram leve aperto manual assim como foi preconizado neste estudo (Sartori et al., 2004; McDonnell et al., 2004)

Existem outros métodos para avaliação da adaptação de estruturas protéticas sobre implantes (Jemt & Lie, 1995; Jemt, 1996; Jemt & Book, 1996; Riedy et al., 1997; May et al., 1997), porém o TPU é uma maneira simplificada, econômica e viável de ser utilizada clinicamente e nos laboratórios de próteses. Isso justifica a sua utilização neste estudo.

Kan et al. (1999) fizeram um trabalho de revisão da literatura sobre os principais métodos clínicos para avaliação da adaptação das estruturas protéticas sobre implantes. Segundo os autores o TPU é especialmente efetivo para casos de próteses extensas, porém é limitado para se avaliar distorções em outras direções fora do eixo vertical (y). Neste trabalho também foram avaliadas somente as desadaptações ocorridas no eixo vertical e somente foram consideradas as interfaces das extremidades, implantes 1 e 4, por serem estas as regiões de maior expressividade das distorções, quando do teste do parafuso único.

Não foram programadas leituras no sentido horizontal, porém foi constatada a importância destas avaliações e recomenda-se fazê-las em trabalhos futuros.

Souza (2003) comparou, através do TPU, a adaptação de estruturas fundidas em monobloco e estruturas obtidas através de componentes pré-fabricados unidos por soldagem a laser. Os melhores resultados de adaptação foram encontrados para o grupo dos pilares pré-fabriados sendo que a média de desadaptações para os implantes das extremidades foi de 159 μm , valor

que está dentro da média encontrada na literatura. O grupo T20 deste trabalho, no qual foi aplicado um torque de 20 Ncm nos pilares antes da soldagem, obteve medidas de desadaptações variando de 22,83µm a 242,66µm. Sendo que dos dez valores, quatro ficaram em torno de 200µm e os outros seis ficaram abaixo de 100µm. O trabalho de Souza (2003) utilizou cinco implantes e este trabalho somente 4 implantes. Esta redução no número de pontos de solda pode justificar alguns dos valores menores encontrados.

Alves (2003) comparou três técnicas de confecção de estruturas protéticas sobre implantes. Os melhores resultados de adaptação foram encontrados no grupo que utilizou pilares pré-fabricados e unidos por soldagem a laser, com média de interface de $9,93 \pm 10,60 \mu\text{m}$ para os pilares não parafusados no teste do parafuso único, em comparação com o grupo de fundição mais soldagem a laser e o grupo de fundição em monobloco. Este resultado foi bem melhor que os resultados encontrados neste estudo. Pode ser explicado porém, pela utilização de apenas três implantes.

Jemt (1991) citou dois protocolos de checagem de adaptação de estruturas protéticas sobre pilares em próteses implantadas. Primeiramente é feito um teste de passividade apertando-se um parafuso de ouro de uma extremidade da prótese. Constatada a desadaptação, com o levantamento vertical da outra extremidade, passa-se para o segundo teste no qual é avaliado se essa adaptação é aceitável ou não. Neste teste o autor aperta o parafuso de ouro intermediário da prótese até que se sinta a primeira resistência, a posição da chave é observada antes de se terminar o aperto com um torque de 10 a 15 Ncm. Se for necessário mais que meia volta (180°) de aperto para se conseguir o torque final, a infra-estrutura protética é considerada insatisfatória em termos de adaptação, ou seja, exibiu um valor de interface entre estrutura metálica e pilar maior que 150µm, e então era seccionada e soldada. Para tal afirmação o autor leva em consideração que a distância entre as roscas do parafuso de ouro é de 300µm, então não seriam necessárias mais voltas de aperto se a peça estivesse com uma adaptação aceitável.

Posteriormente Jemt & Lie (1995) fizeram um trabalho avaliando a adaptação de estruturas protéticas utilizando uma outra metodologia e também

verificaram que a maioria dos pilares individualmente apresentou médias de desajuste tridimensional (nos eixos x, y e z) menores de 150µm. Nos trabalhos anteriores de acompanhamento longitudinal de Jemt & Lekholm, em 1993, e Jemt, em 1994b, citados neste trabalho de Jemt e Lie (1995), as próteses tiveram o mesmo protocolo de confecção e checagem da adaptação (Jemt, 1991). Os autores consideram que 150µm seja interpretado como uma medida aceitável de desadaptação uma vez que poucos problemas foram encontrados, isso para adaptação entre infra-estrutura metálica e pilar.

