LÚCIO HIROKUNI KANASHIRO

**AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DE DUAS TÉCNICAS DE UNIÃO DE
ESTRUTURAS METÁLICAS - BRASAGEM E SOLDAGEM A LASER -
EM UMA PRÓTESE CLÁSSICA DE BRÅNEMARK PELO MÉTODO DA
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA**

São Paulo

2005

Lúcio Hirokuni Kanashiro

Avaliação da precisão de duas técnicas de união de estruturas metálicas - brasagem e soldagem a laser - em uma prótese clássica de Brånemark pelo método da microscopia eletrônica de varredura

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto

São Paulo

2005

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Kanashiro, Lúcio Hirokuni

Avaliação da precisão de duas técnicas de união de estruturas metálicas - brasagem e soldagem a laser - em uma prótese clássica de Brånemark pelo método da microscopia eletrônica de varredura / Lúcio Hirokuni Kanashiro; orientador Pedro Tortamano Neto. -- São Paulo, 2005.

116p. : tab., fig., graf., 30 cm.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Prótese Dentária) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Prótese dentária – Técnicas de união – Avaliação 2. Brasagem – Prótese dentária 3. Soldagem – Prótese dentária

CDD 617.69028
BLACK D34

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Avaliação da precisão de duas técnicas de união de estruturas metálicas - brasagem e soldagem a laser - em uma prótese clássica de Brånemark pelo método da microscopia eletrônica de varredura [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo, / /2005

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais **Luiz e Tioco**, exemplos de honestidade e caráter, responsáveis pela minha formação como pessoa. Todo meu agradecimento pelo carinho, dedicação, incentivo e apoio durante toda a minha vida. Devo tudo a vocês!

À minha querida esposa e grande companheira **Maria Paula**, pelo amor, incentivo, apoio e eterna compreensão em todos os momentos. Que sorte eu tive em encontrar uma pessoa como você!

Às minhas filhas **Maria Fernanda e Maria Beatriz**, minha grande alegria, meu grande orgulho! Que Deus ilumine o caminho de vocês!

Às minhas avós **Shizu e Setsu**, exemplos de sabedoria e conhecimento.

Às minhas irmãs **Lydia, Lucy e Lylia**, pelo amor, compreensão e preocupação com a minha felicidade.

Aos meus **cunhados e cunhadas**, sempre dispostos a me ajudar, e meus **sobrinhos e sobrinhas**, sempre alegres e sorridentes.

Aos meus sogros **Koji e Maria**, sempre prestativos em qualquer momento e em qualquer situação.

Ao **Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto**, pela maneira gentil e
sábia em me orientar, com extrema dedicação e atenção,
transmitindo seus conhecimentos na área da Implantodontia e
da Prótese Dentária.

AGRADECIMENTOS

À Prof^a. Dr^a. Tomie Nakakuki de Campos, pela força, carinho e orientação nesta caminhada dentro da vida acadêmica.

Ao Prof. Dr. José Antônio Lupi da Veiga, pelas oportunidades dadas a mim, e pelos ensinamentos nesses anos de convivência.

Aos professores da Disciplina de Prótese Fixa: Matsuyoshi Mori, Ivo Contin, Fernando da Cunha Ribeiro, Cláudio Luiz Sendyk, Hideki Yoshida e Tetsuo Saito por todos esses anos de aprendizado.

Ao Instituto de Geociência da USP e em especial ao Prof. Isaac Jamil Sayeg, responsável pelo Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura (LabMEV), pela disposição e orientação no desenvolvimento deste trabalho.

À Prof^a. Dr^a. Maria Cecília Milluzzi Yamada, do Depto. de Prótese Dentária da FOU SP pelo apoio durante a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. João Humberto Antoniazzi, presidente da Comissão de Pós-Graduação da FOU SP pelo suporte ao desenvolvimento desta pesquisa.

Ao Júlio Yamanouchi e toda a sua equipe do Laboratório de Prótese Júlio, pela dedicação e seriedade, especialmente ao técnico Luis, pelo empenho incansável para a realização deste trabalho.

Ao Sr. Elias Rosa de Oliveira e toda a sua equipe do Laboratório ERO Prótese pelo empenho e disponibilidade para a conclusão deste estudo.

À empresa SIN (Sistema de Implantes Nacional), especialmente à Sra. Neide Lenharo pelo apoio durante a realização desta pesquisa.

Ao Antônio Carlos do Nascimento (Betão), técnico do instituto de Física da USP, pelo empenho na confecção das bases em aço inoxidável do microscópio eletrônica de varredura.

Ao amigo Elcio Yamamoto, por ter fornecido importantes orientações no início deste trabalho, contribuindo muito para a realização deste estudo.

Ao amigo Hilton Tiba, pela sincera amizade e pelas orientações prestadas desde o meu ingresso no Departamento de Prótese.

Ao amigo Reinaldo Missaka, pelo estímulo e solidariedade nesses anos de convivência.

Ao amigo Luis Otávio Camargo, pelo apoio e alegre companhia em vários momentos.

Ao amigo Ricardo Reda, pelas orientações dadas sobre as marcações a laser que foram importantes para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao amigo Sérgio Ribeiro, parceiro em várias ocasiões nessa nossa caminhada dentro do Departamento de Prótese da FOU SP.

Aos amigos do Departamento de Prótese da FOU SP e aos amigos do Curso de Pós-graduação, por demonstrarem sempre solidariedade nesses anos em que caminhamos lado a lado.

Aos funcionários do Departamento de Prótese da FOU SP: Sandra, Coraci, Valdinea, Regina, Lena, Ana, Luís e Paula pela eficiência e por estarem sempre dispostos a nos ajudar.

Aos funcionários da Biblioteca da FOU SP pela atenção e colaboração em todos os momentos.

A todos que direta ou indiretamente colaboraram para que este trabalho fosse concluído, meu sincero reconhecimento.

Kanashiro LH. Avaliação da precisão de duas técnicas de união de estruturas metálicas - brasagem e soldagem a laser - em uma prótese clássica de Brånemark pelo método da microscopia eletrônica de varredura (MEV) [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

Este estudo avaliou a precisão de duas técnicas de união, a brasagem e a soldagem a laser, em estruturas metálicas de uma prótese clássica de Brånemark. Dez estruturas fundidas em NiCr foram segmentadas em 4 partes e analisadas no MEV em pontos pré-estabelecidos, vestibular e proximal, totalizando 8 pontos de análise para cada estrutura. Na primeira fase, foi mensurada a fenda marginal existente entre o análogo do implante e o abutment UCLA antes da união destes segmentos através da brasagem e da soldagem a laser. Após esta análise inicial, as 10 estruturas foram divididas aleatoriamente em dois grupos. O grupo que seria unido pelo processo da brasagem, utilizando maçarico gás/oxigênio, apresentou uma fenda marginal média de 5,94µm, já o grupo que seria unido através da soldagem a laser, uma fenda marginal média de 7,22µm. Os segmentos de cada estrutura metálica foram parafusados com 10Ncm aos respectivos análogos da plataforma de trabalho e unidos com resina acrílica Pattern Resin LS (GC America Inc, USA). Após a polimerização da resina, a estrutura foi desparafusada e submetida ao processo da brasagem ou da soldagem a laser e analisada no MEV nas mesmas posições pré-estabelecidas antes da união. Esta análise foi realizada na mesma plataforma de trabalho. Para tal, os quatro parafusos de fixação foram rotacionados até que fosse detectada uma leve resistência. Neste momento, somente o parafuso de uma das

extremidades recebeu um torque de 10Ncm e os demais parafusos foram soltos. A média das fendas marginais após o processo da brasagem passou a ser de 18,80µm e a média das fendas marginais após a soldagem a laser passou a ser de 12,38µm. A análise de covariância mostrou que a diferença das fendas depois e antes da união através da brasagem foi maior que a diferença das fendas obtidas através da soldagem a laser ($p = 0,001$). Apesar da brasagem apresentar uma distorção significativamente maior quando comparada à soldagem a laser, ambas mostraram valores de fenda marginal clinicamente aceitáveis. No entanto, ficou evidente a facilidade de execução da técnica a laser em relação à brasagem, principalmente no que tange ao tempo necessário para a realização de cada uma delas.

Palavras-Chave: prótese sobre implantes osseointegrados; soldagem; laser; brasagem

Kanashiro LH. Assessment of precision of two union techniques, brazing and laser welding, in metallic structures of a Brånemark classical prosthesis using the sweeping electronic microscopy (SEM) [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

ABSTRACT

In this study we assess precision of two union techniques, brazing and laser welding, in metallic structures of a Brånemark classical prosthesis. Ten structures cast in NiCr were segmented in four parts and analyzed in the SEM in pre-established points, vestibular and proximal, in a total of 8 analysis points for each structure. In this first phase, we measured the marginal fissure between the implant analogous and the UCLA abutment before the union of these segments using brazing and laser welding. After this initial analysis, we randomly divided the ten structures in two groups. The group that would be united by the process of brazing, using gas/oxygen blowpipe, presented an average marginal fissure of 5,94 μ m and the group that would be united by laser welding, an average marginal fissure of 7,22 μ m. The segments of each metallic structure were screwed with 10Ncm to the respective analogous of the work platform and united with acrylic resin Pattern Resin LS (GC America Inc., USA). After polymerization of the resin, the structure was unscrewed and submitted to process of brazing or laser welding and analyzed in the SEM in the same positions pre-established before the union. This analysis was made in the same work platform. To do so we rotated the four fixation screws until we felt a light resistance. At this moment, only the screw of one of the edges received a torque of 10Ncm and the other screws were released. The average of the marginal fissures after the brazing

process was 18,80 μm and the average of the marginal fissures after the laser welding process was 12,38 μm . The analysis of the covariance showed that the difference of the fissures after and before the union using brazing was bigger than the difference of the fissures obtained with the laser welding ($p = 0,001$). Despite the fact that the brazing presents a distortion significantly bigger when compared to the laser welding, both techniques showed clinically acceptable values of marginal fissures. However, it is clear how easy the execution of the laser technique is in relation to the brazing, mainly in relation to the time that is needed for each technique.

Keywords: osseointegrated implant supported prosthesis; soldering; laser; brazing

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	15
2.1 Adaptação, tolerância biológica e tolerância mecânica.....	15
2.2 Definições de brasagem e soldagem.....	35
2.3 Brasagem e soldagem.....	37
3 PROPOSIÇÃO	46
4 MATERIAL E MÉTODOS	47
5 RESULTADOS	83
6 DISCUSSÃO	90
7 CONCLUSÕES	108
REFERÊNCIAS	109

1 INTRODUÇÃO

As próteses suportadas por implantes osseointegrados assumiram um papel importante na reposição de dentes perdidos, permitindo aos pacientes soluções mais satisfatórias que as terapias convencionais. Isto foi possível graças à alta previsibilidade e confiabilidade dos implantes osseointegrados demonstradas inicialmente por Brånemark (ADELL et al., 1981; BRÅNEMARK et al., 1977).

Apesar dos tratamentos com implantes osseointegrados apresentarem um bom prognóstico, com altos índices de sucesso (ADELL et al., 1981), um pequeno percentual de insucesso ainda é encontrado (JEMT, 1991). Trabalhos da literatura relacionam a má adaptação da estrutura protética com problemas biológicos, como: perda óssea da crista alveolar ao redor dos implantes (HERMANN et al., 2001; JEMT; LEKHOLM, 1998) e inflamação dos tecidos periimplantares (ERICSSON et al., 1995; HERMANN et al., 2001). A literatura também mostra que a má adaptação está associada aos problemas mecânicos, como a fratura do revestimento estético da prótese (JEMT, 1991) e, principalmente, ao afrouxamento e à fratura do parafuso de fixação da prótese (JEMT; LINDÉN; LEKHOLM, 1992; BINON et al., 1994; KALLUS; BESSING, 1994). Em casos extremos, a má adaptação relatada poderia provocar até mesmo a fratura do implante (ECKERT et al., 2000).

O fato dos implantes osseointegrados não possuírem tecidos periodontais que permitam compensar pequenos erros de relacionamento entre a prótese e o elemento pilar, faz com que as próteses sobre implantes necessitem de um critério de fabricação ainda mais preciso (BRUNSKI; SKALAK, 1998).

O número de falhas tem diminuído com a melhora na fabricação dos implantes e dos componentes protéticos, mas principalmente devido aos estudos e ao desenvolvimento das técnicas protéticas relacionadas às possíveis distorções existentes em cada passo clínico e laboratorial da confecção de uma prótese sobre implante. A desadaptação presente no momento da instalação da prótese é uma somatória das distorções de cada fase, assim, uma melhor adaptação poderia ser obtida através de uma diminuição dos desajustes de cada passo (WEE; AQUILINO; SCHNEIDER, 1999).

A prova da estrutura metálica é uma fase importante do tratamento protético para evitar problemas posteriores (JEMT, 1991). Quando se observa que a adaptação da estrutura não é satisfatória, esta deve ser cortada em segmentos para realizar a união através da soldagem (LOSS, 1986; SUTHERLAND; HALLAM, 1990; TAYLOR; BERGMAN, 1990; WASKEWICZ; OSTROWSKI; PARKS, 1994). Para este caso existem duas possibilidades técnicas: união através da brasagem e da soldagem a laser.

Assim o estudo tem como objetivo comparar a precisão das técnicas brasagem e soldagem a laser em estruturas metálicas de uma prótese clássica de Brånemark¹.

¹ Neste trabalho, convencionamos chamar prótese clássica de Brånemark, a prótese implanto-suportada descrita por Brånemark et al. em 1977, muitas vezes denominada, ao nosso ver erroneamente, de prótese protocolo de Brånemark

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Adaptação, tolerância biológica e tolerância mecânica

Hall (1970) relatou que o olho humano é capaz de distinguir dois pontos quando estes estão a uma distância mínima de 70 μ m; para os microscópios óticos esta distância seria de 2,33 μ m e para os microscópios eletrônicos de 0,0067 μ m.

Brånemark et al. (1977) descreveram um procedimento para a reabilitação de pacientes edêntulos. Foram tratados 235 maxilares edêntulos em 211 casos consecutivos, totalizando 1618 implantes. As próteses fixas implanto-suportadas foram acompanhadas de setembro de 1965 a junho de 1975. Os autores verificaram que seria possível obter uma verdadeira osseointegração realizando um procedimento cirúrgico cuidadoso e monitorando o tempo de cicatrização e a carga sobre os implantes. Concluíram que os implantes osseointegrados poderiam ser utilizados em maxilares edêntulos para suportar permanentemente uma prótese com um prognóstico favorável em longo prazo, sem qualquer risco de complicações mais sérias.

Adell et al. (1981) realizaram um estudo com 15 anos de acompanhamento (1965-1980) em que verificaram que o tratamento com implantes osseointegrados é um procedimento de sucesso. Foram analisados 2768 implantes instalados em 191 maxilas e 219 mandíbulas edêntulas em 371 pacientes tratados consecutivamente. Seis implantes eram instalados na região intermentoniana ou, nos maxilares, entre as paredes anteriores do seio maxilar. Após o período de osseointegração dos

implantes (3 a 4 meses para a mandíbula e 5 a 6 meses para a maxila), era realizada a cirurgia de reabertura ou de conexão dos abutments. Após 2 semanas realizava-se o tratamento protético. Nesse artigo, os autores enfatizaram que a meta da confecção da prótese seria a obtenção de uma precisa adaptação da estrutura metálica aos abutments.

Hamaguchi, Cacciatore e Tueller (1982) relataram que a microscopia eletrônica de varredura permite mensurar dois pontos com precisão e com grande profundidade de campo. Já a microscopia ótica apresenta limitação na profundidade de campo e os dois pontos a serem mensurados devem estar no mesmo plano, não sendo possível focar os dois pontos ao mesmo tempo. Desta maneira, seria impossível fazer medições precisas em micrômetros.

Skalak (1983) estudou a biomecânica das próteses sobre implantes osseointegradas e afirmou que o osso e o implante não devem receber estresse além das suas capacidades de fadiga. Sendo o titânio mais rígido do que o osso, o autor relatou que na interface osso/titânio, o tecido ósseo e a sua união ao titânio sofrem as conseqüências de um problema biomecânico antes que o titânio. O autor também relatou que qualquer desajuste da prótese aos implantes resultará num estresse à prótese, aos implantes e ao tecido ósseo. Este desajuste pode não ser detectado pela inspeção visual, no entanto, é possível levar a falhas mesmo na ausência de cargas externas.

American National Standards Institute² (1989, apud Jemt et al., 1996) define que adaptação em prótese sobre implante é o espaço livre existente entre o implante e o componente protético.

² American National Standards Institute. Industrial engineering terminology, revised edition. Norcross, Georgia: American National Standards Institute, 1989. (Z94.0: 07-02, 07-20, 07-58, 08-02, 0519, 17-02)

Holmes et al. (1989) apresentaram os pontos a serem lembrados na mensuração da adaptação marginal. Relataram que existem vários tipos de mensurações e definiram os termos: fenda marginal, discrepância marginal vertical, discrepância marginal horizontal, margem sobreextendida e margem subextendida. Fenda marginal foi definida como sendo a mensuração perpendicular entre a margem da fundição e a margem do preparo; a discrepância marginal vertical seria a desadaptação marginal vertical mensurada paralelamente ao eixo de inserção da fundição. A discrepância marginal horizontal foi definida como uma desadaptação marginal horizontal mensurada perpendicularmente ao eixo de inserção da fundição.

