



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Antonio Celso Sabadin Filho

Orientador(a): Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Ano de Conclusão do Curso: 2008

TCC 480

A handwritten signature in black ink, appearing to be "G. P. H.", written over a horizontal line.

Assinatura do Orientador

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA**

Antonio Celso Sabadin Filho

Técnicas e métodos que visam melhorar o assentamento passivo de peças implanto-retidas em próteses de múltiplos elementos sobre implantes.

Monografia apresentada ao Curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, para obtenção do Diploma de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Piracicaba
2008

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada
.....
.....
Vol. Ex.
Tombo BC/

CT 148 1310

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª / 6159

Sa13t

Sabadin Filho, Antonio Celso.

Técnicas e métodos que visam melhorar o assentamento passivo de peças implanto-retidas em próteses de múltiplos elementos sobre implantes. / Antonio Celso Sabadin Filho. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2008.

45f.

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques.

Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implante dentário. 2. Próteses e implantes. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Dedicatória

A **Deus** em quem deposito toda minha esperança e fé, onde busco conforto em minhas orações para poder continuar a busca pelos meus sonhos.

Aos meus pais **Antonio Celso e Nilce Maria** por terem confiado em mim todos esses anos de luta, por serem meu mais forte pilar e me ajudarem de forma inigualável na busca dessa realização, amo vocês.

Aos meus irmãos **Felipe e Livia** que sempre como dois irmãos verdadeiros me ajudaram a ser mais forte na jornada da minha vida.

A minha namorada **Tatiane** por estar presente sempre em todos os momentos da minha caminhada, me apoiando nos momentos difíceis, mas também por encher minha vida de alegrias, te amo.

Agradecimentos especiais

Agradeço principalmente ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques** que com sabedoria e pelo prazer de ensinar, me orientou nesse trabalho. Meus verdadeiros agradecimentos pelo exemplo de vida e amor com que conduz sua profissão, mostrando-se mais que um Prof. um verdadeiro amigo. Obrigado.

E a todos os meus **amigos** que juntos conseguimos vencer mais uma fase de nossas vidas, lembrar-me-ei de todos com saudades.

Sumário

Resumo.....	1
1. Introdução.....	2
2. Revisão de Literatura.....	5
2.1. Osseointegração e Assentamento Passivo.....	6
2.2. Técnica do Monobloco.....	13
2.3. Soldagem a laser.....	16
2.4. Eletroerosão.....	20
2.5. Fresamento Corretivo.....	24
2.6. Técnica do cilindro cimentado e do cilindro soldado.....	26
2.7. Técnicas de Moldagem.....	30
3. Discussão.....	33
4. Conclusão.....	37
5. Referências Bibliográficas.....	38

Resumo

Devido à grande problemática sobre a adaptação passiva de próteses de múltiplos elementos a implantes osseointegrados, esse trabalho tem o intuito de buscar na literatura técnicas que busquem o perfeito assentamento passivo. Inúmeras são as técnicas para se obter o melhor ajuste marginal sem interferências de forças, nesse trabalho são abordadas técnicas como fundição em monobloco, soldagem a laser, fresamento corretivo da base de assentamento, eletroerosão, técnica do cilindro cimentado e soldado. Cada uma com suas vantagens e desvantagens, quesitos importantes, como resistência, número de passos clínicos e/ou laboratoriais ou até mesmo o custo final do procedimento. Nessa revisão conclui-se que, embora todas as técnicas tenham limitações, a técnica do cilindro soldado se mostra superior às demais, pela facilidade de confecção, grande resistência mecânica, diminuição de sessões clínicas e principalmente por proporcionar ótimo assentamento passivo sobre seus pilares.

1. Introdução

A terapia com implantes que teve início na década dos anos 80 já é uma realidade vivida e experimentada por milhares de pacientes que buscam reabilitações protéticas com maior estabilidade e melhor qualidade de vida.

Neste trabalho veremos algumas técnicas e métodos que visam melhorar o assentamento passivo de peças implanto-retidas em próteses de múltiplos elementos sobre implantes.

Devido ao íntimo contato do implante ao tecido ósseo, qualquer força ou tensão gerada no ato de sua instalação ou durante a função mastigatória é dissipada ao longo do implante e transferida diretamente ao tecido ósseo que o circunda. (Skalak, 1983).

Uma prótese conectada a múltiplos implantes mas deficientemente adaptada gera severa tensão sobre suas fixações, não havendo dissipação desses esforços dada a íntima relação entre osso e implante (Jemt e Lekholm, 1998). Casos de dor, reabsorção periimplantar e até falência da osseointegração podem ocorrer em casos de ausência de passividade. (Adell et al., 1981; Bauman et al., 1992; Carlsson, 1994). A ausência de passividade ainda pode levar a complicações de caráter mecânico como fratura do pilar intermediário, ruptura do parafuso de fixação do pilar ou fratura da estrutura metálica (Zarb e Schmitt, 1991; Naert et al., 1992).

Para se conseguir um ajuste passivo é necessário respeitar uma série de passos ao longo de sua construção. A primeira é saber se o modelo obtido reproduz fidedignamente o que realmente se tem em boca. Uma moldagem precisa garante precisão ao modelo. Passos como a ferulização dos

componentes, manipulação dos materiais de moldagem e do gesso são essenciais. A segunda problemática está em relação a inexatidões na construção das estruturas protéticas, envolvendo desde contrações da cera para confecção dos padrões, as grandes fundições, a geometria das estruturas e as soldagens, que tampouco dão exatidão absoluta. (López J.V., 2000).

Inúmeras são as técnicas para se conseguir melhor ajuste marginal e assentamento passivo de próteses de múltiplos elementos. Ainda hoje a mais utilizada é a técnica de fundição em monobloco.

Grandes infra-estruturas metálicas podem incorporar distorções durante sua fundição. Como forma de corrigir essas falhas, métodos como seccionamento de peças inicialmente fundidas em monobloco e posterior reunião com soldagem a laser são comumente realizadas (Romero et al., 2000; Luk et al., 2004). Métodos como a eletroerosão e o fresamento corretivo pós-fundição também são métodos indicados nesses casos (Schmitt, 1998; Sahin e Cehreli, 2001).

Técnicas como a dos cilindros soldados e dos cilindros cimentados também são utilizadas com vantagens acentuadas em relação às fundições monobloco.

No entanto, muitas técnicas podem trazer benefícios em relação ao assentamento final da estrutura, mas podem, em contrapartida, comprometer outros quesitos importantes, como resistência, número de passos clínicos e/ou laboratoriais ou até mesmo o custo final do procedimento.

Portanto, o propósito deste trabalho é rever na literatura vantagens e desvantagens, o melhor custo e benefício, que cada técnica apresenta para a

obtenção do melhor assentamento passivo das peças protéticas de múltiplos elementos sobre implantes.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Osseointegração e Assentamento Passivo

ADELL et al., (1981) esse estudo mostra previsibilidade de próteses implanto-suportadas em pacientes desdentados totais. Segundo o autor a osseointegração implica uma firme, direta e duradoura ligação vital entre osso e parafuso de titânio em forma de implantes de acabamento e geometria definida. Essa osseointegração só pode ser alcançada e mantida por uma apurada técnica cirúrgica a longo prazo e uma distribuição adequada dos esforços quando em função mastigatória. Durante um período 15-anos (1965-1980), em 2768 foram instalados 410 implantes nos maxilares desdentados de 371 pacientes consecutivos. A técnica cirúrgica e protética foi desenvolvida e avaliada ao longo de um período-piloto de 5 anos. Os resultados da pesquisa durante esse período foi avaliar o potencial desse novo método de tratamento. Nesse grupo os índices de sucesso para implantes na maxila foi de 81%, e os implantados na mandíbula chegou a 91% dos casos. E relação às próteses na maxila, 89% dos casos se mantiveram estáveis e na mandíbula 100%. Durante o primeiro ano após a instalação das próteses, o valor médio de perda óssea marginal foi de 1,5 mm. Posteriormente, apenas 0,1 mm foi perdida anualmente. Os resultados clínicos obtidos foram satisfatórios para cumprir e ultrapassar as exigências estabelecidas pela Harvard 1978 Conferência sobre sucesso das reabilitações com implantes ósseo-integrados.