Apesar de este trabalho ter avaliado a adaptação entre infra-estrutura metálica e implante é importante se fazer uma analogia com os trabalhos citados nos parágrafos anteriores nos quais se avaliou as interfaces entre infra-estruturas e pilares e com metodologias diferentes. No grupo TM deste trabalho todos os valores de interface para os pilares não parafusados ficaram abaixo de 150 µm, variando entre 23 µm a 128,8 µm. No grupo T10, apenas um valor de interface ficou acima de 150 µm (269,33 µm) sendo que os outros valores variaram de 8,33 µm a 142,16 µm. Já o grupo T20 apresentou quatro valores acima dos 150 µm (199,33 µm a 242,66) e os valores restantes variaram entre 22,83 µm a 98,0 µm.

As análises estatísticas intergrupos mostraram não haver diferença estatística significativa entre os três grupos para as seguintes condições de aperto: pilares parafusados e pilares não parafusados no TPU. O torque pré-soldagem de 10 Ncm no grupo GT10 e de 20 Ncm no grupo GT20 não garantiu peças com menores distorções, os valores de interface para os pilares não parafusados foram iguais estatisticamente, ou seja, ocorreram distorções lineares caracterizadas pelas medidas de interface no eixo vertical para todos os grupos independente da quantidade de aperto dos parafusos na pré-solda. É importante lembrar que todas as variáveis foram padronizadas para os três grupos estudados. Manteve-se constante a seqüência de soldagem bem como a programação do aparelho de soldagem utilizando-se a mesma potência, energia, frequência e diâmetro inicial e final dos pulsos. O número de pulsos e sua distribuição ao redor do ponto de solda também foram padronizados para todos os pontos soldados. O técnico que executou as soldagens foi o mesmo

para os três grupos, assim como o modelo de trabalho sobre o qual foram feitas. Portanto, a explicação mais coerente para este resultado foi que a força de contração provocada pela solda foi maior que a capacidade dos parafusos de suportar as tensões geradas, não evitando assim as distorções.

Por meio de análises estatísticas intragrupos comparou-se as medidas de interface entre os pilares parafusados e os não parafusados do TPU, para os três grupos separadamente. Em todos eles os resultados se comportaram da mesma maneira, ou seja, foram diferentes estatisticamente, sendo que as medidas de interface para os pilares não parafusados foram significativamente maiores. Esse resultado indica que nenhuma amostra obteve adaptação passiva e está de acordo com as afirmações de vários autores citados no trabalho de revisão da literatura feito por Wee et al. (1999).

Além do TPU, as amostras foram analisadas sendo todos os pilares parafusados com torque de 20 Ncm e também não houve diferença estatística significativa para os três grupos com nível de significância de 5%. O Grupo TM teve a maior média de interfaces quando todos os 4 pilares foram parafusados ($9,13 \pm 7,34\mu\text{m}$) mesmo assim estão de acordo com os valores encontrados na literatura, sendo clinicamente aceitáveis. Castilho (2000) encontrou valores médios de interface de $19,94\mu\text{m}$ para pilares fundidos em titânio e soldados a laser, em estruturas de três elementos. O fator fundição, pode ter sido responsável por gerar maiores valores de interface. Estes resultados corroboram os encontrados por Koke (2004), que também estudou as interfaces com todos os pilares parafusados, fundidos em titânio e soldados a laser.

O apertamento dos parafusos de todos os pilares com torque de 20Ncm sobre os implantes do modelo mestre fez com que os valores de interface pilar/implante se tornassem aceitáveis. Estes resultados confirmam o fato de que apesar das distorções após as soldagens terem ocorrido, a força de apertamento do parafuso melhorou significativamente a adaptação pilar/implante independente se a peça protética está corretamente assentada ou não.

A influência do torque na melhora da adaptação foi mostrada por Gross et al. (1999) e Barbosa et al. (2005). No trabalho de Gross et al. o aumento do torque dado aos parafusos de pilares fez com que houvesse uma significativa diminuição na microinfiltração entre os componentes. Certamente esta adaptação “forçada” pelo torque mecânico gera tensões no sistema prótese, implante e tecido ósseo e podem ser responsáveis por grande parte dos problemas mecânicos e biológicos das reabilitações múltiplas sobre implantes (Skalak, 1983; Riedy et al., 1997; Carlsson & Carlsson, 1994; Pietrabissa et al., 2000; Nissam et al., 2001; Natali et al., 2005).