Rangert, Jemt e Jörneus (1989) relataram que o ponto mais fraco da prótese no Sistema Brånemark é o parafuso de ouro ou o parafuso do abutment. Os autores enfatizaram que uma precisa adaptação da prótese ao abutment e um adequado aperto do parafuso de ouro são essenciais, pois caso contrário, alguns implantes iriam receber mais cargas que outros, não ocorrendo uma distribuição uniforme da carga. Assim, uma adaptação precisa entre a prótese e o abutment seria importante para que a união parafusada tivesse uma alta capacidade de recebimento de carga.

Na confecção de próteses suportadas por implantes, Jemt (1991) propõe duas técnicas para avaliar o assentamento da infra-estrutura metálica fundida em peça única. Na primeira técnica, o parafuso de fixação de uma das extremidades da prótese seria apertado por completo e a presença de uma fenda entre a outra extremidade da prótese e o implante indicaria uma inadequada adaptação. Na segunda técnica proposta por Jemt (1991), a avaliação da adaptação da infra-estrutura era feita através do aperto dos parafusos de ouro, um a um, começando pelo implante vizinho à linha mediana. Este primeiro parafuso era apertado até que

se observasse uma primeira resistência. Neste ponto, a posição da chave do parafuso era identificada, para que então fosse completamente apertado com 10 a 15 Ncm. Na sequência, um parafuso vizinho e próximo à linha mediana era provado seguindo a mesma técnica. Quando fosse necessário mais que meia volta (180°) para o aperto final do parafuso de ouro, considerava-se que a infra-estrutura metálica apresentava uma adaptação inadequada.

Goll (1991) realizou uma revisão da literatura a respeito de como obter uma adequada adaptação em estruturas do tipo prótese clássica de Brånemark. O autor recomendou a utilização de componentes usinados; checar a adaptação dos cilindros de ouro e dos transferentes de moldagem; proteger os abutments para que não ocorra acúmulo de resíduo; checar a precisão do modelo de trabalho através de um índice de resina acrílica; checar a adaptação da estrutura utilizando apenas um parafuso na extremidade da estrutura; limpar a superfície de assentamento do cilindro de ouro com solvente de cera antes da inclusão; se possível, fundir a estrutura metálica em monobloco e utilizar capa protetora dos cilindros de ouro no polimento da estrutura. Nesse artigo, o autor discutiu a questão da fundição em monobloco e a fundição em múltiplos segmentos que seriam soldados posteriormente. Goll relatou que embora a soldagem seja uma tarefa relativamente simples, em casos de uma estrutura grande, a contração do metal pode causar quebra e alteração do revestimento. Além disto, a soldagem também pode não ser possível quando o revestimento não é forte o suficiente para resistir às forças produzidas durante o resfriamento do metal.

Assif et al. (1992) verificaram a adaptação de uma estrutura metálica aos análogos de implantes de duas maneiras: assentamento manual e visual. Na checagem manual, uma leve pressão digital alternada detectava a presença de

algum movimento. Na checagem visual foi utilizado um microscópio calibrado em micrômetro para dimensionar a fenda existente. Nesse estudo, os autores verificaram que os dentistas são capazes de detectar a presença de desconfortos a partir de 30µm quando utilizado o teste da pressão digital, tentando observar deslocamentos, fendas ou báscula entre a estrutura metálica e os análogos. Ao verificar esta desconforto, Assif relata que a necessidade de seccionar a estrutura metálica e uni-la novamente envolve mais tempo e resulta numa peça, metalurgicamente, mais complexa e mais fraca.

Através de uma análise teórica utilizando os princípios da engenharia mecânica, Patterson e Johns (1992) estudaram a fadiga das partes rosqueadas de um sistema de prótese fixa parafusada. Verificaram que uma prótese confeccionada com precisão apresenta uma expectativa de vida dos parafusos de fixação de aproximadamente 20 anos. No entanto, quando isto não ocorre, a expectativa de vida é drasticamente reduzida.

Jemt, Lindén e Lekholm (1992) avaliaram, após um ano da instalação da prótese sobre implante, 127 casos consecutivos em 96 pacientes. Os problemas mais comumente encontrados durante esse primeiro ano em função foram o afrouxamento do parafuso de fixação da prótese e o comprometimento estético, que tiveram fácil resolução.

Para verificar a adaptação da estrutura aos implantes, Tan et al. (1993) descreveram o “teste do parafuso único” com uma variação em relação ao teste descrito por Jemt (1991). Os autores sugeriram o aperto de um parafuso de cada vez, em todos os implantes, verificando a fenda existente entre a estrutura e os demais implantes. Assim, constataram deslocamentos significantes entre os cilindros de ouro de uma mesma estrutura quando parafusos diferentes eram apertados

isoladamente, onde pequenos deslocamentos rotacionais poderiam provocar grandes fendas. Nesse mesmo estudo, os autores verificaram que a detecção de distorções é altamente subjetiva e a aceitabilidade da adaptação poderia estar relacionada à longevidade da prótese e dos componentes protéticos, assim como, à sobrevivência da osseointegração.

Weinberg (1993) relatou que a desadaptação de uma prótese unitária ao abutment provoca fadiga e afrouxamento do parafuso de ouro. Nas próteses múltiplas esta má adaptação da prótese em um dos abutments (e subsequente falência do parafuso de ouro) transfere a carga oclusal para outro implante que apresentava uma boa pré-carga e uma interface bem adaptada. Como resultado, os implantes remanescentes podem estar sujeitos à sobrecarga oclusal. Isto é ainda mais crítico quando ocorre no implante da extremidade, pois o braço de alavanca torna-se maior.

Binon et al. (1994) relataram que a aplicação de um torque no parafuso que une dois componentes desenvolve uma tensão que tende a juntar estas duas partes. Esta força de tensão gerada é chamada de pré-carga. Para uma ótima estabilidade da conexão, a tensão exercida sobre o parafuso deveria ser a mais alta possível, mas sem exceder o limite de elasticidade do parafuso. Clinicamente, o torque de aperto considerado ótimo é de 75% do torque necessário para que o parafuso se danifique. Os autores também discutiram o motivo do afrouxamento dos parafusos nos sistemas de implantes. As principais causas relatadas foram: inadequado aperto do parafuso, próteses mal adaptadas e mal planejadas, sobrecarga oclusal, desenho inadequado do parafuso e elasticidade do osso.

Burguete et al. (1994) relataram em seu artigo que um pequeno degrau de desadaptação, como ocorre quando a passagem do parafuso da prótese não está

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

Schulte (1994) mensurou o hexágono de seis fabricantes de implantes e verificou que existem diferenças no controle de qualidade. Desta maneira, a precisão de adaptação pode ser diminuída quando componentes de fabricantes diferentes são utilizados para restaurar um mesmo caso clínico.

Ao analisarem 50 pacientes que haviam recebido próteses fixas totais suportadas por implantes há 5 anos, Kallus e Bessing (1994) verificaram, através de exames clínicos e radiográficos, que haviam parafusos do abutment e parafusos de ouro com aperto inadequado. Os autores relacionaram a má adaptação das próteses ao afrouxamento dos parafusos e sugeriram retornos periódicos a cada 5 anos para confirmar o aperto dos parafusos.

Waskewicz, Ostrowski e Parks (1994) relataram que o principal objetivo na fabricação de uma prótese sobre implantes osseointegrados é o assentamento passivo entre o abutment do implante e a estrutura metálica. Através da análise fotoelástica, os autores testaram três diferentes seqüências de parafusamento: abutment 1, 2, 3, 4 e 5; abutment 5, 4, 3, 2 e 1 e abutment 3, 2, 4, 1 e 5 e, os três métodos apresentaram distribuição de estresse idênticos mostrando que a seqüência do parafusamento não interfere no assentamento da estrutura. O estudo ainda relatou que a tensão gerada ao redor dos cinco implantes de uma prótese fixa

total inferior parafusada poderia ser diminuída através de uma melhor adaptação da estrutura aos abutments com o seccionamento da estrutura, indexação e soldagem.

No Fórum da revista *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, Yanase et al. (1994) discutiram as maneiras para testar a adaptação da estrutura de uma prótese implanto-suportada de arco completo. Os autores relataram que a adaptação de uma estrutura fundida depende inicialmente de um modelo padrão preciso para ser então avaliada intraoralmente. Binon recomendou a utilização de cilindros de ouro ou cilindros temporários para confeccionar uma estrutura em resina (gabarito) que permitiria a checagem da precisão do modelo de trabalho. Foram sugeridas algumas técnicas para se checar a adaptação da estrutura: pressão digital leve sobre vários locais do arco procurando observar algum deslocamento ou movimentação da peça; aperto de apenas um parafuso da prótese e verificação (visual e tátil) de fenda entre a estrutura e os abutments; observação de uma resistência na colocação do parafuso indicando desalinhamento dos componentes. Seguindo este mesmo método, Parel recomendou verificar o início da resistência do parafuso até o seu aperto final e se o número de voltas de todos os parafusos eram similares, pois caso contrário, poderia indicar uma desadaptação vertical. Os autores também mencionaram a utilização da radiografia, do GC Fit Checker (GC International, Tokyo, Japan), do fio dental e também do relato do paciente de alguma sensação de dor, desconforto e pressão durante o aperto dos parafusos para verificar um inadequado assentamento da estrutura protética.

Num estudo realizado em cães, Ericsson et al. (1995) observaram que um infiltrado celular inflamatório estava consistentemente presente na altura da conexão implante/abutment. Mesmo nos implantes com controle de placa bacteriana, observou-se este infiltrado inflamatório, sugerindo ser uma resposta do hospedeiro

para isolar bactérias presentes dentro das conexões do implante. Segundo os autores, isto explica a perda óssea de aproximadamente 1mm observado durante o primeiro ano após a conexão do abutment ao implante.

Binon (1995) analisou a precisão e a consistência de fabricação dos implantes e componentes protéticos de 13 marcas comerciais que apresentam como conexão o hexágono externo. O autor verificou que as dimensões do hexágono do implante e do análogo de implante, assim como o sextavado interno do abutment podem variar significativamente entre os fabricantes. Nesse estudo foi observada uma desadaptação rotacional entre o hexágono externo e o sextavado interno de 4 a 10,1 graus.

Millington e Leung (1995) estudaram a relação entre o tamanho da fenda marginal com a tensão gerada sobre uma estrutura com 4 implantes. Diferentes níveis de desadaptação foram inseridos entre a estrutura de ouro e os abutments. Através de uma camada fotoelástica sobre a estrutura, padrões de franjas indicavam os locais com maior tensão. Os resultados mostraram uma relação direta entre o tamanho da fenda e o estresse gerado sobre a estrutura, no entanto, este aumento da tensão não foi de maneira linear. Os autores relataram que os níveis de estresse gerados por uma fenda dependem: a) do tamanho e localização da fenda; b) da dimensão, da forma e da dureza do metal da estrutura e c) do número, da distribuição e da distância entre os *abutments*. Também foi citado que a dureza do osso precisa ser considerada na análise da distribuição do estresse.

Jemt e Lie (1995) mensuram a distorção de 15 próteses implanto-suportadas selecionadas aleatoriamente. As infra-estruturas metálicas destas próteses foram fundidas em peça única com liga áurica Tipo III. A distorção entre o cilindro de ouro das estruturas metálicas e os análogos de implantes nos modelos de

gesso foram inferiores a 150µm. A adaptação destas próteses foi considerada aceitável clinicamente, tanto em boca como no laboratório. Os autores sugerem que este nível de adaptação pode ser considerado clinicamente adequado, uma vez que poucas complicações relacionadas a uma má adaptação têm sido observadas em pacientes com próteses implanto-suportadas que seguiram os mesmos critérios clínicos de avaliação da adaptação.

Jemt et al. (1996) analisaram quatro sistemas de mensuração de desadaptação em implantes dentais. O sistema Mylab e o sistema da Universidade de Washington eram baseados em técnicas de contato. O sistema da Universidade de Michigan utilizava o laser como fonte de leitura e o quarto sistema, a fotogrametria, obtinha os dados através de fotografias tomadas simultaneamente em três planos. Todos os sistemas analisados foram capazes de fornecer dados de uma maneira tridimensional com coordenadas x, y e z. Somente o sistema de fotogrametria foi capaz de registrar a adaptação intra-oral.

Binon (1996) verificou que a tolerância, precisão, fidelidade e consistência de fabricação dos componentes protéticos e implantes apresentaram uma melhora, quando comparados a estudos anteriores. O autor comparou 11 sistemas de implantes com hexágono externo e constatou que existem diferenças significantes quanto à tolerância de fabricação entre estes sistemas. O intercâmbio de componentes entre os diferentes sistemas de implantes pode provocar uma somatória de erros de tolerância (hexágono externo do implante e do análogo, sextavado interno do transferente de moldagem e do cilindro de ouro) que resultaria em desadaptações rotacionais e proximais significantes. Estas desadaptações dos componentes e as características de cada parafuso também afetam na pré-carga e na estabilidade da junção parafusada. Nesse mesmo trabalho o autor relatou que a

falência da conexão parafusada ocorre em duas fases. A primeira fase consiste no “desgaste” efetivo e gradual da pré-carga devido às cargas funcionais externas. Na segunda fase a carga externa diminui rapidamente a pré-carga remanescente e provoca vibração e micromovimentos que conduzem para a perda do parafuso.

A adaptação marginal de cilindros de ouro a implantes do sistema Ha-Ti através da utilização da microscopia eletrônica de varredura com um aumento de 500 vezes foi estudado por Besimo et al. (1996). As medidas foram realizadas antes e depois dos procedimentos laboratoriais para obtenção de uma coroa metalo-cerâmica, após simular a aplicação de uma carga funcional. As fendas marginais medidas foram inferiores a $3\mu\text{m}$, apresentando adaptação marginal superior às próteses convencionais e aos métodos de CAD-CAM.

Carr, Gerard e Larsen (1996) estudaram em macacos a resposta óssea ao redor de implantes dentais suportando próteses com diferentes níveis de adaptação. Os autores concluíram que quando cargas dinâmicas não eram aplicadas sobre as próteses, uma desadaptação de $345\mu\text{m}$ não alterava a resposta óssea ao redor dos implantes quando comparada a uma estrutura mais bem adaptada ($38\mu\text{m}$).

Smedberg et al. (1996) relataram que a pré-carga externa (carga por desadaptação) é o momento de flexão e de força estática axial que atua entre o implante e a estrutura protética devido à discrepância geométrica entre as partes. Esta carga é a diferença entre a força registrada antes e após o aperto do parafuso de fixação de uma estrutura. Uma prótese adaptada resulta numa pré-carga externa inicial baixa, incorporando uma margem de segurança maior contra as sobrecargas. Assim, uma prótese adaptada resiste a forças maiores do que uma prótese desadaptada que apresenta uma pré-carga externa inicial alta.

Binon e McHugh (1996) relataram que uma carga externa assimétrica (carga oblíqua) diminui progressivamente a pré-carga. Quando existe uma adaptação rotacional, o abutment encaixa no hexágono externo e a carga externa assimétrica é transferida e dissipada através dos componentes, mantendo a conexão firme e estável por mais tempo. Quando não existe uma adaptação rotacional, o abutment gira até se encaixar ao hexágono externo, dissipando um percentual ainda maior da pré-carga durante este movimento. Neste último caso, a diminuição da pré-carga resulta numa conexão parafusada mais fraca.

Jemt e Book (1996) analisaram um grupo com 7 pacientes que foram acompanhados durante um ano após a instalação dos abutments (grupo 1). Um segundo grupo, com o mesmo número de pacientes, recebeu uma análise retrospectiva após quatro anos da instalação dos abutments (grupo 2). Através da técnica de fotogrametria intra-oral, verificaram que em nenhuma das próteses havia uma adaptação passiva completa, com desadaptação de 111µm e 91µm para o grupo 1 e 2 respectivamente. Além disto, não foi encontrada nenhuma correlação entre os níveis de desadaptação da prótese e a alteração do nível ósseo marginal nos dois grupos estudados. Através dos dados apresentados, os autores concluíram que houve uma certa tolerância biológica para a desadaptação entre a prótese e o abutment.

Jemt (1996) utilizando a técnica da fotogrametria mensurou a fenda existente entre os implantes e os abutments de 17 próteses fixas totais selecionadas aleatoriamente. Em nenhum dos 96 locais mensurados havia uma adaptação perfeita, sem nenhum deslocamento. No entanto, o autor relatou que os casos estudados mostraram baixa frequência de problemas mecânicos e biológicos que pudessem ser relacionados à adaptação precária, indicando adaptação clinicamente

aceitável. Nesse mesmo trabalho, foi comparada a precisão de adaptação das próteses utilizando o modelo mestre e os implantes intra-orais. O autor verificou que existiam diferenças significativas entre os resultados obtidos sobre o modelo mestre e os resultados obtidos diretamente na boca, demonstrando que não é possível transferir a adaptação extra-oral para a verdadeira situação clínica.