SKALAK (1983) afirma que um aspecto crítico que induz o sucesso ou insucesso está na maneira no qual o estresse mecânico é transferido do implante para o tecido ósseo. É essencial que o implante e o tecido ósseo não sofram estresse além de sua capacidade de fadiga. É também necessário evitar qualquer tensão danosa que possa produzir reabsorção do tecido ósseo e perda da união osso e implante. A conexão firme de uma prótese sobre implantes resulta em uma estrutura única na qual a prótese, os parafusos e o tecido ósseo agem como uma unidade, portanto qualquer desalinhamento ou força que haja da prótese fixa com os implantes, resultará em um estresse interno da prótese, implantes e osso. Enfatizou que muito embora esses estresses não possam ser detectados por uma inspeção visual, podem ocasionar falhas mesmo na ausência de forças externas.

SONES (1989) segundo o autor complicações com implantes ósseo integrados abrangendo inadequado posicionamento protético, fratura dos parafusos dos pilares e da estrutura metálica, além de complicações fonéticas, estéticas e gengivais. A posição dos implantes influencia diretamente no formato da estrutura metálica, na distribuição das forças e dificulta a higienização por parte do paciente, além de comprometer o resultado. A adaptação passiva e uma oclusão balanceada são fatores imprescindíveis para a prevenção de fraturas no sistema, no entanto ruptura da estrutura metálica podem ocorrer devido a pouca espessura do metal ou deficiência no ponto de solda.

JEMT (1991) iniciou um estudo com intuito de identificar problemas e complicações relacionadas ao tratamento com próteses fixas implanto-suportadas em reabilitações na maxila e mandíbula num total de 391

pacientes desdentados totais. O índice de sucesso verificado foi de 99,5% para as próteses e de 98,1% para os implantes. Mesmo o índice de insucessos sendo baixo, eles foram mais freqüentes na maxila do que na mandíbula. Problemas de dicção somam 31,2%, sendo mais freqüente na maxila, mordida do lábio e bochecha (6,6%) mais freqüente na mandíbula, irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístulas, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica em ouro (0,8%), não sendo registrada a fratura de nenhum dos componentes. Segundo o autor 271 próteses (69,3%) apresentaram estabilidade no parafuso de ouro ao primeiro exame (após 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados neste primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas 7 próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A diferença entre a distribuição de parafusos instáveis na maxila e mandíbula foi estatisticamente significativa, sendo maior na maxila. Segundo o autor, o assentamento passivo conseguido para as próteses fabricadas proporcionou um grau satisfatório de estabilidade aos parafusos de ouro, reduzindo o risco de fratura destes componentes. O autor ainda sugeriu um protocolo desenvolvido com o intuito de facilitar e sistematizar a avaliação da adaptação passiva de infra-estruturas metálicas suportada por múltiplos implantes. O relato deste protocolo diz respeito à avaliação de próteses suportadas por 5 implantes, sendo este método posteriormente denominado de “teste do parafuso único”. Segundo o método, os cinco implantes do arranjo devem ser numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Em seguida

verifica-se a adaptação dos demais componentes. Repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso 5). Se não houver adaptação dos outros pilares no momento do aperto do parafuso nos pilares distais (1 ou 5 separadamente), a prótese deve ser segmentada e novamente reunida por solda. Após verificada a passividade com a utilização deste método, o autor também propõe uma seqüência de aperto dos parafusos para minimizar possíveis tensões. Assim, o torqueamento dos parafusos de ouro iniciaria pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, em seguida o torqueamento do parafuso mais intermediário (parafuso 3) e por fim os dois parafusos distais (parafusos 1 e 5). Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave. Um máximo de $\frac{1}{2}$ volta (180°) é permitido para o aperto final da prótese. Outra maneira utilizada para avaliar a adaptação é pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro. Quando mais de $\frac{1}{2}$ volta era necessária para o aperto de um determinado parafuso protético, a estrutura era seccionada e soldada, obtendo-se assim, um bom grau de passividade desta infra-estrutura sobre os implantes.

WASKEWICKZ et al. (1994) testaram a passividade de infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes através da análise fotoelástica. Para analisar os padrões de estresses gerados ao redor de implantes em infra-estruturas adaptadas e não adaptadas, foram fotografadas as franjas de tensões geradas quando do aperto dos parafusos de ouro. Foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva de uma mandíbula humana, contendo 5 implantes Nobelpharma (3,75mm X 10mm) e com intermediários convencionais de 4mm de diâmetro. A este conjunto, foram posicionados

cilindros de ouro que, após um torque de 10Ncm foram unidos entre si com resina autopolimerizável para a confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatado ausência de contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro, sendo a infra-estrutura sem adaptação passiva analisadas fotoelásticamente pelo aperto dos parafusos com torque de 10Ncm por 3 métodos diferentes. Após um registro inicial, a infra-estrutura foi então seccionada e soldada. O aperto dos parafusos na infra-estrutura sem adaptação passiva mostrou uma maior concentração de estresses ao redor dos implantes, sendo indiferente nos 3 métodos de aperto testado. Todos os implantes apresentaram a presença de franjas no modelo fotoelástico, porém os implantes mais distais (1 e 5) mostraram uma maior concentração de estresses no terço médio de cada implante e a menor na região apical e cervical. Na infra-estrutura soldada não foi observado presença de estresses. Devido à dificuldade de se avaliar clinicamente a passividade de infra-estruturas metálicas em próteses sobre implantes, os autores sugerem que a peça seja seccionada e soldada para que se possa assegurar um grau aceitável de passividade a estas próteses sobre implantes. Este estudo indicou que nenhum stress foi produzido em volta dos implantes após a peça ter sido seccionada e soldada.

APARÍCIO (1994) segundo o autor o assentamento passivo das próteses é fundamental para a manutenção da osseointegração, já que a ausência de ligamento periodontal impossibilita micromovimentações tornando-o incapaz de assumir uma nova posição, gerando estresse na interface entre osso e implante pela distribuição inadequada das cargas mastigatórias. A adaptação passiva é caracterizada pela existência de

contato circunferencial de toda a superfície de assentamento da prótese com os pilares de suporte, e clinicamente, pode ser avaliada com base em três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor durante a instalação da estrutura sobre os implantes; aperto final de todos os parafusos protéticos realizando não mais do um terço de volta; controle visual com auxílio de uma lupa para as margens supra-gengivais; controle radiográfico do ajuste da estrutura a cada um dos pilares com apenas um dos parafusos distais apertados.

Carlsson (1994) ressaltou a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese com adaptação passiva significa que pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafusos gera uma certa deformação da prótese e/ou do osso, introduzindo algum estresse ao sistema. O estresse e tensão, resultados de uma prótese mal adaptada, são fatores que afetam significativamente a longevidade dos componentes. Segundo o autor, existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão dessa desadaptação através de um microscópio de medição. O autor relatou ainda que, devido às características do Sistema Brånemark, uma desadaptação lateral de 50 μ m não gera qualquer tensão ao sistema, mas um erro angular de mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

TAN (1995) para o autor, a obtenção de um ajuste totalmente passivo de próteses sobre implantes é provavelmente impossível, uma vez que os

diversos estágios dos procedimentos laboratoriais de fabricação, como moldagem, obtenção do modelo mestre, enceramento, revestimento, fundição, adição de cobertura estética e acabamento, podem adicionar distorções ao produto final. Assim, o desafio dos procedimentos alternativos aos métodos convencionais, como solda a laser e sistema CAD-CAM, é determinar um nível mínimo de distorção e estresses que seja clinicamente aceitável conferindo longevidade à prótese.