Watanabe et al. (2000), Karl et al. (2004), Heckmann et al. (2004), Karl et al. (2005) e Barbosa (2006) estudaram a tensão produzida por estruturas protéticas sobre implantes. Todas as estruturas apresentaram tensões após parafusadas. Este estudo provavelmente apresentaria resultados semelhantes se o objetivo fosse avaliar tensões das estruturas após o completo apertamento dos parafusos.

O grupo GT20 teve os maiores valores de interfaces para os pilares não parafusados no TPU (numericamente e não estatisticamente) porém, quando teve todos os seus pilares parafusados com torque de 20Ncm exibiu a menor média de interfaces pilar/implante ($GT20=7,47 \pm 6,69$). Seria prudente, portanto, checar a passividade das estruturas protéticas antes do aperto dos parafusos de pilares ou das próteses. Kan et al. (1999) por meio de revisão da literatura listaram alguns dos principais métodos clínicos de avaliação da passividade: pressão digital alternada, visão direta e sensação tátil, radiografias, teste do parafuso único (TPU), teste de resistência do parafuso e uso de substâncias evidenciadoras.

Quando se comparou os valores de interface dos pilares antes das soldas com as medidas de interface depois das soldas para os três grupos não se observou diferença estatística significativa ($p < 0,05$). Estes resultados não estão de acordo com os resultados de Alves (2003). Este autor mostrou aumentos significativos nas interfaces (eixo vertical) de estruturas após as soldagens a laser, em seu trabalho os pilares pré-fabricados estavam perfeitamente adaptados sobre os implantes antes das soldas ($0,0 \mu\text{m}$ de

interface) e após soldados passaram a ter uma média de $9,93 \pm 10,60\mu\text{m}$. Entretanto, diferentemente do trabalho de Alves (2003), no qual foi dado torque de 10 Ncm nos parafusos de pilares antes das soldas, neste trabalho os parafusos de pilares receberam apenas um leve aperto manual para as leituras, como explicado na metodologia. Provavelmente por este motivo, os valores de interface iniciais não foram $0,0\mu\text{m}$ mas variaram entre 0 e $10\mu\text{m}$. Neste caso, as soldagens, independente da intensidade do torque pré-solda, aparentemente não geraram maiores interfaces verticais.

Espera-se que este estudo tenha dado sua contribuição na busca de resultados satisfatórios na adaptação de próteses implantadas. As vantagens da utilização das soldas a laser foram demonstradas em diversos trabalhos apesar de ainda existirem dificuldades e limitações. O que se percebe é que os técnicos de prótese dentária não têm um protocolo único a ser seguido e seus trabalhos ficam dependendo da habilidade técnica de cada um e da experiência conseguida através de tentativas e erros. O torque dado aos parafusos de pilares foi apenas um dentre vários procedimentos técnicos que poderiam influenciar no resultado final dos trabalhos protéticos soldados a laser. Porém, existem outras variáveis que ainda devem ser estudadas até que se consiga a otimização destes procedimentos.

7 - CONCLUSÕES:

Considerando os resultados obtidos e a metodologia empregada pôde-se concluir que:

1. Nenhum dos torques dados aos parafusos de pilares nos modelos de trabalho previamente às soldagens (torque manual, de 10 Ncm ou de 20 Ncm) influenciou na melhoria da adaptação vertical das estruturas protéticas soldadas.
2. Nenhuma estrutura ficou passivamente adaptada sobre os implantes após as soldagens independentemente do torque dado aos pilares. As desadaptações ficaram dentro da média encontrada na literatura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Alves BP. **Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser.** [Tese] Piracicaba. Faculdade de Odontologia de Piracicaba/ UNESP; 2003
2. Barbosa GAS, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Neves FD. Effect of different torque levels on the implant/abutment interface using castable “UCLA” abutments. **Braz J Oral Sci.** 2005; 14(15):912-922.
3. Barbosa GAS. **Avaliação do ajuste pilar UCLA/implante e da tensão gerada ao redor dos implantes após procedimentos de fundição em monobloco e soldagem a laser de infra-estruturas confeccionadas em diferentes materiais.** [tese] Ribeirão Preto: FORP/USP; 2006
4. Berg E, WargnerWC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. **J Prosthet Dent.** 1995; 74(3): 250-257.
5. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.** 1983; 50:399-410. *Apud* Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent** 1999; 81:7-13.
6. Carlsson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994; 9(1): 90-4.