Cheshire e Hobkirk (1996) investigaram, *in vivo*, a adaptação de 5 supraestruturas mandibulares utilizando o material de impressão polivinilsiloxano. As discrepâncias obtidas foram mensuradas quando o parafuso do cilindro de ouro era apertado com uma força manual máxima (aproximadamente 17 a 18 Ncm) e com um torquímetro calibrado em 10Ncm. Os autores verificaram que houve discrepâncias consideráveis em supraestruturas que eram consideradas aceitáveis clinicamente. Constataram também que o aumento da força utilizada no aperto do parafuso promove uma diminuição da discrepância vertical entre o cilindro de ouro e o abutment transmucoso, no entanto, os autores discutiram a respeito da tensão gerada dentro do sistema implante-supraestrutura.

Isidor (1996) observou em seu estudo em macacos que uma carga oclusal excessiva pode levar à perda da osseointegração em implantes que já se encontravam osseointegrados. Segundo o autor, a perda da osseointegração pode ser explicada pelas microfraturas causadas pela fadiga que excedeu o potencial reparador do osso, propiciando a interposição de tecido mole entre o osso e o implante. Já os implantes que foram induzidos ao acúmulo de placa bacteriana com fio de algodão mantiveram a osseointegração, no entanto, houve perda óssea marginal durante os 18 meses de observação.

Em outra pesquisa, Isidor (1997) realizou uma avaliação histológica do osso periimplantar nos implantes submetidos à sobrecarga oclusal ou submetidos ao

acúmulo de placa bacteriana. O autor discutiu a respeito do limiar aceitável de pressão sobre o tecido ósseo. Em seu estudo, um dos implantes apresentou uma resistência maior à sobrecarga quando comparado a outros implantes submetidos às mesmas condições. Verificou-se que neste implante ocorreu uma proporção maior de contato osso/implante e que o osso era mais denso, indicando uma melhor ancoragem e conseqüentemente um limiar mais alto para a perda da osseointegração devido à sobrecarga. Quanto à indução do acúmulo de placa bacteriana, o autor verificou que nenhum implante perdeu a osseointegração devido a este fator, no entanto, exibiram sinais histológicos de periimplantite com perda óssea marginal.

Através da utilização da microscopia eletrônica de varredura a um aumento de 300 vezes, Dellow, Driessen e Nel (1997) estudaram a viabilidade de intercâmbio de abutments e implantes entre os sistemas Brånemark, Southern Implant System, Swede-Vent e Steri-Oss. Não houve diferenças significantes na mensuração da microfenda entre os sistemas de implantes, assim como, no intercâmbio entre eles. Os valores médios da microfenda variaram de 0µm a 7,15µm.

Jansen, Conrads e Richter (1997) analisaram 13 conexões implante/abutment e através da microscopia eletrônica de varredura verificaram que todos os sistemas analisados apresentavam fendas inferiores a 10 µm. Na mensuração destas fendas não foi incluído o arredondamento da borda do componente, pois os autores acreditavam que este arredondamento não interfere na prevenção de penetração bacteriana. Apesar da boa adaptação marginal dos componentes de implantes, a colonização bacteriana não foi evitada, pois a bactéria *Escherichia coli* utilizada nesse estudo apresentava um diâmetro de 1,1 a 1,5µm, sendo classificada de tamanho médio entre os microorganismos da microflora oral.

Ma, Nicholls e Rubenstein (1997) definiram o termo “tolerância de fabricação” como sendo a diferença na posição de assentamento (deslocamento horizontal) permitida pelos componentes quando estes são colocados em posição pelo aperto de seus respectivos parafusos. Dois fatores contribuem para a tolerância de fabricação: a tolerância dimensional e a rugosidade superficial. A tolerância dimensional especifica o quanto um componente fabricado pode variar a partir da sua “exata dimensão”. A rugosidade superficial do componente afeta na adaptação das superfícies contactantes.

No referido trabalho, os autores mensuraram, num plano horizontal, a tolerância de fabricação dos componentes de implante do sistema Nobel Biocare. As tolerâncias variaram dentro do sistema de 22 a 100 μm , conforme a combinação realizada. Entre o abutment e o cilindro de ouro o valor mensurado foi de 23,1 μm ; entre o abutment e o transferente quadrado foi de 31,9 μm ; entre o análogo do abutment e o cilindro de ouro foi de 37,1 μm e entre o análogo de abutment e o transferente quadrado de 51,7 μm . Os autores sugerem que estas tolerâncias de fabricação entre os componentes de implantes deveriam ser incluídas em futuros estudos de precisão, isto devido às características inerentes aos próprios componentes.

Através de uma análise histométrica, Cochran et al. (1997), estudaram a junção implanto-gengival ao redor de 2 grupos de implantes não submersos: um grupo que não recebeu carga mastigatória e um segundo grupo que recebeu carga mastigatória. Ambos apresentaram dimensões similares e os autores sugerem a existência de um espaço biológico ao redor dos implantes, e que isto seria uma formação fisiológica, sendo uma dimensão estável similar ao que ocorre ao redor dos dentes naturais.

Hermann et al. (1997) avaliaram radiograficamente as alterações da crista óssea ao redor de implantes de titânio de uma peça e de duas peças. Nenhum dos implantes foi submetido à carga mastigatória e as técnicas submersa e não submersa foram utilizadas. Os autores verificaram que a margem óssea localizava-se a 2mm desta fenda, independentemente da profundidade em que esta se encontrava.

Num estudo realizado em tíbias de coelho, Michaels, Carr e Larsen (1997) observaram o efeito biológico resultante de forças induzidas pela desadaptação protética. As estruturas mal assentadas sobre os implantes dentais ($466\pm 209\mu\text{m}$) não apresentaram diferenças significantes na extensão e na porcentagem da área de osseointegração quando comparadas a estruturas bem adaptadas ($62\pm 35\mu\text{m}$). Os autores enfatizaram que o estudo da adaptação da estrutura protética deveria ser avaliado em um outro modelo animal para determinar o relacionamento entre o desempenho clínico e os achados histológicos.

Brunski e Skalak (1998) estudaram a biomecânica da osseointegração e das próteses dentais. Os autores enfatizaram que as estruturas protéticas devem ser efetuadas com precisão para garantir que a junção parafusada possua o máximo de força de travamento entre o cilindro de ouro e o abutment.

Baldissara, Baldissara e Scotti (1998) verificaram que a percepção tátil com a utilização de um explorador de ponta afiada sobre uma superfície metálica lisa é um método confiável na detecção de fendas acima de $36\mu\text{m}$. A partir desta medida, 95% dos examinadores detectaram defeitos marginais, no entanto, a dificuldade parece não estar em detectar a fenda, mas em avaliar a aceitabilidade clínica uma vez que o defeito é detectado.

Jemt e Lekholm (1998) realizaram um estudo in vivo em tíbias de coelhos utilizando a técnica da fotogrametria para mensurar a deformação do osso e da

estrutura protética nos casos de desadaptação entre os implantes e a supraestrutura. Os autores verificaram que houve flexão do tecido ósseo e da supraestrutura com redução da fenda pré-existente entre o implante e o abutment. No entanto, estas medidas e as deformações do osso e da supraestrutura eram complexas e apresentavam um padrão inconsistente. Os autores relataram que a importância clínica desta deformação ainda não está bem compreendida, no entanto, pode ser de grande importância para a remodelação óssea inicial durante o primeiro ano de função.

A Academy of Prosthodontics (1999) no Glossário de Termos Protéticos de 1999 define o termo “adaptação” como o grau de justeza entre uma prótese e as estruturas de suporte ou o grau de proximidade do material restaurador ao dente preparado.

Wee, Aquilino e Schneider (1999) realizaram uma revisão de literatura das possíveis estratégias para se obter uma melhor adaptação das próteses implanto-suportadas. Os autores citam os seguintes fatores clínicos e laboratoriais para a distorção final das próteses: flexibilidade mandibular; material e técnica de moldagem; tolerância de fabricação dos abutments, transferentes, análogos e cilindros de ouro; técnica de confecção do modelo de trabalho; curvatura do arco implantado; distorção da cera; processo de fundição; adição de resina ou porcelana à infra-estrutura metálica e variação individual na detecção da desadaptação.

Os autores concluíram que vários fatores impossibilitam a obtenção da adaptação passiva nas próteses implanto-suportadas, no entanto, a utilização de procedimentos meticulosos e precisos foi recomendada para obtenção da melhor adaptação possível da prótese aos abutments intraorais.

Numa revisão da literatura sobre os métodos clínicos de avaliação da adaptação nas próteses sobre implantes, Kan et al. (1999) discutiram sobre o assentamento passivo. Os autores concluíram que a desadaptação não pode ser precisamente avaliada ou determinada através dos métodos clínicos atualmente disponíveis. Os níveis sugeridos de adaptação passiva são empíricos e nenhum estudo definiu ou quantificou cientificamente o nível mínimo de tolerância biológica. Os autores sugerem que os clínicos utilizem uma combinação dos métodos de avaliação para minimizar as desadaptações.

Hermann et al. (2000) utilizaram 59 implantes que foram divididos em 6 grupos. Estes implantes apresentavam configurações de uma peça e duas peças, com a porção cervical relativamente lisa (superfície maquinada) e a porção mais apical, uma superfície rugosa (SLA-sandblasted and acid-etched). Foi utilizada a técnica submersa para 3 grupos de implantes e a técnica não-submersa para os outros 3 grupos, variando-se a localização da fenda implante/abutment e a posição da margem liso/rugoso em relação à crista óssea. Através de uma avaliação histométrica, os autores verificaram que ocorreram alterações da crista óssea durante a fase inicial da cicatrização após a colocação do implante. Além disso, estas alterações são dependentes das características da superfície do implante, assim como da localização da interface implante/abutment (fenda). Estas alterações na crista óssea não foram dependentes da técnica cirúrgica (submersa ou não-submersa).

Ao analisarem próteses fixas retidas por parafuso e próteses retidas por cimento, Guichet et al. (2000) verificaram que antes da cimentação ou do aperto do parafuso, não havia diferença estatística na adaptação marginal ($45,0 \pm 29,1 \mu\text{m}$; $46,7 \pm 29,8 \mu\text{m}$, respectivamente). Após a retenção das próteses, as que foram

parafusadas ($16,5 \pm 8,1 \mu\text{m}$) apresentaram discrepância marginal inferior às próteses cimentadas ($49,1 \pm 26,3 \mu\text{m}$). Através da análise fotoelástica, os autores verificaram que nas próteses parafusadas havia uma tensão maior com uma distribuição irregular das forças sobre os implantes. Desta maneira, os autores concluíram que o aperto dos parafusos permite um fechamento da fenda marginal e um aumento de tensão sobre o conjunto prótese-implante.

Weiss, Kozak e Gross (2000) verificaram em seu estudo que existe uma progressiva perda no torque de retenção do parafuso de fixação depois de repetidos procedimentos de abertura e fechamento. Para os sistemas com hexágono externo, observou-se um afrouxamento do parafuso de 16% a 20% após o primeiro aperto e um afrouxamento de 24% a 36% após o 15º ciclo. Os autores sugerem, então, que o número de ciclos de abertura e fechamento nos procedimentos laboratoriais e clínicos antes da instalação final da prótese deveriam ser reduzidos.

Através de um estudo retrospectivo, Eckert et al. (2000) estudaram os fatores relacionados à fratura de implantes dentais e verificaram uma baixa incidência desta complicação. Foram encontrados 28 implantes fraturados em 4936 implantes, onde todos os casos foram precedidos de afrouxamento do parafuso de fixação, com exceção de apenas um caso. Os autores relataram que o afrouxamento do parafuso e a fratura do implante podem ser causados por uma estrutura mal adaptada, força oclusal excessiva, braço de alavanca desfavorável ou atividade parafuncional.

Segundo Sahin e Çehreli (2001), a adaptação passiva ocorreria quando uma estrutura não induzisse tensão sobre os implantes e o osso circundante na ausência de uma carga externa. Ao realizarem uma revisão da literatura sobre a adaptação passiva em estruturas implanto-suportadas, os autores verificaram que

uma adaptação absolutamente passiva não foi obtida nos últimos 30 anos e questionaram a possibilidade e a necessidade de uma adaptação passiva para a manutenção da osseointegração e o sucesso do implante.

Hermann et al. (2001) estudaram o espaço biológico ao redor dos implantes de titânio de uma peça e de duas peças. Através de uma análise histométrica, os autores verificaram uma perda da crista óssea significativamente maior nos implantes de duas peças e também um posicionamento mais apical da margem gengival quando comparado aos implantes de uma peça. Em relação aos implantes de uma peça, as dimensões do espaço biológico apresentaram valores próximos aos dos dentes naturais e um menor grau de inflamação nos tecidos periimplantares. Os autores relataram que não está esclarecida a causa precisa destas alterações teciduais. Uma possível explicação seria a fenda existente entre o implante e o abutment, indicando um local infectado em que o hospedeiro reagiria com uma resposta inflamatória e perda óssea.

Ebrahim et al. (2002) pesquisaram o efeito de diferentes níveis de adaptação da prótese em relação à instabilidade do parafuso de fixação. Foram testados três níveis de discrepâncias: 0µm, 100µm e 175µm entre o abutment e o cilindro de ouro de uma prótese fixa sobre 5 implantes. O conjunto foi submetido a uma carga oclusal cíclica para simular 144 dias de mastigação. Os autores verificaram que discrepâncias verticais de 100µm e 175µm nos abutments das extremidades resultaram num significativo afrouxamento do parafuso protético. Portanto, próteses com tais desadaptações deveriam ser consideradas inaceitáveis.

Através de uma análise com elementos finitos, Kunavisarut et al. (2002) estudaram os efeitos de próteses desadaptadas, próteses com cantilever e diferentes forças oclusais. A distribuição de tensões na prótese, nos componentes

do implante e no osso foi analisada e verificou-se que desadaptações de 111 μ m apresentavam uma maior tensão, sendo exacerbada pela presença de um cantilever. Na prótese com adaptação passiva (sem desadaptação) a tensão era menor e distribuída em todos os componentes. No entanto, com os atuais protocolos de fabricação das próteses implanto-suportadas, os autores não acreditam na obtenção de uma verdadeira adaptação passiva.

2.2 Definições de brasagem e soldagem

Marques (1991) relatou que classicamente a soldagem é considerada como um processo de união. Embora muito estudada e utilizada, a soldagem ainda não foi precisamente definida, o que, entretanto, não impede o seu desenvolvimento e aplicação na prática. Quanto à brasagem, o autor relatou que este termo abrange um grupo de processos de união que produz a coalescência (união) dos metais pelo aquecimento a uma temperatura adequada e pelo uso de metal de adição que tem um ponto de fusão abaixo da temperatura “solidus” do metal de base. O metal de adição preenche a junta por ação capilar. Se o ponto de fusão do metal de adição é superior a 450° C o processo é dito “brasagem forte” (“brazing”) e, em caso contrário, é dito “brasagem fraca” (“soldering”). Segundo o autor, a brasagem se distingue da soldagem pelo fato de que, na brasagem, o metal de base nunca é levado à fusão.

Wainer, Brandi e Mello (1992) denominaram o termo soldagem como um processo de união entre duas partes metálicas, usando uma fonte de calor. Os

autores também relataram que os processos de brasagem distinguem-se dos outros processos de soldagem por exigir apenas a fusão do metal de adição. Não ocorrendo fusão do metal da base, nem um elevado aquecimento da zona adjacente à região da solda, o material manterá a sua natureza estrutural e, conseqüentemente, suas propriedades mecânicas originais.

Anusavice (1998) definiu o termo soldagem convencional como um conjunto de processos que produz a união de metais pelo seu aquecimento a uma temperatura apropriada abaixo do *solidus* dos metais a serem soldados e pela aplicação de um metal de preenchimento que tem o *liquidus* não excedendo a 450°C que se funde e escoia por capilaridade entre as partes a serem soldadas, sem apreciável alteração das dimensões das estruturas soldadas. Segundo o autor, na Odontologia muitas vezes o metal de preenchimento apresenta a temperatura *liquidus* acima de 450°C e o termo correto seria soldagem a altas temperaturas, no entanto, o termo soldagem é comumente utilizado. Shillingburg et al. (1998) relataram que o termo soldagem, usado normalmente em Odontologia, seria também utilizado no capítulo de seu livro.

Craig, Powers e Wataha (2002) relataram que a soldagem é uma denominação errônea, pois as operações de solda são aquelas feitas abaixo de 425°C e as operações de caldeamento são feitas acima de 425°C. Embora as aplicações feitas na Odontologia serem acima de 425°C, o termo soldagem é amplamente utilizado.