KAN et al. (1999) relataram que a ausência de ajuste preciso entre os componentes protéticos e os implantes pode causar problemas mecânicos e biológicos. Dentre os problemas mecânicos, encontram-se afrouxamento dos parafusos protéticos e dos pilares ou fratura de diversos componentes do sistema. As complicações biológicas incluem reações teciduais adversas, dor, sensibilidade, perda óssea marginal e perda da osseointegração. Parece haver tolerância biológica a determinado grau de desajuste, no qual não ocorrem problemas biomecânicos. Contudo, níveis de desajuste considerados clinicamente aceitáveis ainda não foram comprovados cientificamente. Dentre os principais fatores responsáveis pelo desajuste da prótese aos implantes encontram-se: alinhamento dos implantes, técnicas e materiais de moldagem, processo de fabricação, desenho e configuração da estrutura metálica e experiência do clínico e do técnico. Quanto maior o número de implantes, o comprimento e a rigidez da estrutura protética, mais difícil se tornam a obtenção de ajuste preciso. Vários métodos são citados na literatura para avaliar o grau de ajuste, porém nenhum individualmente fornece resultados objetivos, de modo que os autores sugerem a combinação de técnicas. Para estruturas longas, o teste com aperto de único parafuso é

especialmente efetivo, pois as possíveis discrepâncias sobre o implante mais distal tendem a ser magnificadas. Esse teste pode ser combinado com visão direta e uso de explorador, além de radiografias para visualização das margens subgengivais

SAHIN & ÇEHRELI (2001) realizaram uma revisão de literatura sobre o significado clínico de adaptação passiva em infraestruturas sobre implantes e os fatores que afetam o resultado final desta adaptação. Segundo os autores, o assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da osseointegração. Entretanto, os métodos clínicos e laboratoriais utilizados para fabricação de infraestruturas são inadequados para obtenção de uma adaptação passiva absoluta. Não há nenhum estudo clínico longitudinal que relate falhas nos implantes especificamente atribuídas à falta de assentamento da infraestrutura. A questão que surge é, se uma conexão com assentamento passivo absoluto é realmente essencial e se é um fator governante para o sucesso do implante. Para os autores uma adaptação marginal aceitável não é um sinal de assentamento passivo e o único método para determinar a quantidade de passividade da infraestrutura *in vivo* é a análise de força em cada implante pilar e/ou componente da prótese antes e/ou depois da cimentação ou aparafusamento. Por outro lado, devido a fenda marginal de fundições em monobloco serem de vários micrometros, uma fundição desse nível para próteses fixas implanto-suportadas certamente terá grandes espaços entre o *abutment* e a estrutura. O aperto do parafuso causa forças no implante e ao redor do mesmo e sua magnitude depende da quantidade de desadaptação. Distorção da infraestrutura e do implante é observada durante o aparafusamento da peça. Em

tais casos, a quantidade de distorção pode alcançar um nível de desadaptação de 500 μm que não pode ser detectada com uma sonda exploradora. A presença de uma desadaptação requer o seccionamento e soldagem da peça. No entanto, a soldagem convencional ou soldagem a laser não provê necessariamente um assentamento passivo, mas sim um decréscimo no total de forças ao redor dos implantes, que pode resultar num decréscimo na frequência de perda dos parafusos de ouro. Os autores afirmam que cada passo na fabricação da infraestrutura influencia no resultado final da adaptação. Fatores como o material de impressão, técnica utilizada, expansão de cristalização do gesso especial, expansão do material de revestimento e o tipo de liga utilizada influenciam no assentamento final da infra-estrutura. As infra-estruturas em monobloco geralmente requerem seccionamento e soldagem para uma melhor adaptação. Os autores concluíram que um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas e os materiais e as técnicas utilizadas na confecção de estruturas metálicas não são dimensionalmente precisos, necessitando desta forma, de maiores investigações científicas e desenvolvimento.

2.2. Técnica do Monobloco

SCHIEFFLEGER (1985) avaliaram a precisão de ajuste de próteses parciais fixas fundidas em peça única de diferentes comprimentos: 3,4 e 5 elementos. Algumas vantagens das fundições em monobloco seria a possibilidade de avaliação imediata do ajuste, máxima resistência dos conectores e minimização do tempo pela ausência dos procedimentos de

soldagem. As peças foram mensuradas quanto as discrepâncias marginais verticais e ao diâmetro méso-distal e vestibulo-lingual de cada elemento. Maiores desajustes foram observados nas peças de 5 elementos. Após seccionamento e soldagem do retentor distal, ocorreu redução das discrepâncias verticais de 50 a 70%. Quanto aos diâmetros, verificou-se que, após a fundição, há diminuição no sentido méso-distal e aumento no sentido vestibulo-lingual, indicando a direção de contração de liga.

TAN et al., 1993; RIEDY et al., 1997, as infra-estruturas protéticas metálicas de próteses implanto-retidas sobre múltiplos elementos são confeccionadas pela técnica conhecida como monobloco, onde, indiferentemente do número de elementos, o conjunto é obtido numa única fundição. Com a utilização desta técnica, as distorções oriundas do processo de fundição ou das falhas no protocolo laboratorial tendem a ser incorporadas e refletem-se diretamente sobre as peças, sendo a técnica reconhecida como imprecisa quando julgada pela ótica do assentamento passivo.

MCCARTNEY E DOUD (1993) relatam dificuldade na adaptação de próteses sobre implantes devido ao alto grau de contração da liga, durante o processo de fundição, especialmente quando a estrutura é produzida em peça única, necessitando muitas vezes de seccionamento dessa e posterior união com solda, para se obter passividade adequada.

HELLDÉN & DÉRAND (1998) descreveram o método "Cresco Ti Precision", que tem como finalidade corrigir distorções da fundição das armações de titânio, permitindo que estas sejam assentadas passivamente sobre os implantes. Este método usa uma abordagem convencional para fabricação da armação, por exemplo, a técnica de fundição da cera perdida.

A correção de possíveis distorções envolve o seccionamento horizontal da armação fundida seguida do uso da técnica de soldagem a laser, onde a porção coronária da armação é remontada em novos cilindros de titânio pré-usinados montados em implantes análogos na fundição mestre. Antes do procedimento de soldagem ser realizado, os cilindros devem ser cortados no mesmo plano horizontal como a superfície. Em um modelo fotoelástico foram colocados 3 implantes Cresco Ti Systems AB (3,75mm x 13mm) e sobre estes foram montados cilindros plásticos e 4 armações foram enceradas e então incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro. Duas das quatro armações foram submetidas ao procedimento Cresco Ti Precision, enquanto as outras duas, não foram. As armações não adaptadas foram observadas ao microscópio e foram encontradas fendas verticais de 70 μ m e 40 μ m nos implantes A e B. No entanto uma maior concentração de estresse estava presente através da análise fotoelástica. Quando foram medidas as cargas através de um mecanismo apropriado, os resultados revelaram cargas associadas às armações não adaptadas e ausência de cargas estáticas nas armações adaptadas. Quando medidas as cargas, foi encontrado para os implantes distais valores de $41 \pm 4,3$ N nos parafusos para fechar desajustes de 180 μ m e valores de $8 \pm 8,0$ N para fechar desajustes de 30 μ m. As medidas dos testes para as armações adaptadas resultaram em registros próximos de zero (< 5). A carga aplicada para fechar um desajuste de 50 μ m, localizado no implante central, foi de 30 ± 26 N no parafuso de ouro. Segundo os autores a magnitude do estresse gerado depende não apenas do desajuste, mas também das dimensões das estruturas metálicas e ressaltam a importância

do método Cresco Ti Precision para otimizar o assentamento passivo entre as armações metálicas e implantes.