7. Castilho D. **Avaliação da adaptação da interface intermediários-cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser.** [Dissertação] Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru/ USP; 2000
8. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. **J Prosthet Dent.** 1998; 79(4): 477-483.
9. Costa HMF, Rodrigues, RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. **Braz Dent J.** 2003; 14(3): 197-202.
10. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2004; 19(6): 810-818.
11. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses – an initial report. **J Prosthet Dent.** 1970; 24(4): 472-76.
12. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: A comparative study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1999; 14(1): 94-100.
13. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J Prosthet Dent.** 2003; 89(4): 346-51.
14. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. **Clin Oral Impl Res.** 2004; 15: 466-473.

15. Iwasaki K, Ohkawa S, Rosca ID, Uo M, Akasaka T, Watari F. Distortion of laser welded titanium plates. **Den Materials Journal**. 2004; 23(4): 593-599.
16. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in the edentulous jaw : a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual check-up. **Int J Oral Maxillofac Implants**. (1991) 6: 270-276.
17. Jemt T, Lekholm U. (1993). Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaw: 5 year follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 635-640. *Apud* 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**. 1995; 6(3): 172-180.
18. Jemt T. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1994a; 9(4): 470-4.
19. Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five year follow-up report. **Clin Oral Implant Res**. (1994b);5:142-147. *Apud* 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**. 1995; 6(3): 172-180.
20. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1996; 11(5): 620-625.

21. 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.** 1995; 6(3): 172-180.
22. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent.** 1996; 75(3): 314-325.
23. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 year. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994; 9(2): 169-78.
24. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent** 1999; 81(1):7-13.
25. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic veneered superstructures. **J Prosthet Dent.** 2005; 93(4): 324-330.
26. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2004; 19(1): 30-37.
27. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. *In vitro* investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. **J Oral Reab.** 2004; 31: 477-482.

- 28.Lang NP, Wilson TG, Cobert EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. **Clin Oral Impl Res.** 2000; 11 (suppl.):146-155.
- 29.Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strenght of laser-welded titanium. **Dent Mater.** 2002; 18: 143-148.
- 30.Longoni S, Sartori M, Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. **J Prosthet Dent.** 2004; 91(6): 595-598.
- 31.May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent.** 1997; 77(5): 497-502.
- 32.Mcdonnell T, Houston F, Byrne D, Gorman C, Claffey N. The effect of time lapse on the accuracy of two acrylic resins used to assemble an implant framework for soldering. **J Prosthet Dent.** 2004; 91(6):538-40.
- 33.Mendonça G. **Estudo comparativo do ajuste entre implantes e intremediários de seis diferentes sistemas.** [dissertação] Uberlândia: FOUFU/ Universidade Federal de Uberlândia; 2003
- 34.Natali NA, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. **Dent Mater.** 2005;22(4): 388-395
- 35.Neves FD. **Estudo comparativo da adaptação entre componentes intermediários e implantes de sete diferentes sistemas.** [Tese] (Doutorado em Reabilitação Oral) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, 2000.

36. Neves FD, Fernandes Neto AJ, Mendonça G, Silveira Júnior CD, Kayatt FE. Fratura de implantes – Relato de Casos Clínicos. **RBP – Revista Brasileira de Implantodontia e Prótese sobre Implante**. 2005; 12(45): 21-26.
37. Nissam J, Gross M, Shifman A, Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. **J Prosthet Dent**. 2001; 86(1): 20-23.
38. Parel S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implantsupported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1994; 9(4): 470-4.
39. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simon M. An *in vitro* study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. **Clin Oral Impl Res**. 2000;11: 448-457.
40. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant framework fabricated by different techniques. **J Prosthet Dent**. 1997; 8(6): 596-604.
41. Sahin S, Cehreli M. O significado da adaptação passiva da prótese sobre implante: estado atual. **Int J Oral Implantol**. 2001;10:17-23.
42. Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **J Prosthet Dent**. 2004; 92(2): 132-138.

43. Silva TBP. **Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto suportadas em liga de Ti, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo.** [Dissertação] Piracicaba: – Faculdade de Odontologia de Piracicaba/ UNESP; 2001.
44. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent.** 1983; 49(6): 843-848.
45. Sousa SA. **Avaliação da adaptação marginal de infra-estruturas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas à eletroerosão.** [Tese] Piracicaba. Faculdade de Odontologia de Piracicaba/ UNESP; 2003
46. Souza PCRD, Dinato JC, Beatrice CRS, Guastaldi AC, Bottino MA. Soldagem na odontologia : Estudo de uniões soldadas empregando laser e brasagem. **Rev APCD.** 2000; 54(6):470-475.
47. Wang RR, Chang CT. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. **J Prosthet Dent.** 1998;79(3):335-341.
48. Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **J Prosthet Dent.** 1995;74(5):521-530.
49. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15(2):209-218.
50. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int J Prosthodont.** 1999;12(2):167-178.