2.3 Brasagem e soldagem

Nealon (1952) descreveu uma técnica para confecção de restaurações acrílicas. A técnica do pincel preconizada pelo autor consistia na colocação de 10 a 12 gotas de monômero em um pote *dappen* e em outro recipiente, o polímero. O monômero e o polímero eram transferidos para a cavidade dental com auxílio de um pincel de pelos finos (nº 00 ou nº 0), que deveria ser mergulhado aproximadamente 1mm dentro do monômero para que ocorresse a formação e saturação de uma pequena gota de polímero.

Fusayama, Wakumoto e Hosoda (1964) compararam a fundição em monobloco e a soldagem em uma prótese parcial fixa de 4 elementos com 2 pilares. A técnica de fundição em monobloco aumentou a distância mesio-distal entre os elementos da prótese, e a técnica de soldagem diminuiu esta distância. No entanto, os autores observaram que o monobloco obteve melhor adaptação e sua realização era mais simples que a técnica de soldagem.

Gordon e Smith (1970) relataram um estudo inicial sobre soldagem a laser em próteses odontológicas. Dezenove pacientes receberam próteses soldadas a laser, envolvendo 104 elementos fixos e 3 próteses parciais removíveis com encaixe. Os autores verificaram que não ocorreu nenhuma distorção e que as estruturas assentaram nos pilares sem a necessidade de nenhum ajuste. Todas as próteses parciais fixas tiveram sucesso e nenhuma união falhou sob função habitual do paciente durante o período de 6 a 20 meses do estudo. Os autores relataram que pelo fato da soldagem a laser ser feita diretamente sobre o modelo de trabalho, produziu uma distorção menor do que a soldagem convencional que necessita de

uma transferência para um modelo de soldagem. Segundo os autores não ocorreu nenhuma fratura na região das soldas, pois a resistência desta região é compatível com a resistência inerente ao metal utilizado. Os autores enfatizaram que é essencial para a técnica a proximidade das superfícies a serem unidas, e que o laser penetra de 0,5 a 1mm. Também foi citado como vantagem da soldagem a laser em relação à soldagem convencional o menor tempo laboratorial necessário para a realização do processo.

Huling e Clark (1977) estudaram a precisão das técnicas de soldagem a laser, brasagem e a fundição em peça única (monobloco) em próteses parciais fixas de 3 elementos. Todos os procedimentos utilizados resultaram em alguma distorção, entretanto, a soldagem a laser e a técnica de fundição em monobloco produziram uma distorção significativamente menor quando comparado à brasagem. Estas análises foram realizadas por um microscópio com medidas registradas em micrômetros.

Adrian e Huget (1977) estudaram a interferência no preparo da secção transversal na região da solda a laser em ligas de NiCr (níquel-cromo). Os corpos de prova foram fundidos e metade deles seccionados perpendicularmente ao longo eixo. A outra metade dos corpos de prova também foi seccionada perpendicularmente ao longo eixo, mas recebeu um corte (preparo) que formava um ângulo de 45° em relação ao longo eixo. Os resultados levaram às seguintes conclusões: a) as soldas executadas nos corpos seccionados em 45° foram mais fortes que as soldas nos corpos seccionados perpendicularmente ao longo eixo; b) extensas porosidades foram observadas na superfície fraturada nos segmentos seccionados perpendicularmente ao longo eixo; c) mudanças estruturais ocorreram somente na área do impacto do laser.

Apotheker, Nishimura e Seerattan (1984) compararam a soldagem convencional com a soldagem a laser em próteses fixas de 3 elementos. Sete estruturas fundidas em liga de NiCr (níquel-cromo) foram seccionadas e uma estrutura serviu como controle. Três estruturas foram unidas com maçarico a gás (oxigênio) e as outras 3 próteses foram soldadas a laser (Nd:YAG). Os autores verificaram que nas próteses soldadas convencionalmente, em todos os casos havia porosidade, e que isto poderia ser um foco de crescimento bacteriano e corrosão, contribuindo para a fratura da peça protética. Duas das peças soldadas convencionalmente se partiram sob forças que podem ocorrer durante a mastigação. Nas próteses soldadas a laser nenhuma porosidade foi observada, e a força exercida para a ruptura das peças não ocorre intraoralmente.

Schiffleger et al. (1985) relataram em seu artigo que a construção de uma prótese parcial fixa em monobloco apresenta algumas vantagens como: avaliação imediata da adaptação, resistência máxima do conector e ganho de tempo com a eliminação do processo de soldagem. No entanto, os autores enfatizam que a confecção do monobloco exige habilidade e disciplina. A pesquisa analisou próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos fundidos em monobloco. Com o auxílio de um microscópio, os autores verificaram que ocorreu melhora de 50% no assentamento das fundições após a secção da estrutura metálica e a distorção foi menor nas próteses parciais fixas de três elementos e maior nas próteses de cinco elementos.

Ziebert et al. (1986) relataram que a fundição em monobloco elimina o passo da soldagem e maximiza a resistência do conector. No entanto, uma análise em 15 próteses parciais fixas fundidas em monobloco, que depois foram seccionadas e unidas pelo processo da soldagem, os autores verificaram que a

adaptação marginal das fundições em monobloco foi inferior às obtidas após a soldagem.

Loss (1986) descreveu a técnica de confecção de uma prótese fixa mandibular sobre implantes osseointegrados baseado na prótese clássica de Brånemark. O autor preconiza a confecção das estruturas metálicas em monobloco e reforça que a configuração dos “sprues” é crítica quando o enceramento vai ser fundido em peça única. O autor relata que quando a estrutura não apresenta uma boa adaptação a todos os abutments, ela deve ser seccionada e unida para soldagem.

Kaufman (1988) revisou as várias aplicações clínicas do laser na Odontologia. Relatou que a maioria dos aparelhos de laser permite variar a energia e o tempo de exposição, e em alguns casos, o comprimento de onda e o diâmetro do feixe também podem ser controlados pelo operador. O autor também informou que os aparelhos de laser mais utilizados na Odontologia eram os de CO₂ (dióxido de carbono) e de Nd:YAG (neodymium-yttrium-aluminum-garnet). Segundo Kaufman, as ligas não preciosas, como o NiCr (níquel-cromo), podem se fraturar na junção soldada durante a mastigação e tendem a formar porosidades que podem acumular bactéria e resultar em corrosão.

Sones (1989) estudou as complicações existentes nos implantes osseointegrados. Mencionou como complicações um inadequado posicionamento dos implantes, fratura do parafuso do abutment, fratura da infra-estrutura, problemas estéticos e problemas fonéticos. Segundo o autor, embora a prótese apresente uma adequada adaptação passiva e uma oclusão balanceada, a infra-estrutura pode fraturar devido a uma inadequada espessura do metal ou a uma imprópria união de

soldagem. O autor relatou preferência pelas fundições em monobloco às estruturas soldadas.

Sutherland e Hallam (1990) utilizaram o processo de soldagem para alterar o alinhamento da supraestrutura quando esta não se apresentava bem assentada. Segundo os autores, as empresas de implantes deveriam desenvolver análogos de abutment que suportassem altas temperaturas para serem utilizadas no processo de soldagem, pois estes análogos iriam auxiliar na estabilidade dos segmentos da infra-estrutura dentro do revestimento.

Taylor e Bergman (1990) relataram que na construção de uma prótese fixa inferior completa, a infra-estrutura fundida em monobloco é testada para confirmar um bom assentamento da peça apertando-se apenas o parafuso distal de um dos lados e verificando se a prótese desloca na outra extremidade. Caso ocorra um assentamento inadequado, o autor recomenda a secção da estrutura para a realização da soldagem, enfatizando a necessidade de utilizar um disco fino para maximizar a resistência da união e minimizar a contração.

Mojon et al. (1990) pesquisaram a contração de polimerização da resina acrílica Duralay (Reliance Dental) e Palavit G (Kulzer Co). Os autores verificaram que após a mistura do pó com o líquido, 80% da contração ocorreu antes do 17º minuto. Observaram também que alterando a proporção pó-líquido, a adição de mais líquido provocou um significativo aumento da contração.

Cho e Chee (1995) estudaram a precisão de três resinas (Duralay resin, Reliance Dental; G.C. Pattern resin, G.C. America e G.C. Unifast light cure resin, G.C. America) utilizadas na união de estruturas para os procedimentos de “soldagem” nos casos de próteses fixas convencionais e de próteses sobre implantes. Foram medidas as distâncias entre dois copings antes e depois da união

com as três resinas. Todas as resinas estudadas contraíram, provocando uma diminuição das distâncias, não havendo diferença significativa entre elas. Compararam também o tempo de polimerização das 3 resinas. Para tanto utilizaram uma agulha Gilmore com 1 libra de peso para confirmar a polimerização da resina. Quando a agulha não registrasse mais nenhuma marcação, considerava-se então o tempo necessário para a polimerização. A resina Duralay demorou 7 minutos, a G.C. Pattern resin precisou de 3 minutos e a G.C. Unifast light cure resin de 20 segundos. Os autores concluíram que as três resinas são similares na precisão, mas que as resinas da G.C. América foram mais eficientes pelo fato de necessitarem de um menor tempo de união, melhorando a produtividade.

Jemt et al. (1998) avaliaram clínica e radiograficamente o desempenho de 68 pacientes que receberam próteses fixas implanto-suportadas. Trinta e oito pacientes receberam próteses fixas com estruturas de titânio e soldadas a laser e 30 pacientes receberam uma estrutura fundida em liga áurica. Decorridos 2 anos do estudo, não foi observada nenhuma fratura das estruturas ou dos componentes de implante e, com a mesma frequência, ocorreu fratura da resina em ambos os grupos. Um padrão similar de reação óssea foi verificado nos dois grupos sem apresentar diferença significativa no nível ósseo ou na perda óssea. Os autores concluíram que os pacientes tratados com próteses implanto-suportadas fabricadas com estruturas de titânio e soldadas a laser em maxilas edêntulas apresentaram resultados comparáveis aos de pacientes tratados com estruturas fundidas convencionalmente após 2 anos em função.

Örtorp, Linden e Jemt (1999) estudaram o desempenho clínico durante 5 anos das próteses suportadas por implantes em mandíbulas edêntulas. No estudo, os autores compararam os resultados das estruturas em titânio soldadas a laser

(155 pacientes) com as estruturas em ouro fundidas pela técnica convencional (53 pacientes). As duas técnicas apresentaram um alto índice de sucesso (95,9% e 100% respectivamente), sendo que os autores concluíram que as estruturas de titânio soldadas a laser também são uma alternativa viável para as fundições convencionais nos casos de mandíbulas edêntulas.

Bezerra et al. (1999) avaliaram a microestrutura, dureza e resistência à corrosão do titânio comercialmente puro, soldado a laser e utilizado na confecção de próteses sobre implantes. Verificaram que na soldagem a laser a microestrutura apresentou três regiões distintas: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal base. O cordão de solda apresentou uma microestrutura mais refinada e de maior dureza do que o metal base. A ZAC obtida por este processo de soldagem foi relativamente pequena, quando comparada com o processo de brasagem. A resistência à corrosão foi menor na região da solda em meio de cloreto de sódio à temperatura ambiente.

Watanabe et al. (2000) analisaram supraestruturas parafusadas sobre implantes confeccionadas através de 4 métodos: fundição em monobloco (método 1), monobloco que foi seccionado e soldado (método 2), peças confeccionadas separadamente e depois soldadas (método 3) e o 4º método foi uma tentativa de obter uma adaptação passiva compensando a contração ou deformação produzida pela fundição, onde apenas um dos cilindros de titânio era incorporado à estrutura protética durante o processo de fundição e os demais eram cimentados à estrutura no momento da instalação da prótese. Em todas as próteses houve produção de pressão ao redor dos implantes quando os parafusos eram apertados. Em relação à seqüência do parafusamento, quando o parafuso do implante central era apertado antes dos parafusos das extremidades, uma menor pressão era observada.

Comparando os 4 métodos, verificaram que a magnitude da pressão produzida pelo parafusamento foi relativamente menor nos métodos 3 e 4, enquanto que nos métodos 1 e 2 a pressão foi maior. Os autores recomendam que em casos de próteses extensas suportadas por implantes, a estrutura deveria ser segmentada e soldada.

Souza et al. (2000b) estudaram uniões empregando brasagem e laser em liga de ouro-paládio. Foram investigados os efeitos da energia de soldagem, fornecida em cada processo sobre a microestrutura e a dureza da liga, além de suas vantagens e desvantagens. Os autores relataram que a energia fornecida é essencial à execução da soldagem, mas pode representar uma fonte de problemas devido a sua influência direta nas transformações metalúrgicas e nos fenômenos mecânicos, como contração e dilatação que ocorrem na região da solda. Tais efeitos são mais pronunciados no processo de brasagem com maçarico, no qual se aquece toda a peça a ser soldada. Na soldagem a laser, a quantidade de energia é menor e o feixe de laser produz grande intensidade de calor, em alguns milissegundos, capaz de fundir o metal base antes que o calor possa difundir-se para a região adjacente à solda que permanece à temperatura ambiente.

Souza et al. (2000a) investigaram a microestrutura e a dureza de uma liga de NiCr (níquel-cromo) unidas por brasagem e a laser. Verificaram que na brasagem o metal base e o cordão de solda apresentam microestruturas distintas, e na soldagem a laser identificaram 3 regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal base. O metal base da liga de NiCr e a região unida pela brasagem apresentaram uma morfologia grosseira, com a presença de precipitados e porosidades e na soldagem a laser uma estrutura refinada. Estas microestruturas foram coerentes com a energia utilizada em cada processo de união. Os resultados

de tração da solda a laser foram superiores aos obtidos pela brasagem. Para ambos os processos de união, a dureza no cordão de solda foi maior do que no metal base; na soldagem a laser a dureza na ZAC foi menor do que no metal base. Os autores também verificaram que o laser proporcionou uma energia concentrada, provocando um pequeno aumento de temperatura no metal base, minimizando a extensão da ZAC (menor que 1mm), e conseqüentemente, as peças protéticas sofreriam uma menor distorção. Segundo os autores, o emprego da soldagem a laser em peças protéticas de pequena espessura não deve causar distorções significativas, sendo promissora a substituição da brasagem nesta aplicação.

3 PROPOSIÇÃO

A revista da literatura é escassa na comparação entre as distorções ocorridas durante os processos da brasagem e soldagem a laser nas próteses clássicas de Brånemark.

A proposta deste trabalho foi comparar as desadaptações geradas entre os implantes e os componentes protéticos quando utilizadas estas duas técnicas de união.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Posicionamento dos análogos do implante

Numa mandíbula de acrílico foram confeccionadas, com o auxílio de uma fresadora (Mariotti, modelo FEDI 18, Itália), quatro perfurações paralelas entre si. As posições destas perfurações correspondiam à posição de 4 implantes que suportariam uma prótese clássica de Brånemark.

Figura 4.1 - Perfurações na mandíbula de acrílico

Os análogos dos implantes (cód. AN4100, SIN, São Paulo, Brasil) de hexágono externo com 3,75mm de diâmetro e plataforma de 4,10mm foram inseridos e fixados com resina acrílica (Dencôr, Clássico, Brasil) nas perfurações da mandíbula de acrílico.

Figura 4.2 - Análogos de implantes simulando um caso clínico que receberia uma prótese clássica de Brånemark

Para que estes análogos de implantes estivessem paralelos e na mesma altura, a mandíbula de acrílico foi posicionada sobre uma silicona de condensação (Zetalabor, Zhermack, Itália) e este conjunto mandíbula/silicona foi mergulhado numa base de gesso. Desta maneira, a mandíbula de acrílico poderia ser reposicionada no paralelômetro e na fresadora quantas vezes fossem necessárias, sem perder a posição inicial, pois a base de gesso permitiria esta reprodutibilidade de posição.

Figura 4.3 - Conjunto mandíbula/silicona fixos a uma base de gesso que permitiu reprodutibilidade de posição

Figura 4.4 - Fresadora permitiu a confecção de 4 perfurações paralelas entre si

Foram parafusados quatro abutments UCLA em liga de cobalto/cromo (cód. EUCLA400, SIN, São Paulo, Brasil) sobre os análogos fixos à mandíbula de acrílico com um torque de 10 Ncm (torquímetro manual cód. CATDB, cód. CATC1; Implant Innovations, Inc.; Flórida; EUA). Os abutments UCLA utilizados neste trabalho não apresentavam o sextavado anti-rotacional, pois as estruturas confeccionadas eram de uma prótese fixa múltipla.

Sobre estes abutments UCLA foi realizado um enceramento simulando a infra-estrutura de uma prótese clássica de Brånemark.

Figura 4.5 - Enceramento simulando a infra-estrutura de uma prótese clássica de Brånemark

Este enceramento foi incluído e fundido em liga de cobalto/cromo (Kera 501 Eisenbacher Dentalwaren ED GMBH, Alemanha) compatível com a composição dos cilindros pré-fabricados. Desta maneira, obteve-se uma estrutura que seria utilizada para o posicionamento dos análogos na plataforma de trabalho.