COSTA et al. (2003) avaliaram a adaptação marginal de supra estruturas implanto-suportadas fundidas em monobloco com ligas de Ni-Cr-Ti (Tilite) e paládio-prata (Pd-Ag - Pors-on). Para tanto, foi confeccionada uma réplica de mandíbula em acrílico, contendo quatro implantes na região anterior. A partir de um molde de silicone deste modelo mestre, obteve-se um modelo de trabalho em gesso, sobre o qual 16 estruturas foram enceradas, utilizando cilindros plásticos UCLA. As estruturas foram divididas em dois grupos e fundidas com uma das ligas citadas. Os níveis de desajuste foram mensurados nas faces vestibular e lingual, por meio de microscópio óptico, estando apenas o parafuso de um implante distal apertado com o torque de 20Ncm. Melhores níveis de ajuste foram obtidos com as estruturas de Tilite, indicando a superioridade desta liga para obtenção de estruturas em monobloco quando comparada a Pors-on. Os autores salientaram que o baixo custo relativo da liga de Ni-Cr-Ti constitui mais uma vantagem, contudo alertaram para necessidade de anamnese cuidadosa com a finalidade de pesquisar possível reação alérgica ao níquel.

2.3. Soldagem a laser

HULLING & CLARK (1977), compararam a distorção ocorrida em próteses parciais fixas compostas de três elementos unidos por soldagem laser, brasagem e fundidas em peça única (monobloco). Este estudo pretendeu fazer uma avaliação objetiva laboratorial da precisão e

confiabilidade da soldagem a laser como técnica de união das fundições individuais em comparação a brasagem e fundição em monobloco. Todos os procedimentos utilizados resultaram em alguma distorção, entretanto a soldagem a laser e as técnicas de fundição em monobloco, produziram significativamente menor distorção do que a brasagem. As medidas foram registradas em μm (micrometros) por um microscópio com aumento de dez vezes e representaram a distorção linear e rotacional combinada, associada às três técnicas analisadas. A soldagem a laser foi a que menor distorção produziu no processo de união.

JEMT E LINDÉN (1992) selecionaram 86 pacientes para serem reabilitados com uma nova técnica de próteses sobre implantes. Eles utilizaram componentes pré-fabricados de titânio unidos por soldagem à laser para formar uma infra-estrutura protética. Os resultados após um ano indicaram a mesma incidência de falhas de uma prótese implanto-suportada com a infra-estrutura obtida através da convencional fundição do metal. Os autores compararam seus dados com outros de 287 infra-estruturas de próteses sobre implantes fundidas. Apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro ano em função e exigiram algumas modificações. Novas técnicas usualmente envolvem problemas e complicações que não podem ser detectadas antes de testados clinicamente. Os autores colocam que essa técnica dificulta um pouco da colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes, e a prótese fica sobre-estendida buco-lingualmente. Exigindo o refinamento dos componentes de titânio pré-fabricados. Estudos ainda são necessários para verificar a

efetividade da técnica por um longo período de tempo, principalmente como resistência a fadiga.

TAMBASCO et al. (1996) relatou como o laser era utilizado, seus efeitos sobre a superfície do metal, de que forma o calor era dissipado e reagido com a superfície da liga e a praticidade da soldagem a laser no laboratório. Foi mostrado passo a passo o processo para a soldagem de uma prótese parcial fixa e um grampo de prótese parcial removível. Segundo os autores, a luz produzida pela soldagem a laser não pode ser observada pelo olho humano devido ao longo comprimento de onda. A luz do laser difere de outras fontes luminosas pela coerência do feixe, podendo assim focalizar um pequeno ponto localizado e não afetando as áreas adjacentes com o calor. Vantagens e desvantagens foram abordadas. Dentre as vantagens os autores citaram: a) menor energia liberada reduzindo as distorções; b) pode ser realizada sobre o modelo de trabalho; c) permite a proximidade com porcelana e resina acrílica; d) a resistência da união é idêntica ao metal de origem; e) menor tempo é necessário; f) maior resistência à corrosão da união soldada. Dentre as desvantagens os autores citaram: a) custo inicial alto; b) espaço adicional para o equipamento; c) dificuldade inicial para determinar a qualidade da solda. Com relação à soldagem em metais como a prata, devido à reflexão, a soldagem ficava impossibilitada. Outros fatores como a sobreposição dos pontos de solda (costura) de forma circular e o método da interposição de uma lâmina de metal também foram abordados. Segundo os autores, o sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração. Assim, uma penetração insuficiente resultará em uma união fraca. A penetração é controlada alterando-se a voltagem e

não a duração do pulso. A penetração da solda também é afetada pelo ângulo em que o laser atinge a superfície do metal e a presença de fragmentos ou debris deve ser evitada. Concluem que a técnica de soldagem a laser constitui-se numa alternativa à soldagem convencional, principalmente em áreas que a resina acrílica e porcelana estão intimamente presentes na área a ser soldada.

RIEDY et al (1997), citaram a importância da precisão do assentamento entre a armação protética e implante devido a transferência do stress, biomecânica do sistema de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos hospedeiros na interface biológica. Para tanto avaliaram in vitro a precisão de assentamento de infra-estruturas sobre implantes utilizando a técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida (monobloco) e o processo de fabricação de titânio usinado e soldado a laser (sistema Procera). A videografia laser em um programa gráfico de computador foi o método utilizado para medir a precisão de assentamento das infra-estruturas com os intermediários dos implantes, sendo a média da interface do eixo z no ponto central o critério utilizado. Os autores concluíam que as infra-estruturas soldadas a laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas em monobloco. As armações de titânio soldadas à laser mostraram menos de 25 μ m de interface entre as armações e análogos.

WANG & CHANG (1998) por meio de uma simulação de transferência de calor tentando explicar esse comportamento e oferecer um método alternativo de múltiplos pulsos. Um programa de computador foi utilizado para simular a transferência de calor ao titânio c.p. e ao Au durante a soldagem. Os autores relataram três vantagens da soldagem a laser: 1) o contato direto

não é requerido; 2) soldagem precisa e bem definida e 3) pequena zona de aquecimento. Afirmaram que devido a pequena profundidade de penetração, o acabamento e polimento das uniões soldadas a laser devem ser evitados. Como a zona de soldagem a laser deve ser sobreposta, microfendas podem atuar como iniciadores das trincas por fadiga, enfraquecendo a união.

WEE et al. (1999) realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de apresentar trabalhos que pudessem trazer melhoras significativas ao assentamento de próteses sobre implantes, objetivando um grau ótimo de passividade final. A maioria dos artigos revisados eram clínicos ou técnicos que advogavam estratégias para melhorar este assentamento. De todas as estratégias sugeridas, apenas alguns métodos têm cientificamente provado a melhora deste assentamento passivo. Dentre os procedimentos encontrados na literatura pelos autores para melhorar o assentamento passivo em próteses sobre implantes, configuram a soldagem a laser de peças seccionadas e a usinagem por descarga elétrica (EDM). Segundo os autores, estes são procedimentos promissores. Múltiplos fatores impedem que o conceito de assentamento passivo possa ser aplicado em próteses sobre implantes, mesmo com o uso de estratégias avançadas, pois ainda existe um ligeiro desajuste das infra-estruturas com o intermediário dos implantes. Segundo os autores caberá ao clínico decidir qual o meio mais recomendado de se obter o melhor assentamento possível desta prótese.

2.4. Eletroerosão

É uma técnica proposta por VAN ROEKEL em 1992 que visa criar um ajuste passivo e preciso entre a barra da infra-estrutura protética sobre os implantes e a supraestrutura removível. Segundo o autor esse técnica está indicada para solucionar problemas estéticos e fonéticos.