51. Yamagishi T, Ito M, Fujimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. **J Prosthet Dent.** 1993;70(3):264-273.

OBRAS CONSULTADAS

1. Graner EA. **Estatística**. São Paulo. Ed. Melhoramentos. 1966
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark, P I, Jemt T. A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1990; 5(4): 347-359.
3. Albrektsson T, Zarb G; Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1986; 1(1): 11-25.
4. Estrela C. **Metodologia científica**. São Paulo, Artes Médicas, 1ª Edição, 2001, 438p.

ANEXO

Tabela I – Teste do Parafuso Único: Valores de interface (em μm)
 pilar/implante mesial e distal, GS/T

Infra-estrutura A				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	0	29	0	59
Implante 4	46	0	19	0
Infra-estrutura B				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	34	24	59	25,3
Implante 4	138	119,6	23,3	0
Infra-estrutura C				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	0	22	48,3	51,3
Implante 4	55	11	29,3	0
Infra-estrutura D				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	0	0	46,6	20,6
Implante 4	114	86	18	0
Infra-estrutura E				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	0	10,3	21,3	25,3
Implante 4	36,3	11,3	20,3	0

Tabela II – Teste do Parafuso Único: Valores de interface (em μm)
 pilar/implante mesial e distal, GT10

Infra-estrutura A				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	0	13	45,33	31
Implante 4	127,67	86	48,33	0
Infra-estrutura B				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	8	26,33	17,82	21,67
Implante 4	234,67	38	22,67	0
Infra-estrutura C				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	12,67	13,67	165,33	119
Implante 4	262,33	276,33	19,33	0
Infra-estrutura D				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	0	0	63	31,33
Implante 4	138,67	132	20,33	0
Infra-estrutura E				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	0	14,33	0	16,67
Implante 4	38	7	0	0

Tabela III - Teste do Parafuso Único: Valores de interface (em μm)
 pilar/implante mesial e distal, GT20

Infra-estrutura A				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	0	17,33	237	193,67
Implante 4	210,33	213	15,33	0
Infra-estrutura B				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	16,67	17,67	49	26,67
Implante 4	238,33	247	13,67	0
Infra-estrutura C				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	14,33	16,67	115	81
Implante 4	197,67	201	16,33	0
Infra-estrutura D				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	0	5,67	25	20,67
Implante 4	79,67	63,67	11,67	0
Infra-estrutura E				
	Pilar 1 Parafusado		Pilar 4 Parafusado	
	M	D	M	D
Implante 1	15,67	0	35,33	24,33
Implante 4	93	84,33	12	0

Tabela IV – Valores de interface (em μm), mesial e distal, quando todos os parafusos de pilares foram apertados:

	G S/T 4 Parafusos apertados		G T10 4 Parafusos apertados		G T20 4 Parafusos apertados	
I.E. A	M	D	M	D	M	D
Implante 1	0	0	0	6,33	0	8,67
Implante 2	19	14	0	0	0	0
Implante 3	0	8	10,33	13,33	15	10
Implante 4	7	0	21,33	0	0	0
I.E. B						
Implante 1	21,6	30,6	11,33	12,33	17	21,33
Implante 2	8	12	0	21,67	8,67	0
Implante 3	14	15	7,33	15,33	11,33	12,67
Implante 4	12,6	0	0	0	0	0
I.E. C						
Implante 1	10	8	10,33	0	11	16
Implante 2	8	19,3	0	19,67	15	14
Implante 3	7,3	9,6	12,67	14,33	19	16
Implante 4	0	0	14	0	0	0
I.E. D						
Implante 1	8,3	0	0	0	0	0
Implante 2	11,3	11,6	17,67	13,67	9,33	10
Implante 3	7,6	13,6	0	0	10	0
Implante 4	4,3	0	0	0	0	0
I.E. E						
Implante 1	0	8,6	0	12,67	12,33	0
Implante 2	9	35	16,67	18	0	27,67
Implante 3	0	32	11,67	21	14	19,67
Implante 4	0	0	0	0	0	0