Figura 4.6 - Estrutura metálica fundida em liga de CoCr

Esta plataforma de trabalho foi confeccionada em aço inox, seguindo as dimensões e características exigidas para que se encaixasse perfeitamente à platina motorizada do microscópio eletrônico de varredura, MEV, (Leo 440i, Leo Electron Microscopy Ltd, Inglaterra), do Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura do Instituto de Geociências da USP, onde foram feitas as análises das adaptações. Desta maneira, seria possível confeccionar os corpos de prova e analisar as fendas marginais entre os análogos do implante e os abutments UCLA num mesmo modelo de trabalho.

Os análogos dos implantes foram retirados da mandíbula de acrílico e fixados à estrutura metálica fundida em cobalto/cromo por parafusos de fixação de titânio (cód. PTQ 2008, SIN, São Paulo, Brasil). Após a fixação, os análogos presos à estrutura foram posicionados, sem nenhuma interferência, nas perfurações previamente realizadas na plataforma de aço inox. Estas perfurações foram realizadas de maneira paralela, com o auxílio de uma fresadora coordenada (marca Kone, modelo KFF 30), do Instituto de Física da USP.

Figura 4.7 - Perfurações na plataforma de trabalho onde seriam fixados os análogos de implante

Figura 4.8 - Análogos parafusados à estrutura de CoCr que seriam posicionados nas perfurações da plataforma de trabalho

A fixação dos análogos às respectivas perfurações da plataforma de aço inox foi feita com resina epóxi (Araldite, Ciba Brascola, Brasil). Após a completa polimerização da resina epóxi, a infra-estrutura de cobalto/cromo foi desparafusada dos análogos, dando origem à plataforma de trabalho sobre o qual foram confeccionados os corpos de prova.

Figura 4.9 - Fixação dos análogos com resina epóxi às respectivas perfurações da plataforma de aço inox

Figura 4.10 - Plataforma sobre a qual foram confeccionados os corpos de prova

4.2 Confeção dos corpos de prova

Foram parafusados quatro abutments UCLA calcináveis sem anti-rotacional (cód. UCLA400, SIN, São Paulo, Brasil) sobre os análogos da plataforma de trabalho. O aperto dos abutments foi feito de maneira manual, com cautela, para que

não ocorresse uma pressão exagerada que pudesse causar alguma distorção ou indução de tensão na região de assentamento do abutment ao análogo do implante.

Figura 4.11 - Abutments UCLA sem anti-rotacional e totalmente calcináveis sobre o qual foram feitos os enceramentos dos corpos de prova

Sobre estes abutments UCLA foi realizado um enceramento (cera Schuler, Schuler Dental Ulm, Alemanha) similar ao realizado sobre a mandíbula de acrílico, simulando uma infra-estrutura metálica de uma prótese clássica de Brånemark. Para que todos os corpos de provas (infra-estruturas metálicas) apresentassem um tamanho padrão, foi confeccionado um gabarito em silicona de condensação (Zetalabor, Zhermack, Itália) sobre o primeiro enceramento.

Figura 4.12 - Gabarito em silicona de condensação sobre o enceramento para padronizar o tamanho dos corpos de prova

Durante o enceramento cuidado foi tomado para que não ocorresse um superaquecimento da cera, de modo a impedir que esta perdesse as suas propriedades químicas. Após o término deste procedimento, a ceroplastia parafusada à plataforma de trabalho era colocada em banho de água a 55°C. Esta água se resfriava de maneira natural e gradativa até uma temperatura de aproximadamente 23°C. Este processo foi realizado na cuba de uma polimerizadora (EDG M-1000; KNEBEL, Porto Alegre, RS) que apresentava as paredes grossas. Assim, este lento resfriamento demorava, em média, 4 horas.

Figura 4.13 - Ceroplastia parafusada à plataforma de trabalho colocada em banho de água a 55°C

Após este tratamento em água aquecida, as estruturas em cera foram posicionadas no centro térmico de um anel de silicone para 180g de revestimento.

Na inclusão foi utilizado um revestimento rápido para alta fusão (Heat Shock, Polidental, Brasil) e um manipulador a vácuo (WEG, Polidental, Brasil).

Figura 4.14 - Inclusão do enceramento do corpo de prova no revestimento para fundição

Após a presa do material de revestimento, o anel foi colocado no forno (modelo 1800, EDG equipamentos Ltda) e a temperatura subiu 8°C/minuto até

atingir a temperatura de 300°C, assim permanecendo durante 20 minutos. Em seguida, a temperatura subiu 12 °C/minuto até atingir a temperatura de 700°C, permanecendo nesta temperatura mais 20 minutos. Na seqüência, elevou-se 16°C/minuto até atingir a temperatura de 950°C, sendo mantida esta temperatura durante 20 minutos. Neste momento, o processo de fundição foi realizado com o auxílio de uma centrífuga mecânica e maçarico. A liga utilizada para a confecção dos corpos de prova foi o NiCr (BALKEN ST, Brasil).

Figura 4.15 - Processo de fundição: centrífuga mecânica e maçarico

Após a fundição, o anel foi colocado no forno a uma temperatura de 950°C e, de maneira natural, foi sendo lentamente resfriado até atingir uma temperatura que permitisse o manuseio. Este processo de resfriamento demorou aproximadamente 3 horas e meia.

A desinclusão foi feita inicialmente com jato de óxido de alumínio (granulação de 320µm) a uma pressão de 4 bar e com alicate. Na região próxima à estrutura, o jato de óxido de alumínio não era direcionado contra a superfície de assentamento

para não danificá-la. Uma broca tronco-cônica invertida de tungstênio foi utilizada para remover o restante do revestimento e jato de óxido de alumínio a uma pressão de 2 bar foi aplicado para remover o revestimento da superfície de assentamento do abutment UCLA.

Figura 4.16 - Estrutura metálica fundida em liga de NiCr

Os condutos de alimentação e o prolongamento do abutment UCLA foram seccionados com disco de óxido de alumínio. Para remover o restante do revestimento foi utilizado jato de óxido de alumínio a 2 bar. Desta maneira, foram confeccionados 10 corpos de prova em liga de NiCr .

4.3 Confeção da plataforma de trabalho

Para não haver nenhuma dúvida quanto a um possível deslocamento dos análogos presos à base de aço inox com resina epóxi, estes foram removidos da base e novos análogos (cód. AN4100, SIN, São Paulo, Brasil) foram reposicionados. Antes de fixá-los na base de aço inox, os 4 análogos foram analisados em microscópio ótico (Leica) com aumento de 100 vezes para certificação da integridade dos bordos da plataforma de assentamento.

Figura 4.17 - Estrutura metálica parafusada aos análogos do implante

Estes quatro análogos do implante foram parafusados à estrutura metálica fundida em níquel/cromo por parafusos de fixação quadrados de titânio (cód. PTQ

2008, SIN, São Paulo, Brasil). Os análogos foram numerados de 1 a 4, da esquerda para a direita, e soldados a laser de Nd:YAG (Laser Man500, Sisma, Itália) nos nichos previamente confeccionados na plataforma de aço inox. A plataforma de trabalho simulou a cavidade bucal durante a realização da pesquisa.

Figura 4.18 - Análogos do implante soldados a laser na plataforma de aço inox dando origem à plataforma de trabalho

4.4 Análise unitária dos segmentos da estrutura metálica

As 10 infra-estruturas em NiCr foram seccionadas com disco de óxido de alumínio extra fino de 0,2mm (Separting Disks, Dentorium, New York, USA). Para que estes segmentos pudessem ser reposicionados na mesma posição sobre os respectivos análogos, marcações lineares a laser de Nd:YAG com 80 a 100µm de espessura foram feitas na estrutura e no análogo.

Figura 4.19 - Seta verde: marcação a laser na estrutura
Seta vermelha: marcação a laser no análogo

Com as marcações a laser alinhadas com o auxílio de uma lupa que proporcionava um aumento de 66 vezes (ZEISS, Stemi SV11), os segmentos da infra-estrutura foram parafusados aos análogos com um torque de 10Ncm (Torquímetro mecânico, Sistema de Implantes Nacional -SIN, Brasil).

Figura 4.20 - Lupa com aumento de 66 vezes utilizada para alinhar as marcações a laser da estrutura e do análogo

Figura 4.21 - Marcação a laser da estrutura e do análogo alinhadas a um aumento de 66 vezes

Figura 4.22 - Microscópio eletrônico de varredura (MEV). A seta indica a plataforma de trabalho com a estrutura metálica

Figura 4.23 - Alinhamento da marcação a laser vista no MEV com aumento de 250 vezes

Para cada interface análogo-abutment, dois pontos foram pré-estabelecidos, e imagens destes pontos foram obtidas em um microscópio eletrônico de varredura (Leo 440i, Leo Electron Microscopy Ltd, Inglaterra), do Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura do Instituto de Geociências da USP, com aumentos padronizados de 2000 vezes. Desta maneira, cada estrutura teve oito pontos analisados, conforme indicam as setas:

Figura 4.24 - As setas indicam os locais analisados no MEV
Seta verde: vestibular
Seta vermelha: proximal

Após a obtenção de um adequado foco, a imagem era nomeada e enviada para um software Gráfico (Paint Shop Pro 2.0, JASC Inc, EUA) para armazenagem no modo digital. Esta posição da platina do MEV era gravada em função de coordenadas com precisão de 10 μ m. Esta precisão permitia a reprodutibilidade de posicionamento da plataforma de trabalho dentro do MEV.

As imagens captadas foram analisadas num software (leica QWIN Q550W, Leica Imaging Solutions Ltd, Inglaterra), do Laboratório de Petrografia do Instituto de

Geociências da USP, onde uma rotina foi criada dentro do programa para a determinação e mensuração da fenda marginal de modo padronizado.

Os limites da fenda eram definidos e o programa automaticamente preenchia a região delimitada com outra cor, traçando 51 linhas verticais eqüidistantes sobre a imagem. As medidas das 51 linhas eram enviadas para uma planilha, incluindo média, mediana e desvio-padrão.

Figura 4.25 - Imagem com as 51 linhas de mensuração

Desta maneira, procedeu-se a análise da fenda existente entre cada abutment e o seu respectivo análogo antes dos processos de união.

O espaço entre os segmentos foi padronizado em aproximadamente 0,25mm, com o auxílio de um disco com espessura de 0,2mm.

Cinco estruturas foram aleatoriamente selecionadas para união através da técnica da brasagem, as outras cinco estruturas foram submetidas à soldagem a laser.

4.5 Brasagem

As 5 estruturas que foram unidas pelo processo da brasagem seguiram o seguinte protocolo:

a) Fixação dos segmentos unitários da estrutura metálica na plataforma de trabalho

A marcação a laser do segmento unitário foi alinhada à marcação a laser do análogo com o auxílio de uma lupa com aumento de 12,5 vezes (df Vasconcelos, Brasil), sendo então parafusados com um torque de 10Ncm (Torquímetro mecânico, Sistema de Implantes Nacional -SIN, Brasil). A precisão deste alinhamento foi checado na lupa de 66 vezes (ZEISS, Stemi SV11), o que demonstrou a confiabilidade da lupa a um aumento de 12,5 vezes.

Figura 4.26 - Segmentos unitários parafusados a 10Ncm com as marcações a laser alinhadas

b) União dos segmentos unitários da estrutura metálica

Os segmentos da estrutura parafusados aos análogos 1 e 2, 3 e 4 foram unidos com pequena quantidade de Pattern Resin LS (GC America Inc., USA) através da técnica do pincel (NEALON, 1952).

Figura 4.27 - Pequena quantidade de resina unindo os segmentos da estrutura metálica

Aguardados 5 minutos, acrescentou-se mais uma camada de resina para reforço. A quantidade foi padronizada em 0,2g de polímero para 3 gotas de monômero para cada ponto de união.

Figura 4.28 - Quantidade de polímero padronizado em 0,2g

Figura 4.29 - Segunda camada de resina para reforçar a união entre os segmentos da estrutura

c) Inclusão dos segmentos a serem unidos pelo processo da brasagem

Após a colocação da segunda camada de resina acrílica, aguardou-se 17 minutos para que os parafusos fossem soltos. Uma base de silicone foi confeccionada para padronizar o formato e a quantidade de revestimento que prenderia as partes a serem unidas.

Os segmentos unidos com resina foram incluídos em revestimento (Ideal SA, CNG, Brasil), seguindo as recomendações do fabricante (10g de pó para 1,4ml de água destilada).

Para padronizar o espaço livre entre a estrutura metálica e o material de revestimento, foi colocada uma lâmina de cera como espaçador.

Figura 4.30 - Inclusão dos segmentos a serem unidos pela brasagem

d) Desidratação do revestimento

Após 2 horas à temperatura ambiente (aproximadamente 23°C) o revestimento contendo a estrutura foi levado ao forno para ser desidratado durante um período de aproximadamente 2 horas seguindo o seguinte protocolo:

$\pm 23^{\circ}\text{C}$ a 200°C (subindo $10^{\circ}\text{C}/\text{minuto}$, permanecendo a 200°C durante 10 minutos)

200 °C a 400 °C (subindo 10 °C/minuto, permanecendo a 400 °C durante 10 minutos)

400 °C a 600 °C (subindo 10 °C/minuto, permanecendo a 600 °C durante 30 minutos)

Figura 4.31 - Bloco de revestimento pronto para ser levado ao forno e sofrer o processo de desidratação

e) Processo de brasagem

O revestimento foi removido do forno e realizou-se a brasagem utilizando maçarico gás/oxigênio de cone único com a chama redutora apresentando 3cm de comprimento. Inicialmente a chama com 45° de inclinação foi aplicada sobre o espaço a ser “soldado” até que esta área apresentasse coloração vermelho vivo.

Foi utilizada solda para ligas à base de níquel, cromo e cobalto (NP Solder, CNG, Brasil), com ponto de fusão de 1210°C e fluxo para alta fusão (Fluxo NP, CNG, Brasil). Tomou-se o cuidado para que não houvesse interrupção do aquecimento desta região até que a solda escoasse pela fenda. Imediatamente após o escoamento da solda, a chama foi removida.

O revestimento foi deixado à temperatura ambiente ($\pm 23^{\circ}\text{C}$) para resfriar-se naturalmente. A desinclusão foi realizada com jato de óxido de alumínio a 2bar com grãos de $320\mu\text{m}$, tomando-se o cuidado para não danificar a estrutura metálica.

Os segmentos da estrutura foram limpos com vapor de água antes que fossem parafusados a 10Ncm na plataforma de trabalho.

Após a união pela técnica da brasagem destes dois pontos laterais, realizou-se a união do ponto mediano seguindo os mesmos critérios utilizados para os dois pontos laterais.

Figura 4.32 - União com resina do ponto mediano

Figura 4.33 - Brasagem utilizando maçarico

Figura 4.34 - Estrutura presa ao revestimento após o processo da brasagem

A desinclusão e a limpeza da estrutura metálica foram realizadas conforme descrito anteriormente, estando prontas para serem analisadas no MEV.

4.6 Soldagem a laser

A maneira de alinhamento da marcação a laser, o torque do parafuso e a união com resina acrílica Pattern Resin LS (GC America Inc., USA) dos segmentos a serem soldados a laser seguiu, exatamente, o mesmo padrão utilizado para a técnica da brasagem.

a) Confeção da base para a realização da soldagem a laser

Ao promover a remoção dos segmentos da estrutura metálica unidos com resina acrílica Pattern Resin LS (GC America Inc., USA) da plataforma de trabalho, os análogos do implante (cód. AN4100, SIN, São Paulo, Brasil) foram conectados à estrutura metálica com parafusos de fixação de titânio (cód. PTQ 2008, SIN, São Paulo, Brasil). Para proceder ao aperto deste parafuso de fixação, com um torque de 10Ncm, sem induzir tensão sobre a resina que unia os dois segmentos da estrutura metálica, segurou-se o análogo com auxílio de um alicate.

Figura 4.35 - Segmentos unidos com resina acrílica parafusados aos análogos do implante com um torque de 10Ncm

Para a confecção da base sobre a qual seria realizada a soldagem a laser, 40g de gesso especial tipo IV (Kromotipo IV Cromático, LASCOD, Itália) foi utilizado para 17,6ml de água destilada, tendo sido espatulados a vácuo, conforme recomendações do fabricante. O gesso manipulado foi colocado numa forma de silicone para conter e padronizar a base sobre a qual seriam fixos os análogos do implante. Esta base de gesso com os análogos foi utilizada para a realização da soldagem a laser e também funcionou como gabarito. Para que os segmentos unitários da estrutura metálica não rotacionassem e saíssem de posição no momento da soldagem a laser (apesar de estarem parafusados aos análogos) realizou-se um travamento da estrutura metálica com o próprio gesso.

Figura 4.36 e 4.37 Análogos mergulhados no gesso originando a base para a soldagem a laser. As estruturas metálicas foram travadas no gesso para evitar que se movimentassem (seta verde)

Após a presa do gesso (segundo o fabricante, 7 minutos), a resina acrílica Pattern Resin LS (GC America Inc, USA) foi removida com laser de Nd:YAG (Laser Man500, Sisma, Itália) a uma potência de 4,0KW, duração do impulso de 1,5ms, frequência de 11Hz, diâmetro do feixe de 0,2mm e energia de $3,4 \times 10^5$ J.