A eletroerosão está perfeitamente indicado para reduzir desadaptações geradas durante o processo de fundição, como descreve SCHMITT et al. (1995) em seu artigo, onde descreveram o processo de EDM como sendo um procedimento que utiliza correntes elétricas que causam microerosões nas porções da peça que estão em contato com o eletrodo, controladas por um gerador e submersas sob a proteção de um líquido dielétrico. A remoção destas micropartículas da restauração metálica diminuía a fenda marginal. Utilizando o EDM em abutments do tipo UCLA os autores obtiveram uma visível e excelente adaptação.

EVANS (1997) segundo o autor quando discrepâncias no assentamento são encontradas, a infra-estrutura deve se seccionada e soldada em uma nova relação. Um fator complicante deste processo consiste em muitas vezes o material de revestimento estético ter que ser removido para facilitar o acesso à soldagem, o que implica num custo maior, maior consumo de tempo e o fato do paciente ter que vir mais vezes ao consultório. O processo de eletroerosão pode ser utilizado para melhorar o contato circunferencial da interface entre a infra-estrututra metálica e seu respectivo componente. O processo da Electrical Discharge Machining (EDM) é relativamente rápido e pode ser realizado durante a prova clínica e pode

eliminar os processos de seccionamento e soldagem, bem como evita a remoção do material de recobrimento estético antes da sua aplicação. Segundo o autor que no processo de EDM é usada alta corrente elétrica para melhorar a precisão de componentes metálicos. Neste procedimento, a energia elétrica é gerada entre o eletrodo de grafite ou cobre e a peça de trabalho, provocando pequenas corrosões no metal. Com esta corrente elétrica, é produzida uma temperatura de 3000° a 5000 °C. A peça de metal é maquinada com a forma negativa da configuração do eletrodo. O processo ocorre com a peça submersa em um líquido dielétrico que tem funções de isolante, refrigerante e condutor. A descarga elétrica ocorre com uma freqüência de 250.000 vezes por segundo. A máquina de eletroerosão tem uma exatidão de 0,01mm. A existência de porcelana ou resina na restauração não é afetada pelo EDM pois nenhum calor é conduzido ou transferido a restauração. O processo de EDM é um procedimento industrial recentemente adaptado ao uso laboratorial em Odontologia para fabricar componentes de precisão, coroas telescópicas, coroas em titânio, restaurações implanto-suportadas em titânio, e barras metálicas para próteses fixas ou removíveis sobre implantes. A energia do EDM também é utilizada para refinar irregularidades da fundição de abutments do tipo UCLA para implantes.

ROMERO et al., (2000) descreveram técnicas de sobre-fundição, soldagem de segmentos e eletroerosão para correção de discrepâncias marginais em próteses implanto-retidas. Em seu estudo, partir de uma matriz metálica constituída por dois implantes, foram obtidas 30 estruturas em liga de ouro fundidas em monobloco utilizando-se padrões confeccionados com cilindros calcináveis e conectados com resina acrílica. Desse total, 20

estruturas foram seccionadas, sendo 10 novamente unidas com resina acrílica para soldagem e as outras 10 reunidas a partir de inclusão em revestimento para sobre-fundição. Nas 10 estruturas maciças remanescentes, foi realizado eletroerosão das bordas contra análogos dos implantes fabricados especialmente em cobre, com a intenção de retificar as bordas de adaptação dos cilindros fundidos. A leitura dos desajustes marginais na interface infra-estrutura/implante foi realizada em todos os grupos, sendo utilizado o protocolo do teste do parafuso único para avaliação da passividade das estruturas. Os resultados mostraram menor desajuste de margens para as estruturas submetidas à eletroerosão (7,5 μ m), seguido pelas estruturas submetidas à sobre-fundição (15 μ m) e, por fim, pelas que tiveram seus segmentos soldados convencionalmente (72 μ m). Os autores concluíram que o processo envolvendo eletroerosão promoveu melhor correção das discrepâncias marginais, evitando modificações estruturais nas peças causadas pela reunião de segmentos seccionados.

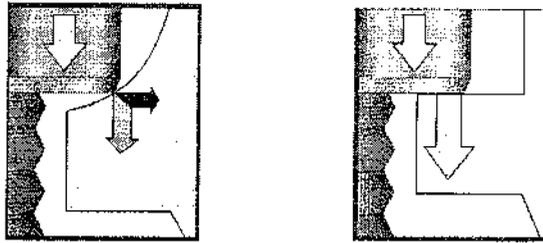
BERNARDON (2001) avaliou a desadaptação marginal de infraestruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão através da análise do assentamento passivo, com o auxílio de um microscópio ótico Olympus STM (Japão) com precisão de 0,0005 mm. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas e divididas em dois grupos - monobloco e soldado a laser – os quais foram posteriormente submetidos a eletroerosão. As peças em monobloco obtiveram a pior adaptação marginal, porém essa adaptação apresentou melhora após a aplicação da eletroerosão. As peças seccionadas e soldadas a laser apresentaram melhor adaptação em relação às em

monobloco, apresentando, ainda, melhora após eletroerosão. O autor concluiu ainda que, quando associadas as técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, observou-se uma melhor adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados.

CONTRERAS et al. (2002) testaram a eficácia do processo de eletroerosão na redução do desajuste marginal de coroas totais fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V. Foram confeccionadas 15 coroas em Pd-Ag (grupo controle) e 15 coroas 42 em cada uma das ligas experimentais (Ti c.p. e Ti-6Al-4V). Os desajustes foram mensurados imediatamente após a fundição nos 3 grupos e após a aplicação da eletroerosão somente nos grupos a base de Ti. O grupo controle não recebeu o tratamento de eletroerosão. Os resultados foram: Pd-Ag (45 μ m), Ti c.p. (83 μ m), Ti-6Al-4V (50 μ m), Ti c.p. após a eletroerosão (50 μ m) e Ti-6Al-4V após a eletroerosão (24 μ m). Os autores concluíram que: a eletroerosão é um método alternativo eficaz na redução de desajustes marginais em coroas totais fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V e; as restaurações em Ti c.p. e Ti-6Al-4V apresentam valores de desajustes marginais aceitáveis para sua utilização clínica.

2.5. Fresamento Corretivo

Fresamento corretivo nada mais é do que a retificação da base de assentamento da cabeça do parafuso ao pilar protético. Essa retificação é realizada através de pontas retificadoras num instrumento retificador de cilindros fundidos, criando uma base mais plana para o assentamento do parafuso.



AKAMA et al., (2004) avaliaram o emprego de retificadores de cilindros fundidos em liga de níquel-cromo na adaptação de próteses implanto-suportadas. Para isso utilizaram dez componentes calcináveis tipo Micro-unit (mini-pilar cônico), fundidos em Ni-Cr (Wiron 99, Bego - Germany) por indução em alta frequência. Para controle, foram empregados dez cilindros Micro-unit usinados em ouro. As mensurações das desadaptações verticais dos cilindros fundidos foram realizadas com auxílio de microscópio óptico em dois momentos, antes e após o uso de "Retificadores de Cilindros Fundidos" (Conexão Sistema de Próteses - Brasil). Para os componentes usinados em ouro, a leitura foi efetuada em um único momento, pois não houve retifica destes componentes. As médias das desadaptações de cada grupo foram submetidas ao teste *t* de student (5%). Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) foi identificada comparando-se as médias de desadaptação dos cilindros fundidos em Ni-Cr antes ($80,67 \pm 6,45\text{mm}$) e depois ($57,03 \pm 12,36\text{mm}$) do emprego de retificadores de fundições. A média de desadaptação marginal dos componentes usinados ($48,51 \pm 5,64\text{mm}$) serviu como controle. Nas comparações com as desadaptações marginais dos cilindros fundidos, diferenças significativas foram identificadas somente antes do emprego de retificadores. Os autores concluíram que a utilização do retificador reduziu a desadaptação dos componentes fundidos em Ni-Cr aos

pilares dos implantes para índices próximos ao de cilindros usinados em ouro.

HORBYLON et al., (2004) avaliaram a efetividade do sistema retificador de cilindros em pilares UCLAS fundíveis em próteses fixas implanto-suportadas de três elementos. Para isso, dezoito pilares plásticos tipo UCLA (Conexão Sistema de Prótese) foram fundidos em níquel-cromo (Verabond II) para restaurações metalocerâmicas, a partir de um modelo mestre, e parafusados com torque de 20Ncm. As leituras dos desajustes verticais foram realizadas antes e após a retificação em microscópio eletrônico de varredura analisando as faces mesial e distal de cada pilar. Os resultados foram submetidos a tratamento estatístico no qual foi observada diferença significativa após a retificação dos pilares. Na análise de frequência acumulada foi observado que 64% dos pilares apresentaram desajuste menor ou igual a 10 μ m, sendo observado otimização após retificação com aumento de 94% dos pilares com medidas menor ou igual a 10 μ m. Os autores concluíram que a retificação promove melhoria significativa na adaptação marginal de pilares fundíveis tipo UCLA.

SIMAMOTO et al., (2005), avaliaram in vitro o grau de desajuste antes e após o uso do retificador de cilindros fundíveis, em próteses fixas de três elementos, anteriormente à etapa de soldagem. Dezoito pilares plástico tipo UCLA (Conexão Sistemas de Próteses) foram fundidos em Níquel-Cromo (Verabond II) para restaurações metalo-cerâmicas, a partir de modelo mestre. Após a confecção dos corpos-de-prova, sobre os modelos de trabalho retornaram ao modelo mestre e parafusado com torque de 20 N/cm. A leitura do desajuste vertical foi realizada sob microscópio eletrônico de varredura

analisando as faces mesial e distal de cada pilar. Foi observada diferença estatística significativa após a retificação dos pilares. Na análise da Freqüência acumulada relativa (Fr) foi constatado que 64% dos pilares apresentaram desajuste $\geq 10\mu\text{m}$, sendo observada otimização após retificação, com aumento para 94% dos pilares com medidas $\geq 10\mu\text{m}$. Pode-se concluir que a retificação promoveu melhoria significativa na adaptação marginal de pilares fundíveis tipo UCLA.

2.6. Técnica do cilindro cimentado e do cilindro soldado

McCARTNEY & DOUD (1993) propuseram uma técnica para verificação do modelo de trabalho e correção por meio de soldagens, através de união intra-oral dos cilindros de ouro e intermediários. Confeccionaram uma infraestrutura em peça única, incorporando apenas um cilindro de ouro (o mais central), enquanto que nas regiões dos demais cilindros eram feitos orifícios. Essa peça era então provada clinicamente com os demais cilindros de ouro em posição, unidos à infra-estrutura com resina acrílica Duralay. Esta infra-estrutura era usada para a correção do modelo mestre. Após as devidas correções, os cilindros de ouro eram soldados à infra-estrutura, obtendo uma adaptação passiva com apenas uma solda. Os autores não relataram como essa adaptação passiva foi avaliada clinicamente, nem os critérios para tal análise.

APARÍCIO (1994) propõe um novo método para obter o assentamento passivo em próteses metalocerâmicas implanto-suportadas através da união química com cimento resinoso, após o tratamento das superfícies metálicas,

do cilindro de ouro à infra-estrutura. O estudo faz um acompanhamento de dois anos, com avaliações em 1, 3, 12 e 24 meses verificando critérios que determinam o assentamento passivo das estruturas como: 1 - ausência de sensações de tensões ou dor durante o procedimento; 2 - fechamento final de todos os parafusos com no máximo 1/3 de volta sem resistência; e 3 - análise visual e radiográfica do assentamento de todos os intermediários baseado no teste do parafuso único. Foram confeccionadas 64 próteses fixas sobre 214 pilares *Estheticone* (Nobelpharma) ou intermediários angulados instalados em 47 pacientes. Os resultados obtidos em dois anos de estudo demonstraram que a técnica do cilindro cimentado pode ser aplicada clinicamente para obter o assentamento passivo de próteses metalocerâmicas. Permite a obtenção de uma estrutura melhor adaptada pela eliminação da soldagem, mantém a integridade do cilindro de ouro, pois não entra em contato com a superfície do intermediário e não é levado ao forno durante o processo de fundição ou aplicação de porcelana, e por fim, reduz o tempo de trabalho e número de consultas.

JIMENÉZ-LOPES (1995), propõe a técnica do cilindro cimentado através da confecção de uma estrutura em monobloco na qual era integrado um cilindro de ouro que serviria como referência para posicioná-la na boca. Em seguida nas regiões correspondentes aos cilindros restantes, previamente posicionados e fixados no pilar transepitelial, eram preparados alojamentos para que posteriormente os demais cilindros fossem cimentados diretamente na boca com auxílio de um cimento resinoso de dupla ativação. O autor relatou obter um assentamento passivo absoluto com o uso desta técnica, não havendo na época embasamento científico que sustentasse tal

afirmação. O procedimento apresenta vantagens como a facilidade e rapidez da técnica; ausência de bimetalismo; o ajuste perfeito e a facilidade para polimento; reposição fácil dos cilindros caso haja perda de algum e mesmo a possibilidade de incorporar um outro cilindro de diâmetro até superior ao inicial, caso haja perda de algum dos implantes. Como desvantagens, o autor cita a porosidade na área de união e a experiência clínica curta.

CLELLAND & VAN PUTTEN (1997) realizaram um estudo comparativo das tensões produzidas em uma situação de osso mandibular, entre estruturas fundidas convencionalmente e união com cimento resinoso dos cilindros às infra-estruturas. Para a realização do estudo três estruturas de cada grupo foram confeccionadas sobre um modelo fotoelástico (PL – 2; Measurements Group, Raleigh, NC) que simulava uma mandíbula edêntula, onde foram instalados 5 implantes Nobel Biocare com intermediários de 4 mm. Na resina foram incorporados 2 sensores de tensões (WA-06-060WR-120, Measurements Group), posicionados 2mm para vestibular em relação aos dois implantes terminais, paralelos ao longo eixo destes implantes. Após a adaptação da estruturas sobre os implantes e aperto dos parafusos com torque de 10Ncm as tensões foram registradas nos sensores e visualizadas através de Polariscópio. Os resultados demonstraram que o grupo cimentado demonstrou menores tensões quando comparado a fundição convencional, ou seja, a técnica do cilindro cimentado oferece menor transferência de estresse e melhor distribuição das tensões ao osso suporte.

KLEINE (2002) avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser. Em um arco mandibular edêntulo, construído

em aço-cromo, fixou-se cinco análogos de pilares tipo *esteticone*. Foram obtidos modelos mestres em gesso tipo V (Exadur® – Polidental) e confeccionadas, sobre os mesmos, 20 estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro, divididas em dois grupos, onde foram confeccionados alívios internos, que permitiram adaptação dos cilindros de titânio. No grupo dos cilindros soldados, estes foram fixados com resina acrílica (Duralay®) e posteriormente soldados a laser. No grupo dos cilindros cimentados, apenas o cilindro central foi soldado a laser, e os demais cimentados com cimento resinoso (Panavia F®– Kuraray Co.). As mensurações foram realizadas com auxílio de um microscópio mensurador com precisão de 0,0005 mm. Os resultados demonstraram que, para a posição central, o assentamento passivo foi melhor para o grupo “cimentado” (desajuste médio de $25,60 \pm 12,54 \mu\text{m}$) em relação ao grupo “soldado” ($99,06 \pm 50,47 \mu\text{m}$), $p < 0,05$. Do mesmo modo, em relação à posição distal, o desajuste médio foi menor para o grupo “cimentado” ($29,17 \pm 16,16 \mu\text{m}$) em relação ao grupo “soldado” ($70,21 \pm 56,70 \mu\text{m}$), $p < 0,05$. Concluiu-se que a técnica dos cilindros cimentados apresentou melhores resultados de assentamento passivo.