Figura 4.38 - Equipamento utilizado no processo de soldagem a laser

A soldagem a laser foi realizada com a mesma máquina de Nd:YAG (Laser Man500, Sisma, Itália), no entanto, com outra programação: potência de 8,0KW, duração do impulso de 1,5ms, frequência de 6Hz, diâmetro do feixe de 0,2mm e energia de $7,8 \times 10^5$ J. Esta programação permitiu que o feixe do laser também atingisse o centro da estrutura metálica e não apenas a sua periferia.

Figura 4.39 - Estrutura imediatamente após o processo de soldagem a laser

Após o processo de soldagem, a secção transversal do local soldado apresentava-se ligeiramente estrangulada em relação ao restante da estrutura metálica, pois o espaço existente entre os segmentos da estrutura foi preenchido sem adição de metal. Desta maneira, foi realizado um complemento com a mesma liga de NiCr (BALKEN ST, Brasil) utilizada para a confecção da estrutura metálica, para que o local soldado apresentasse o mesmo diâmetro original. Para esta adição da liga, alterou-se o programa da máquina de solda a laser: potência de 3,5KW, duração do impulso de 1,5ms, frequência de 15Hz, diâmetro do feixe de 0,2mm e energia de $2,9 \times 10^5$ J.

Figura 4.40 e 4.41 - Ligeiro estrangulamento após a soldagem a laser (esquerda). Complemento com a mesma liga de NiCr da estrutura metálica(direita)

Figura 4.42 - Fios de NiCr fundidos para realizar o complemento na região da solda que ficou estrangulada

Uma vez que os segmentos 1 e 2, 3 e 4 foram unidos pela soldagem a laser, removeu-se a contenção de gesso que fixava a estrutura em posição com o auxílio de fresas, tendo o cuidado para que a estrutura metálica sofresse danos. Os segmentos da estrutura foram limpos com vapor de água antes que fossem parafusados a 10Ncm na plataforma de trabalho.

Figura 4.43 – Os segmentos da estrutura foram limpos com vapor de água antes de serem parafusados a 10Ncm na plataforma de trabalho

A união destes dois segmentos na região mediana com resina acrílica Pattern Resin LS (GC America Inc, USA), seguiu exatamente o mesmo processo utilizado anteriormente para os outros pontos de soldagem.

Figura 4.44 - União com resina das partes já soldadas a laser

A fixação dos análogos de implante à estrutura metálica e à base de gesso especial tipo IV (Kromotipo IV Cromático, LASCOD, Itália) seguiu de maneira similar ao realizado para os outros dois pontos distais de soldagem. A única diferença apresentada foi a não realização do travamento da estrutura metálica com o gesso, pois neste caso, já existia um travamento proporcionado pelos segmentos fixos aos quatro análogos. A remoção da resina acrílica Pattern Resin LS (GC America Inc., USA) e a união através soldagem a laser deu-se do mesmo que nos outros pontos de soldagem.

Figura 4.45 e 4.46 - Análogos parafusados à estrutura com 10Ncm (esquerda). Análogos mergulhados no gesso, originando a base para soldagem a laser (direita)

Figura 4.47 - Estrutura com os 3 pontos unidos pela soldagem a laser

A estrutura foi desparafusada da base de gesso e recebeu uma limpeza com jato de vapor de água, estando pronta para a análise no microscópio eletrônico de varredura.

4.7 Análise das estruturas metálicas no MEV

As 5 estruturas unidas pelo processo da brasagem e as 5 estruturas unidas pela soldagem a laser foram então analisadas no microscópio eletrônico de varredura. Para tanto, foram fixadas à plataforma de trabalho seguindo uma seqüência de aperto do parafuso. A seqüência do parafusamento foi 2, 3, 1 e 4, sendo que a rotação do parafuso era realizado até que fosse detectada uma leve resistência do parafuso. Neste momento, somente o parafuso correspondente ao análogo 4 recebeu um torque de 10Ncm, os demais foram soltos. No presente estudo utilizou-se um jogo de parafuso para cada estrutura protética e para cada fase do trabalho: confecção do corpo de prova, análise unitária dos segmentos e análise da estrutura após os procedimentos de união (brasagem e soldagem a laser).

As posições analisadas foram as mesmas pré-estabelecidas antes do processo de união, o que foi viabilizado em função da plataforma de trabalho ter sido confeccionada para se fixar à platina motorizada localizada no interior da câmara do MEV. Esta platina motorizada movimentava-se dentro do MEV em vários eixos, em função de coordenadas com precisão de 10 μ m. As coordenadas eram gravadas, permitindo a reprodutibilidade de posicionamento, mesmo após a remoção da plataforma de trabalho do MEV. Características do relevo dos análogos serviram como ponto de referência para que as imagens fossem obtidas sempre na mesma região.

As fendas entre o análogo do implante e a estrutura metálica foram analisadas seguindo a mesma rotina aplicada aos segmentos unitários.

Após a obtenção de um adequado foco, a imagem era nomeada e enviada para um software Gráfico (Paint Shop Pro 2.0, JASC Inc, EUA) para armazenagem de modo digital. As imagens eram então inseridas em um software de análise de imagens (leica QWIN Q550W, Leica Imaging Solutions Ltd, Inglaterra), onde uma rotina foi criada dentro do programa para a determinação e mensuração da fenda marginal de modo padronizado.

Figura 4.48 - Imagem com as 51 linhas de mensuração de uma das estruturas unidas pela técnica da brasagem. Nesta imagem a média da fenda foi de 18μm

Figura 4.49 - Imagem com as 51 linhas de mensuração de uma das estruturas unidas pela soldagem a laser. Nesta imagem a média da fenda foi de 12μm

4.8 Análise estatística

Os dados foram inseridos em planilhas do Excel para aplicação de técnicas estatísticas.

Para estudar a associação entre a medida da fenda e as demais variáveis de interesse, foi empregado um modelo de análise de covariância considerando-se a medida da fenda após as técnicas de união da brasagem e soldagem a laser como variável resposta; a medida da fenda dos segmentos unitários como covariável e a técnica de união, o implante (1, 2 ,3 ou 4) e a posição (vestibular e proximal) como fatores.

5 RESULTADOS

5.1 Análise descritiva

O passo inicial da análise de dados consiste na descrição geral dos mesmos, com vistas a obter indícios dos resultados, bem como facilitar e enriquecer as conclusões. Para tanto, foram construídas tabelas de contingência e confeccionados gráficos adequados ao tipo de informação tratada.

Tabela 5.1 - Medidas descritivas das fendas avaliadas segundo técnica, posição e momento

Técnica	Posição	Momento	Média	DP	Mínimo	Máximo	Assimetria	Curtose
Brasagem	Vestibular	AUB	5,06	2,20	1,35	9,04	0,06	-0,43
		DUB	15,41	8,06	4,54	29,50	0,28	-1,47
		Total	10,23	7,84	1,35	29,50	1,13	0,04
	Mesial	AUB	5,97	4,93	2,08	19,23	2,59	7,22
		DUB	21,72	12,40	6,80	48,44	0,99	1,31
		Total	13,85	12,23	2,08	48,44	1,39	1,87
	Distal	AUB	7,68	3,93	1,64	14,54	0,62	0,28
		DUB	22,66	10,40	8,27	38,18	0,15	-1,47
		Total	15,17	10,84	1,64	38,18	0,93	-0,28
	Total	AUB	5,94	3,56	1,35	19,23	1,82	4,63
		DUB	18,80	10,20	4,54	48,44	0,72	0,29
		Total	12,37	9,97	1,35	48,44	1,31	1,35
Laser	Vestibular	AUL	6,03	3,48	0,59	14,07	0,58	0,01
		DUL	13,25	6,97	2,60	28,48	0,65	0,00
		Total	9,64	6,55	0,59	28,48	1,12	1,10
	Mesial	AUL	6,57	3,15	3,83	14,68	2,13	5,50
		DUL	12,71	5,30	5,72	23,05	0,52	0,14
		Total	9,64	5,28	3,83	23,05	1,01	0,41
	Distal	AUL	10,22	3,42	5,16	15,67	0,08	-1,11
		DUL	10,31	4,41	3,80	20,56	1,27	3,17
		Total	10,27	3,84	3,80	20,56	0,84	1,49
	Total	AUL	7,22	3,74	0,59	15,67	0,58	-0,29
		DUL	12,38	6,01	2,60	28,48	0,82	0,44
		Total	9,80	5,61	0,59	28,48	1,05	1,26
Total	Vestibular	AU	5,55	2,91	0,59	14,07	0,69	0,67
		DU	14,33	7,52	2,60	29,50	0,46	-0,94
		Total	9,94	7,18	0,59	29,50	1,14	0,44
	Mesial	AU	6,27	4,04	2,08	19,23	2,31	5,63
		DU	17,22	10,37	5,72	48,44	1,55	3,16
		Total	11,74	9,54	2,08	48,44	1,88	4,52
	Distal	AU	8,95	3,81	1,64	15,67	0,17	-0,73
		DU	16,49	10,03	3,80	38,18	0,97	-0,19
		Total	12,72	8,40	1,64	38,18	1,61	2,28
	Total	AU	6,58	3,69	0,59	19,23	1,11	1,28
		DU	15,59	8,92	2,60	48,44	1,10	1,33
		Total	11,08	8,17	0,59	48,44	1,58	2,95

AUB: antes da união por brasagem

DUB: depois da união por brasagem

AUL: antes da união por soldagem a laser

DUL: depois da união por soldagem a laser

AU: antes da união (brasagem + soldagem a laser)

DU: depois da união (brasagem + soldagem a laser)

A tabela 5.1 apresenta os dados das fendas marginais entre o análogo e o abutment antes e depois da união através das técnicas da brasagem e da soldagem a laser, com as mensurações da região mesial, vestibular e distal em micrômetros. Também mostra o desvio-padrão, as fendas mínimas e máximas, a assimetria e a curtose. Nesta tabela pode ser verificado que a curtose é próxima de zero e a assimetria se encontra entre -2 e +2, indicando uma curva normal.

Através da Tabela 5.1 também se observa que a média das fendas entre o análogo e o abutment, antes do processo da brasagem, foi de 5,94 μ m e, depois da brasagem, foi de 18,80 μ m. Na soldagem a laser, a média das fendas antes da união foi de 7,22 μ m, e depois da união com o laser, passou a ser de 12,38 μ m.

Gráfico 5.1 - Distribuição da medida da fenda na brasagem e na soldagem a laser, antes e depois da união.

O gráfico 5.1 ilustra que as fendas entre os análogos e os abutments antes da brasagem e da soldagem a laser sugerem ser menores que as fendas após os processos de união através da brasagem e da soldagem a laser.

Gráfico 5.2 - Distribuição da diferença da fenda marginal depois da união e antes da união, segundo cada técnica

Através do gráfico 5.2 verifica-se que a diferença da fenda marginal entre o análogo e o abutment depois e antes dos processos de união indica ser menor na soldagem a laser quando comparada com a brasagem.

Gráfico 5.3 - Distribuição da diferença da fenda marginal depois da união e antes da união, segundo cada implante e cada técnica

O gráfico 5.3 sugere que em ambas as técnicas, brasagem e soldagem a laser, o implante 1 apresentou a maior diferença entre a medida da fenda marginal depois da união e antes da união; o implante 3 apresentou a menor diferença.

Fenda marginal
(micrômetros)

Gráfico 5.4 - Distribuição da diferença da medida da fenda entre o análogo e o abutment segundo a posição, antes e depois dos processos de união através da brasagem e da soldagem a laser

O gráfico 5.4 ilustra a diferença da medida da fenda entre o análogo e o abutment segundo a posição mesial, distal e vestibular, antes e depois dos processos de união através da brasagem e da soldagem a laser. O gráfico indica que houve associação entre a fenda e a posição da medida.

5.2 Análise inferencial

Passada a descrição dos dados, procedeu-se a aplicação de técnicas estatísticas para o estudo dos objetivos da pesquisa. Devido a forma de obtenção dos dados, para estudar a associação entre a medida da fenda e as demais variáveis de interesse foi empregado um modelo de análise de covariância, considerando-se a medida da fenda na fase múltipla como variável resposta; a medida da fenda na fase unitária como covariável e, a técnica, o implante e a posição como fatores. Não se verificaram efeitos de interação. Os resultados obtidos encontram-se descritos a seguir:

- a.) Não houve associação entre a fenda e a posição da medida ($p = 0,953$). Ou seja, as fendas por vestibular, mesial e distal foram similares entre si.
- b.) O tamanho da fenda na fase unitária está relacionado ao tamanho da fenda após os dois processos de união ($p = 0,006$), pois no geral uma fenda maior antes da união proporcionou uma fenda também maior após a união.
- c.) Existem diferenças entre os implantes quanto à medida da fenda ($p = 0,024$), sendo os implantes 1 e 3 os responsáveis por tal fato, pois a diferença das fendas depois e antes dos processos de união foi, no geral, maior no implante 1 e menor no implante 3, independentemente da técnica brasagem ou soldagem a laser.
- d.) As fendas medidas nas estruturas que foram submetidas à brasagem são maiores que as fendas obtidas nas estruturas submetidas ao laser ($p = 0,001$).

6 DISCUSSÃO

Na Implantodontia, o termo “adaptação” foi definido pela American National Standards Institute³ (1989, apud JEMT, 1996) como sendo o espaço livre entre duas partes contactantes, por exemplo: um implante e um abutment. Holmes et al. (1989) relataram que a desadaptação entre a fundição e o dente poderia ser mensurado num plano vertical e também num plano horizontal. A mensuração perpendicular entre a margem da fundição e a do preparo é chamada de fenda marginal vertical.

Neste estudo foram consideradas apenas as desadaptações no plano vertical, entre as margens do análogo e as margens do abutment da estrutura metálica. Foram considerados sinônimos os termos fenda marginal vertical, desadaptação marginal, fenda marginal, discrepância marginal e discrepância marginal vertical.

A literatura tem relatado que a presença de fenda e uma adaptação precária entre o implante e o abutment são causas de problemas biológicos e mecânicos. Entre os problemas biológicos estão a perda óssea marginal ao redor dos implantes (JEMT; LEKHOLM, 1998; HERMANN et al., 2001) e a inflamação dos tecidos periimplantares (ERICSSON et al., 1995; HERMANN et al., 2001). Entre os problemas mecânicos, os mais freqüentes estão relacionados ao afrouxamento e à fratura do parafuso de fixação da prótese (JEMT; LINDÉN; LEKHOLM, 1992; BINON et al., 1994; KALLUS; BESSING, 1994). Eckert et al. (2000) estudaram os fatores relacionados à fratura de implantes dentais e verificaram uma baixa incidência desta

³ American National Standards Institute. Industrial engineering terminology, revised edition. Norcross, Georgia: American National Standards Institute, 1989. (Z94.0: 07-02, 07-20, 07-58, 08-02, 0519, 17-02)

complicação, onde todos os casos foram precedidos de afrouxamento do parafuso de fixação, com exceção de apenas um caso.

Adaptação passiva em prótese sobre implante ocorre, teoricamente, quando a prótese não induz tensão sobre os implantes de suporte e o osso circundante na ausência de uma carga externa (SAHIN; ÇEHRELI, 2001).

Até o momento, os valores sugeridos para adaptação passiva são todos empíricos (KAN et al., 1999) e questionou-se a possibilidade e a necessidade de uma adaptação passiva para a manutenção da osseointegração e o sucesso do implante (SAHIN; ÇEHRELI, 2001).

Jemt e Book (1996) sugeriram a existência de certa tolerância biológica à desadaptação, pois não encontraram nenhuma correlação entre os níveis de desadaptação da prótese e a alteração do nível ósseo marginal após acompanhamento de 1 ano e 5 anos. Em outro estudo, Jemt (1996) relatou que em nenhum dos 96 locais mensurados havia uma adaptação perfeita, no entanto, os casos estudados mostraram baixa frequência de problemas biológicos que pudessem estar relacionados à falta de adaptação, indicando adaptação clinicamente aceitável. Carr, Gerard e Larsen (1996) estudaram diferentes níveis de adaptação e concluíram que quando cargas dinâmicas não eram aplicadas sobre as próteses, uma desadaptação de 345µm não alterava a resposta óssea ao redor dos implantes quando comparada a uma estrutura mais bem adaptada (38µm). Devemos lembrar que o estudo de Carr, Gerard e Larsen (1996) foi realizado em macacos que apresentam densidade óssea diferente dos humanos. Millington e Leung (1995) ressaltaram que a dureza do tecido ósseo também precisa ser considerada numa análise de distribuição de estresse.