2.7. Técnicas de Moldagem

Herbst, et al (2000) avaliaram comparando quatro técnicas de moldagens relacionadas à precisão dimensional para a reprodução das posições dos implantes no modelo de trabalho. Um modelo padrão foi

desenvolvido para simular uma situação clínica. As moldagens foram realizadas através de quatro diferentes técnicas: (1) componentes de transferência cônicos não esplintados; (2) transferentes quadrados não esplintados; (3) transferentes quadrados esplintados com resina acrílica autopolimerizável; (4) transferentes quadrados com uma extensão lateral no lado não esplintado. Pontos de referência foram realizados no modelo padrão (8 pontos sendo 4 na face vestibular e 4 na face lingual dos cinco implantes). Os modelos foram vazados com gesso pedra em todas as moldagens mantendo o tempo de presa igual para todos os modelos, no mesmo local e com a mesma temperatura. Medidas foram tomadas usando um microscópio *Reflex*, capaz de registrar as dimensões X, Y e Z e analisadas estatisticamente através do método ANOVA. A precisão dimensional obtida nos modelos foi excepcional em todas as técnicas de moldagem (máximo de distorção observada foi igual a 0.31%). Aconselham qualquer uma das técnicas avaliadas neste estudo para moldagem de transferência em implantes osseointegrados.

Johnson, Lepe e Aw (2003), compararam o uso de dois materiais de moldagem, Poliéter e Vinil Polissiloxano, ambos os materiais a base de elastômeros. Um total de 80 moldagens foi realizada, sendo metade delas para o grupo controle em condições secas, e 40 em condições úmidas. O grupo sob condições úmidas receberam a aplicação de 3ml de água destilada a superfície moldada, mas, foi permitido o escoamento desta água durante o procedimento de moldagem. Após a remoção das moldagens, a superfície de cada moldagem eram escaneadas com o auxílio de um Surfalyzer 4000. Encontrou-se diferenças significantes entre o grupo de Poliéter e Vinil

Polisiloxano, na técnica dual e monofásica nas duas condições de superfícies. O material monofásico apresentou uma melhor reprodução dos detalhes quando comparado ao dual, como também apresentou o material de impressão Poliéster comparado à Silicona. As moldagens de superfícies úmidas apresentaram menor reprodução de detalhes que nas superfícies secas.

Vigolo, Mayzoub e Cordiole (2003) avaliaram três diferentes técnicas de moldagem usando o material Impregum de media viscosidade para a obtenção de modelo de trabalho para a fabricação de prótese que adaptaria passivamente em implantes múltiplos. Um modelo padrão de metal com seis implantes e intermediários foi desenvolvido. Um total de 45 moldagens deste modelo foi realizado com transferentes quadrados. Foi dividido um total de três grupos de quinze moldagens cada, com diferentes técnicas de moldagem. No grupo 1 foram utilizados transferentes quadrados não modificados, no grupo 2, os transferentes quadrados foram unidos com resina acrílica autopolimerizável antes do procedimento de moldagem e no grupo 3, os transferentes quadrados receberam um jateamento de partículas abrasivas previamente e o uso de um adesivo recomendado pelo fabricante. Um modelo metálico foi utilizado como controle para verificar a passividade das estruturas obtidas pelos procedimentos de transferência dos implantes. Os modelos de trabalho obtidos pela técnica de transferência com transferentes quadrados não modificados foram estatisticamente menos preciso que as outras técnicas que tiveram resultados semelhantes.

3. Discussão

Para que se consiga um assentamento passivo em próteses sobre implantes, os procedimentos devem-se iniciar em técnicas precisas de moldagem, primordialmente pela ferulização dos transferentes de moldagem para garantia da posição precisa dos implantes durante o ato da moldagem.

Na construção das próteses, dos métodos existentes, o mais utilizado ainda hoje se baseia na técnica da cera perdida, onde a infra-estrutura protética se forma da união de vários elementos ou pilares através de uma única fundição chamada monobloco. Fundições de metais acabam sempre gerando algum grau de distorção (TAN et al., 1993; RIEDY et al., 1997), que são percebidas com maior facilidade quando se trabalha com um número grande de elementos envolvidos. Estratégias para compensar tais erros ou imprecisões têm sido consideradas para diminuir tais ocorrências nos processos de confecção dessas próteses (Romero et al., 2000; Luk et al., 2004). Uma das grandes vantagens ainda da confecção de estruturas únicas em monobloco é o baixo custo para sua fabricação, embora tenha a desvantagem de sofrer distorções por causa do processo de fundição.

Para solucionar esse problema na tentativa de se obter um melhor assentamento, secciona-se o monobloco em segmentos e reunindo-os através de pontos de solda a laser. Vários trabalhos acima citados têm demonstrado que esse seccionamento da peça protética e posterior reunião reduziu a margem de desadaptação da infra-estrutura e melhorou significativamente o assentamento passivo da peça (RIEDY et al,1997; HULLING & CLARK,1977).

Durante a soldagem podem se formar porosidades no cordão de solda, tendendo a maior fragilidade e eventual fratura da junção quando submetida a esforços oriundos da mastigação (Zavanelli et al., 2000). Embora a soldagem a laser tenha demonstrado altos índices de sucesso ainda são necessários estudos para demonstrar sua resistência principalmente no que diz respeito a fadiga da união (Jemt e Lindén, 1992).

Desajustes ou falta de passividade no ato da inserção da peça protética pode estar relacionado a irregularidades presentes na sua base de assentamento, métodos como a eletroerosão podem ser aplicadas na tentativa de corrigir essas imprecisões na peça fundida. O método utiliza correntes elétricas que são capazes de remover micropartículas presentes na base de assentamento (Schmitt et al., 1995), diminuindo a fenda marginal. A maioria dos trabalhos mencionados demonstraram a efetividade do procedimento que garantiu menores discrepâncias marginais e assentamento passivo satisfatório (Schmitt, 1995; Romero, 2000; Bernardon, 2001; Contreras et. al., 2002).

Outro método bastante interessante é o fresamento corretivo da base de assentamento do parafuso, essa técnica torna-se viável graças à geometria cilíndrica dos cilindros protéticos fundidos que guardam uma relação interna aos respectivos pilares, permitindo a correção da base sem comprometer a adaptação. Segundo as revisões propostas, o método do fresamento corretivo (retificador de superfícies) mostrou-se um método bastante eficaz, reduzindo também os desajustes marginais (Akama et al., em 2004, Horbylon et al., 2004; Simamoto et al., 2005), embora necessite de um aparelho retificador específico.

Outra técnica que vem mostrando boa aceitação no quesito assentamento passivo é a do cilindro cimentado, este procedimento, propõe a confecção de uma estrutura em monobloco na qual é integrado um cilindro que serve como referência para posicioná-lo na boca. Em seguida nas regiões correspondentes aos cilindros restantes, previamente posicionados e fixados no pilar intermediário, são preparados alojamentos para que posteriormente os demais cilindros sejam cimentados diretamente na boca com auxílio de um cimento resinoso de dupla ativação. Essa técnica possui vantagens como a facilidade e a rapidez da técnica, ajuste perfeito e facilidade para polimento, reposição fácil dos cilindros caso haja perda de algum e mesmo a possibilidade de incorporar um outro cilindro de diâmetro até superior ao inicial, caso haja perda de algum dos implantes. Como desvantagens desse método são a possível porosidade na área de união, com riscos de soltura dos cilindros (Jiménez-Lopes, 1995).