Segundo a literatura, fendas entre o implante e a prótese induzem tensão sobre o tecido ósseo. Através de uma análise com elementos finitos, Kunavisarut et al. (2002) estudaram os efeitos de próteses desadaptadas. A distribuição das tensões na prótese, nos componentes do implante e no osso foram analisados e, verificou-se que nas próteses desadaptadas (fendas de $111\mu\text{m}$) a tensão era maior e com uma distribuição menos favorável que nas próteses adaptadas que registraram uma tensão menor e uma distribuição entre todos os componentes. Rangert, Jemt e Jörneus (1989) e Guichet et al. (2000) também enfatizaram que uma precisa adaptação da prótese ao abutment é essencial, pois caso contrário, alguns implantes iriam receber mais carga que outros implantes, não ocorrendo uma distribuição uniforme. Em outro estudo, Jemt e Lekholm (1998) relataram que a desadaptação entre o implante e a prótese provoca flexão do tecido ósseo e da estrutura, com redução da fenda pré-existente entre o implante e o abutment.

Este aumento de tensão gerado no tecido ósseo e na estrutura protética apresenta uma relação direta entre o tamanho da fenda marginal e o estresse gerado, no entanto, não de maneira linear (MILLINGTON; LEUNG, 1995).

Apesar da fenda entre o implante e a prótese induzir tensão sobre o tecido ósseo, a literatura é controversa quanto aos efeitos e às conseqüências desta fenda. Michaels, Carr e Larsen (1997) verificaram que estruturas mal assentadas sobre os implantes dentais ($466\pm 209\mu\text{m}$) não apresentaram diferenças significantes na extensão e na porcentagem da área de osseointegração quando comparadas a estruturas bem adaptadas ($62\pm 35\mu\text{m}$). Jemt e Book (1996) em um estudo clínico de acompanhamento em longo prazo também não correlacionaram a perda óssea marginal com qualquer grau de desadaptação. Já Jemt e Lekholm (1998) acreditam que essa flexão óssea devido à fenda entre o implante e a prótese pode induzir uma

resposta óssea desfavorável em determinada área do implante. Portanto, segundo este trabalho, a tensão óssea devido à desadaptação pode ser significativa para a sobrevivência do implante nos estágios iniciais de carregamento em casos de osso de baixa qualidade. Isidor (1997) também discutiu a respeito do limiar aceitável de pressão sobre o tecido ósseo. Em seu estudo, um dos implantes apresentou uma resistência maior à sobrecarga quando comparado a outros implantes submetidos às mesmas condições. Verificou-se que neste implante ocorreu uma maior porcentagem de contato osso/implante e que o osso era mais denso, indicando uma melhor ancoragem e conseqüentemente um limiar mais alto para a perda da osseointegração devido à sobrecarga. Isidor (1996) relatou que a perda da osseointegração pode ser explicada pelas microfraturas causadas pela fadiga que excedeu o potencial reparador do osso, propiciando interposição de tecido mole entre o osso e o implante.

A literatura nos mostra que o osso pode tolerar uma determinada tensão causada pela falta de assentamento passivo da prótese sobre os implantes, existindo assim, uma tolerância biológica mecânica. Mas não se sabe até que ponto ocorre esta tolerância, pois conforme relataram Jemt e Lekholm (1998), existe o risco da interface osso/implante não suportar estas condições desfavoráveis, além do limiar de tolerância à sobrecarga ser variável (ISIDOR, 1997).

Ainda em relação aos problemas mecânicos, a literatura relata que uma adaptação pobre diminui a efetividade dos componentes protéticos frente às cargas oclusais (BINON et al., 1994; BINON, 1996; BINON; MCHUGH, 1996; RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989) e conforme demonstraram Patterson e Johns (1992) através de cálculos matemáticos, uma prótese confeccionada com precisão apresenta uma expectativa de vida dos parafusos de fixação de aproximadamente

20 anos, no entanto, quando isto não ocorre, a expectativa de vida é drasticamente reduzida.

Binon et al. (1994) relataram que a aplicação de um torque no parafuso que une dois componentes desenvolve uma tensão que tende a juntar estas duas partes. Esta força de tensão gerada é chamada de pré-carga. Para uma ótima estabilidade da conexão, esta tensão exercida sobre o parafuso deveria ser a mais alta possível mas sem exceder o limite de elasticidade do parafuso. Inadequado aperto do parafuso, próteses mal adaptadas e mal planejadas, sobrecarga oclusal, desenho inadequado do parafuso e elasticidade do osso diminuem a efetividade da pré-carga resultando numa conexão parafusada mais frágil. Tal fato se dá em função da carga funcional externa provocar uma progressiva diminuição da pré-carga, diminuindo a capacidade de recebimento de carga do sistema parafusado (BINON; MCHUGH, 1996; BINON, 1996) e nos casos em que ocorre uma desadaptação sem contato (fenda), a pré-carga é utilizada para aproximar, ou até mesmo, para contatar as superfícies do abutment e da prótese (BURGUETE et al., 1994; GUICHET et al., 2000). Nesta situação, praticamente não se obtém proteção contra fadiga, pois a carga externa aplicada à prótese não vai se dissipar através das conexões parafusadas (BURGUETE et al., 1994).

Eckert et al. (2000) estudaram os fatores relacionados à fratura de implantes dentais e verificaram uma baixa incidência desta complicação. O que chamou a atenção nesse estudo foi que todos os casos foram precedidos de afrouxamento do parafuso de fixação, com exceção de apenas um caso. Os autores relataram que o afrouxamento do parafuso e a fratura do implante podem ser causados por uma estrutura mal adaptada, força oclusal excessiva, braço de alavanca desfavorável ou atividade parafuncional.

Ebrahim et al. (2002) também verificaram que discrepâncias verticais de 100µm e 175µm nos abutments das extremidades de uma prótese fixa sobre 5 implantes resultaram numa frequência significativa do afrouxamento do parafuso protético. Portanto, próteses com tais desadaptações foram consideradas inaceitáveis. Já Jemt e Book (1996) consideraram discrepâncias marginais de até 111µm como sendo clinicamente aceitáveis e, Jemt e Lie (1995) relataram que seria clinicamente adequada fenda marginal de até 150µm. Carr, Gerard e Larsen (1996) consideraram em seu estudo que as estruturas bem adaptadas apresentariam uma fenda de 38µm. Em outro estudo, Michaels, Carr e Larsen (1997) consideraram estruturas bem assentadas, os casos com fenda marginal igual a $62 \pm 35\mu\text{m}$.

Jemt (1996) relatou que adaptação clinicamente aceitável para próteses sobre implante seria uma desadaptação que não causasse nenhum problema clínico em longo prazo. Seguindo o mesmo raciocínio, Tan et al. (1993) relacionou uma adaptação aceitável com a longevidade da prótese e dos componentes protéticos, assim como a sobrevivência da osseointegração.

Como pode ser observado, não existe um consenso sobre qual dimensão de fenda é aceitável ou não clinicamente. Além disto, Sahin e Cehreli (2001) verificaram que uma adaptação absolutamente passiva não foi obtida nos últimos 30 anos e questionaram a possibilidade e a necessidade de uma adaptação passiva para a manutenção da osseointegração e o sucesso do implante.

Assim, verifica-se que a conexão implante/prótese tolera a existência de uma determinada fenda, ou seja, é possível afirmar que existe uma tolerância mecânica. Mas, conforme Kan et al. (1999) verificaram numa revisão da literatura, estudo algum foi capaz de definir ou quantificar cientificamente o nível máximo de tolerância. Desta maneira, o ideal seria a obtenção de uma prótese a mais passível

possível e que apresentasse também a menor fenda possível entre a prótese e o implante.

Hermann et al. (1997) relataram que a presença de uma fenda entre o implante e o abutment resulta em uma perda óssea, e que a partir de um determinado momento se estabiliza. Em outro estudo, Hermann et al. (2000) demonstraram que as alterações na crista óssea não têm relação com a técnica cirúrgica submersa ou não-submersa, e que as alterações são dependentes das características da superfície do implante, assim como, da localização da fenda implante/abutment em relação à crista óssea. Uma possível causa desta alteração tecidual quando da presença de uma fenda a uma distância inferior a 1,5mm a 2mm da crista óssea, se deve ao fato de que a fenda representa um local infectado e que o hospedeiro reagiria com uma resposta inflamatória e conseqüente perda óssea (HERMANN et al., 2001). Tudo isto vem de encontro com o estudo de Cochran et al. (1997) em que verificaram a existência de um espaço biológico ao redor dos implantes e que isto seria uma formação fisiológica. Com base nos resultados dos trabalhos apresentados torna-se possível pontuar o termo tolerância biológica bacteriana em que os autores relacionam a perda óssea com a proximidade da fenda ao osso marginal. Casos em que a literatura parece mostrar que por menor que seja a fenda, sempre existirá uma perda óssea que logo se estabiliza. A única forma encontrada para evitar esta perda óssea marginal é o distanciamento desta fenda da margem óssea. Então se verificou que não existe tolerância biológica bacteriana à fenda até que se restabeleça o espaço biológico. Isto poderia explicar a perda óssea de 1,5mm no primeiro ano após a conexão do abutment e uma estabilidade após este período verificada no trabalho de Adell et al. (1981), no

estudo de acompanhamento de 15 anos com implantes osseointegrados em que a plataforma do implante era colocada ao nível da crista óssea.

Ao serem comparados os valores de tolerância clínica propostas pela literatura, com os resultados das fendas observadas no presente estudo, verifica-se que ambas as técnicas de união (brasagem e soldagem a laser) apresentaram valores clinicamente aceitáveis, pois a brasagem resultou numa fenda marginal média de $18,80\mu\text{m} \pm 10,20\mu\text{m}$ e a soldagem a laser numa fenda marginal média de $12,38\mu\text{m} \pm 6,01\mu\text{m}$.

A desadaptação que ocorre no momento da instalação da prótese é uma somatória das distorções de cada fase, devido a fatores clínicos e laboratoriais como: flexibilidade mandibular; material e técnica de moldagem; tolerância de fabricação dos abutments, transferentes, análogos e cilindros de ouro; técnica de confecção do modelo de trabalho; distorção da cera e do processo de fundição. Assim, uma melhor adaptação poderia ser obtida através de uma diminuição dos desajustes de cada passo (WEE; AQUILINO; SCHNEIDER, 1999).

Diferenças significativas podem existir quando se procede a avaliação da adaptação de uma prótese sobre o modelo de trabalho e diretamente na boca (JEMT, 1996). A prova da estrutura metálica é uma fase importante do tratamento protético para evitar problemas posteriores (JEMT, 1991).

Existem várias maneiras de avaliar a adaptação de uma estrutura protética. Primeiramente pode ser observada por meio da checagem manual: uma leve pressão digital alternada detectaria a presença de algum movimento de báscula que indicaria uma inadequada adaptação. Esta técnica permite detectar a presença de desadaptações a partir de $30\mu\text{m}$ (ASSIF et al., 1992). Jemt (1991) propôs duas técnicas para avaliar a adaptação de uma estrutura protética: na primeira técnica, o

parafuso de fixação de uma das extremidades da prótese seria apertado por completo e a presença de uma fenda entre a outra extremidade da prótese e o implante indicaria uma inadequada adaptação. Na segunda técnica proposta por Jemt (1991), a avaliação da adaptação da infra-estrutura seria feita através do aperto dos parafusos de ouro, um a um, começando pelo implante vizinho à linha mediana. Este primeiro parafuso era apertado até que se observasse uma primeira resistência. Neste ponto, a posição da chave do parafuso era identificada, para que então fosse completamente apertado com 10 a 15 Ncm. Na seqüência, um parafuso vizinho e próximo à linha mediana era provado seguindo a mesma técnica. Quando fosse necessário mais que meia volta (180º) para o aperto final do parafuso de ouro, considerava-se que a infra-estrutura metálica apresentava uma adaptação inadequada.

No Fórum da revista *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, Yanase et al. (1994) também mencionaram a utilização da radiografia, do GC Fit Checker (GC International, Tokyo, Japan), do fio dental e também do relato do paciente de alguma sensação de dor, desconforto e pressão durante o aperto dos parafusos para verificar um inadequado assentamento da estrutura protética.

Ao observar-se que a adaptação da estrutura não é satisfatória, esta deve ser cortada em segmentos para realizar a união através da brasagem ou soldagem (SUTHERLAND; HALLAM, 1990; TAYLOR; BERGMAN, 1990; WASKEWICZ; OSTROWSKI; PARKS, 1994).

Brasagem é um processo de união que produz a coalescência (união) dos metais pelo aquecimento a uma temperatura adequada e pelo uso de um metal de adição que tem o ponto de fusão abaixo da temperatura “solidus” do metal de base. Ou seja, os processos de brasagem distinguem-se dos processos de soldagem por

exigir apenas a fusão do metal de adição, não ocorrendo fusão do metal de base (MARQUES, 1991; WAINER; BRANDI; MELLO, 1992).

Marques (1991) ainda comentou que se o ponto de fusão do metal de adição é superior a 450° C o processo é dito “brasagem forte” (“brazing”) e, em caso contrário, é dito “brasagem fraca” (“soldering”).

Na Odontologia, o termo soldagem é comumente utilizado, generalizando os processos de união entre metais. Shillingburg et al. (1998) relataram que o termo soldagem também seria utilizado no seu livro quando fosse se referir ao processo de união na prótese fixa.

Neste estudo procurou-se chamar de soldagem o processo de união entre dois metais onde ocorreu fusão do metal de base sem a colocação de um outro metal de adição. O termo brasagem foi utilizado no processo de união entre dois metais onde se exigiu apenas a fusão do metal de adição, não ocorrendo fusão do metal de base.

Neste trabalho, em que são comparadas as técnicas da brasagem e da soldagem a laser, sempre foram utilizados componentes protéticos de um mesmo fabricante. Não existe um consenso quanto a possibilidade de intercâmbio de componentes entre diferentes fabricantes. Dellow, Driessen e Nel (1997) estudaram a viabilidade de intercâmbio de abutments e implantes entre os sistemas Brånemark, Southern Implant System, Swede-Vent e Steri-Oss e não verificaram diferenças significantes na mensuração da microfenda entre os sistemas de implantes, assim como, no intercâmbio entre eles. No entanto, Binon (1995) relatou em seu artigo que as dimensões do hexágono do implante e do análogo do implante, assim como o sextavado interno do abutment podem variar significativamente entre os fabricantes. Para que não houvesse nenhuma dúvida, utilizou-se neste estudo apenas

componentes da SIN (Sistema de Implantes Nacional, Brasil). Mas conforme Ma, Nicholls e Rubenstein (1997) relataram, dentro de um mesmo fabricante existe a tolerância de fabricação, que é a liberdade permitida pelos componentes quando estes são conectados. Isto deve existir, pois caso contrário, não seria possível o assentamento de componentes protéticos sobre os implantes sem gerar tensões e distorções no conjunto.

Quanto aos parafusos de fixação da prótese, utilizou-se um jogo de parafuso para cada estrutura protética e para cada fase do trabalho: confecção do corpo de prova, análise unitária dos segmentos e análise da estrutura após os procedimentos de união através da brasagem e da soldagem a laser. Estes cuidados foram realizados, pois existe uma progressiva perda no torque de retenção do parafuso de fixação depois de repetidos procedimentos de abertura e fechamento (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000). Desta maneira, evitou-se que a padronização do torque diminuísse à medida que o experimento fosse avançando.

A colocação da resina acrílica para unir os segmentos da estrutura protética deu-se em dois tempos, sendo que na primeira porção, uma pequena quantidade de resina foi colocada para minimizar a contração de polimerização (CHO; CHEE, 1995). Após a colocação da segunda porção de resina acrílica para reforçar a união, aguardou-se 17 minutos para que os parafusos fossem afrouxados, pois segundo Mojon et al. (1990), este é o tempo ideal para se esperar a fim de reduzir as distorções geradas devido à contração de polimerização da resina. A remoção dos segmentos unidos com resina acrílica antes deste tempo permitiria que a contração ocorresse sem oposição, resultando numa contração maior do que ocorreria com a estrutura parafusada aos análogos. Considerando ainda o trabalho destes autores, houve a preocupação de padronizar o volume e a proporção pó-líquido para todos

os pontos de união. Desta maneira, evitou-se o risco de ocorrer uma variação na contração de polimerização da resina acrílica nos vários pontos de união. Estes três pontos de união foram feitos em tempos operatórios distintos, a fim de simular um procedimento clínico ideal.

Com o objetivo de mensurar no MEV as fendas marginais existentes entre a estrutura metálica e os análogos, a estrutura foi fixada ao análogo rotacionando os parafusos correspondentes aos análogos 2, 3, 1 e 4 até que se detectasse uma primeira resistência. Seguiu-se esta seqüência de aperto dos parafusos, pois segundo Watanabe et al. (2000), quando o parafuso do implante central é apertado antes dos parafusos das extremidades, uma menor pressão era observada sobre os implantes. Após este posicionamento inicial da estrutura metálica aos análogos, o parafuso correspondente ao análogo 4 era apertado com 10N/cm, com auxílio de um torquímetro. Após este procedimento, os parafusos dos análogos 1, 2 e 3 eram soltos. O torque de 10N/cm foi dado com os outros parafusos em posição, pois pequenos deslocamentos rotacionais podem provocar grandes fendas (GOLL, 1991). A manutenção de apenas um parafuso da extremidade fixando a estrutura seguiu a técnica proposta por Jemt (1991), que permite a observação da adaptação da prótese aos implantes de uma maneira crítica.