Outra técnica para a união dos cilindros à infra-estrutura utilizada atualmente é a soldagem horizontal a laser dos mesmos (McCARTNEY & DOUD, 1993; KLEINE, 2002). Tem como vantagens a economia de tempo laboratorial devido à soldagem ser feita diretamente sobre o modelo mestre, resistência das uniões soldadas comparável à da liga de origem, poder ser realizada em regiões de difícil acesso e também após a aplicação da resina acrílica ou porcelana, sem causar danos às mesmas, (SOUZA *et al.*, 2000; BERTRAND *et al.*, 2001; DAMACENO; 2005).

Portanto a técnica do cilindro soldado é uma variação da técnica do cilindro cimentado, que ao invés dos cilindros serem unidos através de um material de união, são realizados pontos de solda a laser que conferem a

peça assentamento satisfatório, baixos índices de distorção e grande resistência mecânica.

Em suma, comparativamente com as demais técnicas, a técnica do cilindro soldado promove níveis mínimos de desajuste marginal, sendo clinicamente muito bem aceito para manutenção dos implantes. Esta técnica também promove grande resistência da infra-estrutura metálica, devido à fundição em monobloco e ausência do processo de soldagem vertical, que pode fragilizar a estrutura metálica quando submetida às forças oriundas da mastigação. No entanto também tem suas desvantagens: o custo dos pontos de solda e a necessidade do equipamento de soldagem a laser.

4. Conclusão

Sabe-se da dificuldade de se obter um perfeito assentamento passivo, e com base na revisão da literatura que foi proposta, a utilização de apenas uma das técnicas existentes para a reabilitação protética sobre implantes osseointegrados não é possível se obter o perfeito assentamento passivo. Mas a combinação de duas ou mais técnicas podem trazer resultados bem satisfatórios. Embora todas as técnicas tenham limitações, concluiu-se que a técnica do cilindro soldado se mostra superior às demais, pela facilidade de confecção, grande resistência mecânica, diminuição de sessões clínicas e principalmente por proporcionar ótimo assentamento passivo sobre seus pilares.

5. Referências Bibliográficas

1. ADELL, R., U. LEKHOLM, et al. (1981). "A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw." *Int J Oral Surg* 10(6): 387-416.
2. APARICIO C. A new method to routinely achieve passive fit of ceranometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Period & Restor Dent*. 1994; 4(5): 405-419.
3. AKAMA CM, VASCONCELLOS DK, BOTTINO M, NISHIOKA RS, JÓIAS RM, CAMARGO FP. Avaliação in vitro do emprego de retificadores de cilindros fundidos na adaptação de próteses implanto-suportadas. In: Anais da 21 a Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica. 2004. Águas de Lindóia, São Paulo: SBPqO; p.87. [Resumo lb161].
4. BERNADON T. Análise da adaptação marginal de próteses fixas implantosuportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem a laser e eletroerosão através do assentamento passivo [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.
5. Carlsson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:90-4.
6. CLELLAND NL, VAN PUTTEN MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(6): 793-799.
7. CONTRERAS, E. F., G. E. HENRIQUES, ET AL. (2002). "Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining." *J Prosthet Dent* 88(5): 467-72.
8. COSTA, H.M.F.; RODRIGUES, R.C.S.; MATTOS, M.G.C.; RIBEIRO, R.F.; Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. *Bras. Dent. J.*, Ribeirão Preto, v.14, n.3, p.197-202, 2003.
9. EVANS, D.B. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. *J. prosthet. Dent.*, Saint Louis, v.77, n.2, p.212-215, 1997.
10. HELLDEN, L. B., T. DERAND, ET AL. (1998). "The CrescoTi Precision method: description of a simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants." *J Prosthet Dent* 82(4): 487-91.
11. HORBYLON BZ, SIMAMOTO-JÚNIOR PC, SOARES CJ, BARBOZA GAS, NEVES FDD. Avaliação do ajuste vertical após o emprego de

- retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. In: Anais da 21ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica. 2004. Águas de São Pedro, São Paulo:SBPqO; p. 87. [Resumo lb 162].
12. HULLING, J.S.; CLARK, R.E. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res*, Washington, v.56, n.2, p.128-154, Feb. 1977.
13. JEMT, T. (1991). "Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup." *Int J Oral Maxillofac Implants* 6(3): 270-6.
14. JEMT, T., LINDÉN, B. Fixed Implant-Supported Prosthesis With Welded Titanium Frameworks. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, v.12, n.3, p.177-183, 1992.
15. JEMT, T. AND U. LEKHOLM (1998). "Measurements of bone and framework deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits." *Clin Oral Implants Res* 9(4): 272-80.
16. JIMÉNEZ-LOPEZ V. Próteses sobre implantes: oclusão, casos clínicos e laboratório. São Paulo: Quintessence; 1995.
17. Johnson GH, Lepe X, Aw TC. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. *J Prosthet Dent* 2003; 90:354-64.
18. KAN, J.Y.K.; RUNGCHARASSAENG, K., BOHSALI, K.; GOODACRE, C.J.; LANG, B.R.; Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.8, n.1, p.7-13, Jan.1999.
19. KLEINE A. Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implantossuportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.
20. McCARTNEY JW, DOUD R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent*. 1993; 70(1): 17-20.
21. RIEDY, S. J., B. R. LANG, ET AL. (1997). "Fit of implant frameworks fabricated by different techniques." *J Prosthet Dent* 78(6): 596-604.
22. ROMERO, A. D., D. B. GREEN, ET AL. (2000). "Heat transfer to the periodontal ligament during root obturation procedures using an in vitro model." *J Endod* 26(2): 85-7.
23. SAHIN, S.; ÇEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*, Baltimore, v.10, n.2, p.85-90, 2001.

24. SCHIEFFLEGER, B. E. et al. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J. prosth. Dent*, v.54, n.6, p. 770-776, Dec. 1985.
25. SCHMITT, S.M., CHANCE, D.A.. (1995) Fabrication of titanium implant retained 77 restorations with nontraditional machining techniques. *Int J Prosthodont* 8(4):.332-336.
26. SIMAMOTO et al. (2005) Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. *Cienc.Odontol Bras*; 8 (1):39-46.
27. SKALAK, R. (1983). "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses." *J Prosthet Dent* 49(6): 843-8.
28. SONES, A. D. Complications with osseointegrated implants *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 62, n.5, p.591-5. Nov 1989.
29. TAMBASCO, J., ANTHONY, T., SANDVEN, O. Laser welding in dental laboratory: an alternative to soldering. *J. Dent. Technol.*, Alexandria, v.13, n.4, p.23-31, May 1996.
30. TAN, K. B., J. E. RUBENSTEIN, ET AL. (1993). "Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses." *Int J Prosthodont* 6(4): 346-63.
31. TAN, K.B. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit. *Ann. Acad. Med. Cingapore, Singapore*, v.24. n.1, p. 138-157, Jan. 1995.
32. Van Roekel NB. Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont*.1992; 5 (2): 114-121.
33. Vigolo P, Majzoub Z, Cordiolo G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impression. *J Prosthet Dent* 2003; 89:186-92.
34. WEE, A. G. et al. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int. J. Prosthodont*, v.12, n.2, p.167-178, 1999.
35. WANG, R.R., CHANG, C.T. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.79, n.3, p.335-341, Mar. 1998.
36. WEINBERG L.A The Biomechanics of Force Distribution in Implant-Supported Prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v.8, n. 1, p.19-31, 1993.
37. WASKEWICKZ, G. A. et al. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int. J. oral Maxillofac. Implants*, v.9, n.4, p.405-411, 1994.