Para efetuar a comparação entre as técnicas da brasagem e da soldagem a laser através da adaptação da estrutura e mensuração das fendas marginais, a preocupação com o controle e a padronização dos torques em todas as fases do trabalho seria de extrema importância. Assim, todas as vezes que a estrutura metálica foi presa ao análogo, utilizou-se um torquímetro calibrado em 10N/cm.

Devido à existência da tolerância de fabricação (MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN, 1997) e às dimensões analisadas no presente estudo serem em

micrômetros, optou-se pela utilização do microscópio eletrônico de varredura (MEV) para a mensuração das fendas marginais. As margens do análogo e do abutment poderiam apresentar-se em planos diferentes devido a esta tolerância de fabricação e, segundo Hamaguchi, Cacciatore e Tueller (1982), a microscopia eletrônica de varredura permite mensurar com precisão dois pontos que estão em planos diferentes. Já a microscopia óptica apresenta limitação na profundidade de campo e os dois pontos a serem mensurados teriam que estar no mesmo plano. Além disto, os trabalhos de Besimo et al. (1996), Dellow, Driessen e Nel (1997), Jansen, Conrads e Richter (1997) nos informavam que as fendas encontradas nos referidos estudos estariam próximas ao limite de resolução da microscopia ótica de $2,3\mu\text{m}$ (HALL,1970), então seria impossível fazer medições precisas em micrômetros, tornando discutíveis as medidas realizadas. Neste estudo, as mensurações das fendas marginais entre o análogo e o abutment UCLA unitário fundido em liga de NiCr apresentaram uma fenda marginal média de $6,58\mu\text{m}\pm 3,69\mu\text{m}$. Estas fendas marginais foram próximas aos valores encontrados nos estudos de Dellow, Driessen e Nel (1997) e Jansen, Conrads e Richter (1997), em que verificaram valores médios da microfenda inferiores a $7,15\mu\text{m}$ e $10\mu\text{m}$ respectivamente.

Vários estudos mostraram a possibilidade da utilização da soldagem a laser na odontologia. Gordon e Smith (1970) relataram um estudo inicial sobre soldagem a laser utilizada na prótese. Os autores verificaram que não ocorreu distorção e as estruturas assentaram aos pilares sem a necessidade de nenhum ajuste. Todas as próteses parciais fixas tiveram sucesso, sendo que nenhuma união falhou sob função habitual do paciente durante o período de 6 a 20 meses do estudo.

Em outro estudo de 2 anos de acompanhamento, Jemt et al. (1998) avaliaram clínica e radiograficamente o desempenho de 38 pacientes que receberam

próteses fixas implanto-suportadas com estrutura de titânio e soldadas a laser e 30 pacientes que receberam uma estrutura fundida em liga áurica. No transcorrer do acompanhamento, não foi observada nenhuma fratura das estruturas ou dos componentes de implante, mas, com a mesma frequência, ocorreu fratura da resina em ambos os grupos. Um padrão similar de reação óssea foi observado nos dois grupos sem diferença significativa no nível ósseo ou na perda óssea. Os autores concluíram que os pacientes tratados com próteses implanto-suportadas fabricadas com estruturas de titânio e soldadas a laser em maxilas edêntulas apresentaram resultados comparáveis com pacientes tratados com estruturas fundidas convencionalmente após 2 anos em função.

Örtorp, Linden e Jemt (1999) também estudaram o desempenho clínico de próteses suportadas por implantes em mandíbulas edêntulas, comparando os resultados das estruturas em titânio soldadas a laser com as estruturas em ouro fundidas pela técnica convencional. Ambas as técnicas apresentaram um alto índice de sucesso (95,9% e 100% respectivamente), sendo que os autores concluíram que as estruturas de titânio soldadas a laser também são uma alternativa viável para as fundições convencionais nos casos de mandíbulas edêntulas.

Gordon e Smith (1970) relataram que pelo fato da soldagem a laser ser feita diretamente sobre o modelo de trabalho produz uma distorção menor do que a soldagem convencional, que necessita de uma transferência para um modelo de soldagem. De fato, caso o modelo de trabalho seja fiel ao caso clínico, uma fundição que provocou alguma distorção, pode ser soldada a laser sobre este mesmo modelo de trabalho. Já no caso da brasagem, é necessário que as partes a serem unidas sejam posicionadas dentro do revestimento para suportar a temperatura gerada pelo maçarico. Além disto, os segmentos a serem unidos ficam presos somente pelo

revestimento. Sutherland e Hallam (1990) relataram que as empresas de implantes deveriam desenvolver análogos de abutment que suportassem altas temperaturas para serem utilizadas no processo de soldagem, pois auxiliariam na estabilidade dos segmentos da infra-estrutura dentro do revestimento.

Devido à necessidade de incluir os segmentos a serem unidos pelo processo da brasagem no revestimento, também foi citado como vantagem da soldagem a laser em relação à soldagem convencional o menor tempo laboratorial necessário para a realização do processo (GORDON; SMITH, 1970). No desenvolvimento deste estudo, também foi observado o menor tempo laboratorial necessário para a realização da soldagem a laser, pois uma vez que os segmentos da estrutura metálica estivessem unidos pela resina acrílica, bastava parafusá-los aos análogos e mergulhar estes análogos numa base de gesso especial tipo IV. Após a presa do gesso, o procedimento da soldagem a laser já poderia ser executado. No caso da brasagem, após a inclusão no revestimento, foi necessário aguardar 2 horas em temperatura ambiente e mais 2 horas dentro do forno para uma adequada desidratação do revestimento. Assim, somente após 4 horas é que o procedimento da brasagem poderia ser executado.

Gordon e Smith (1970) relataram que seria essencial para a técnica da soldagem a laser a proximidade das superfícies a serem unidas, e que o laser poderia penetrar de 0,5 a 1mm entre as superfícies de soldagem. Atualmente, os aparelhos de laser permitem variar a energia, o tempo de exposição, o comprimento de onda e o diâmetro do feixe que podem ser controlados pelo operador (KAUFMAN, 1988). Assim, neste estudo, mesmo não ocorrendo contato entre as partes a serem soldadas e a secção transversal da estrutura protética ser maior que

1mm, o procedimento da soldagem a laser pôde ser executado sem nenhum problema.

Quanto à secção transversal da estrutura a ser soldada a laser, um corte (preparo) em ângulo de 45° em relação ao longo eixo permite soldas mais fortes que as soldas nos segmentos seccionados perpendicularmente ao longo eixo (ADRIAN; HUGET, 1977). Estes autores também verificaram extensas porosidades na superfície fraturada dos segmentos seccionados perpendicularmente ao longo eixo.

Apotheker, Nishimura e Seerattan (1984) compararam a soldagem convencional com a soldagem a laser em próteses fixas de 3 elementos fundidas em liga de NiCr. Os autores verificaram que em todos os casos de próteses soldadas convencionalmente havia porosidade, e que isto poderia ser um foco de crescimento bacteriano e corrosão, contribuindo para a fratura da peça protética. Duas das peças soldadas convencionalmente se partiram sob forças que podem ocorrer na boca. Nas próteses soldadas a laser nenhuma porosidade foi observada, e a força necessária para a ruptura das peças não ocorre intraoralmente. No entanto, Kaufman (1988) observou um outro comportamento da soldagem a laser em estruturas fundidas em liga de NiCr. O autor relatou que soldagens a laser em liga de NiCr podem se fraturar na junção soldada durante a mastigação e tendem a formar porosidades que podem acumular bactéria e resultar em corrosão.

Durante o processo de união através da brasagem e da soldagem a laser, a energia fornecida é essencial, pois pode representar uma fonte de problemas devido a sua influência direta nas transformações metalúrgicas e nos fenômenos mecânicos, como contração e dilatação. Esses efeitos são mais pronunciados no processo da brasagem com maçarico, no qual se aquece toda a peça a ser soldada. Na soldagem a laser, a quantidade de energia é menor e o feixe de laser produz

grande intensidade de calor em alguns milisegundos, capaz de fundir o metal base antes que o calor possa difundir-se para a região adjacente à solda que permanece à temperatura ambiente (SOUZA et al., 2000b). Em outro estudo, Souza et al. (2000a) verificaram que o laser proporcionou uma energia concentrada provocando um pequeno aumento de temperatura no metal base. A zona afetada pelo calor (ZAC) apresentou uma extensão inferior a 1mm e isto possibilitaria que as peças protéticas sofressem uma menor distorção.

Esta menor distorção foi observada por Huling e Clark (1977), que estudaram a precisão das técnicas de soldagem a laser e brasagem em próteses parciais fixas de 3 elementos. Todos os procedimentos utilizados resultaram em alguma distorção, entretanto, a soldagem a laser produziu uma distorção significativamente menor quando comparado à brasagem. O presente estudo comparou a precisão das técnicas de soldagem a laser e brasagem nas próteses clássicas de Brånemark suportada por 4 implantes. Também foi observado que ambas as técnicas resultaram em alguma distorção e que a soldagem a laser também produziu uma distorção significativamente menor quando comparado à brasagem.

Bezerra et al. (1999) e Souza et al. (2000a), verificaram que na soldagem a laser a microestrutura apresentou três regiões distintas: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal base, com o cordão de solda apresentando uma estrutura refinada e de maior dureza que o metal base. Na brasagem, o metal base e o cordão de solda apresentaram microestruturas distintas e uma morfologia grosseira com precipitados e porosidades. Estas microestruturas foram coerentes com a energia utilizada em cada processo de união.

Quanto a resistência à tração, Souza et al. (2000a) verificaram que os resultados da solda a laser foram superiores aos obtidos pela brasagem, sendo que em ambos os processos de união, a dureza no cordão de solda foi maior do que no metal base, sendo que na soldagem a laser a dureza na ZAC foi menor do que no metal base. Assif et al. (1992) também relataram que a necessidade de seccionar a estrutura metálica e uni-la novamente envolve mais tempo e produz uma peça, metalurgicamente, mais complexa e mais fraca. Para Goll (1991), embora a soldagem seja uma tarefa relativamente simples, em casos de uma estrutura grande, a contração do metal pode causar quebra e alteração do revestimento.

Apesar da brasagem apresentar uma distorção significativamente maior quando comparada à soldagem a laser, as duas técnicas apresentaram valores de fenda marginal clinicamente aceitáveis. No entanto, ficou evidente a facilidade de execução da técnica de soldagem a laser em relação à brasagem, principalmente em relação ao tempo necessário para a realização de cada técnica. Por outro lado, o investimento necessário para a tecnologia a laser é bastante superior à brasagem, e isto poderia acarretar um aumento no custo do tratamento odontológico.

7 CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos neste estudo, foi possível concluir que:

O aumento da fenda provocado pelo processo de união através da soldagem a laser foi estatisticamente inferior ao aumento da fenda gerado pelo processo da brasagem. No entanto, estas fendas apresentaram dimensões clinicamente aceitáveis.

REFERÊNCIAS¹

The Academy of Prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent 1999;81(1):39-110.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10(6):387-416.

Adrian JC, Huget EF. Laser Welding of a nickel-chromium dental alloy. Mil Med 1977;142(4):299-301.

Anusavice KJ. Phillips Materiais Dentários. 10^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. cap.27, p.367-73.

Apotheker H, Nishimura I, Seerattan C. Laser-welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges: a comparative study. Lasers Surg Med 1984;4(2):207-13.

Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. Int J Periodont Rest Dent 1992;12(2):113-21.

Baldissara P, Baldissara S, Scotti R. Reliability of tactile perception using sharp and dull explorers in marginal opening identification. Int J Prosthodont 1998;11(6):591-4.

Besimo C, Bodenschatz V, Guggenheim R, Hassell T. Marginal fit of prefabricated crowns of the Ha-Ti implant system: an in vitro scanning electron microscopic study. Int J Prosthodont 1996;9(1):87-94.

Bezerra RM, Souza PCRD, Ramires I, Bottino MA, Guastaldi AC. Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c.p. soldado a laser, utilizado em prótese sobre implantes. Ecl Quim 1999;24:113-24.

Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. Int J Prosthodont 1995;8(2):162-78.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Binon PP, McHugh M. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(6):511-9.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(2):149-60.

Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screw in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9Suppl:48-63.

Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;16Suppl:7-132.

Brunski JB, Skalak R. Biomecânica da osseointegração e das próteses dentais. In: Naert I, van Steenberghe D, Worthington P. Osseointegração na reabilitação bucal. Tradutor Prof. Dr. Renato Rossi Junior. São Paulo: Quintessence; 1998. cap.7, p.133-56.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):592-9.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996;76(5):500-9.

Cheshire PD, Hobkirk JA. An *in vivo* quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil* 1996;23(11):782-9.

Cho GC, Chee WWL. Efficient soldering index materials for fixed partial dentures and implant substructures. *J Prosthet Dent* 1995;73(5):424-7.

Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;68(2):186-97.

Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Materiais Dentários: Propriedades e Manipulação. 7ª ed. Trad. de Dra. Cimara Fortes Ferreira. São Paulo: Santos; 2002. cap. 11, p.221-41.

Dellow AG, Driessen CH, Nel HJC. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. *Int J Prosthodont* 1997;10(3):216-21.

Ebrahim L, Chai J, Lautenschlager EP, Hautten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002; 15:38-42

Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(5):662-7.

Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995;22:255-61.

Fusayama T, Wakumoto S, Hosoda H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece casting. *J Prosthet Dent* 1964;14(2):334-42.

Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I-clinical procedures. *J Prosthet Dent* 1991;66(3):377-84.

Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses-an initial report. *J Prosthet Dent* 1970;24(4):472-6.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):239-46.

Hall CE. Microscopia electrónica. Bilbao: Ediciones Urmo. 1970. p.13-4.

Hamaguchi H, Cacciatore A, Tueller VM. Marginal distortion of the porcelain-bonded-to-metal complete crown: an SEM study. *J Prosthet Dent* 1982;47(2):146-53.

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:559-71.

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2000;71(9):1412-24.

Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;68(11):1117-30.

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62(4):405-8.

Huling JS, Clark RE. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering or casting in one piece. *J Dent Res* 1977;56(2):128-34.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Impl Res* 1997;8(1):1-9.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Impl Res* 1996;7(2):143-52.

Jansen VK, Conrads G, Richter E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(4):527-40.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark Implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(3):270-6.

Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(2):151-8.

Jemt T, Bergendal B, Arvidsson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B, et al. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont* 1998;11(6):551-7.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):620-5.

Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Impl Res* 1998;9(4):272-80.

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 Impl Res* 1995;6(3):172-80.

Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark Implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):40-4.

Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996;75(3):314-25.

Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(2):169-78.

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.

Kaufman HW. Clinical applications of lasers in dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 1988;9(7):548-53.

Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002;11(1):30-40.

Loss LG. A fixed prosthodontics technique for mandibular osseointegrated titanium implants. *J Prosthet Dent* 1986;55(2):232-42.

Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(3):371-5.

Marques PV. Tecnologia da soldagem. Belo Horizonte: ESAB; 1991.

Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;83(2):198-205.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8(6):511-6.

Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1990;64(6):684-8.

Nealon FH. Acrylic restorations by the operative nonpressure procedure. *J Prosthet Dent* 1952;2(4):513-27.

Örtorp A, Linden B, Jemt T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 1999;12(1):65-72.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):26-34.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):241-7.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10(2):85-92.

Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1985;54(6):770-6.

Schulte JK. External hex manufacturing tolerances of six implant systems: a pilot study. *Implant Dent* 1994;3(1):51-3.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentos de prótese fixa. 3ª ed. Tradutor Ivone Castilho Benedetti. São Paulo: Quintessence; 1998. cap.27, p.417-39.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49(6):843-8.

Smedberg J-I, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz P-O. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Impl Res* 1996;7(1):55-63.

Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62(5):581-5.

Souza PCRD, Dinato JC, Bottino MA, Guastaldi AC. Brazing and laser welding of a Ni-Cr alloy. *Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos* 2000a;3(2):7-16.

Souza PCRD, Dinato JC, Beatrice CRS, Guastaldi AC, Bottino MA. Soldagem na odontologia: estudo de uniões soldadas empregando laser e brasagem. *Rev Assoc Paul Dent* 2000b;54(6):470-5.

Sutherland JK, Hallam RF. Soldering technique for osseointegrated implant prostheses. *J Prosthet Dent* 1990;63(2):242-4.

Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;6(4):346-63.

Taylor RL, Bergman GF. Laboratory techniques for the Brånemark System. Chicago: Quintessence; 1990. p.22-46.

Wainer E, Brandi SD, Mello FDH. Soldagem: Processos e metalurgia. São Paulo: Edgard Blücher; 1992.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(4):405-11.

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):209-18.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12(2):167-78.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(1):19-31.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84(2):194-9.

Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gulbransen HJ, Parel S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(4):469-74.

Ziebert GJ, Hurtado A, Glapa C, Schiffleger BE. Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. *J Prosthet Dent* 1986;55(3):312-7.