

Juliana de Paula Nascimento

**Desajustes marginais e a repercussão nas
próteses convencionais e sobre
implantes osseointegrados.**

**Monografia apresentada a
faculdade de Odontologia de
Piracicaba – UNICAMP, para
obtenção do Diploma de
Cirurgião Dentista**

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques

Piracicaba 2005



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluna : Juliana de Paula Nascimento

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques

Ano de Conclusão do Curso: 2005



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

DEDICATÓRIA

A Deus, que sempre me guiou e me deu disposição para concluir mais esta etapa.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques e ao Prof. Mauro Nóbilo pelo apoio.

Ao meu pai, Nelson, que hoje é meu anjo, sempre foi exemplo de amor, trabalho, honestidade e companheirismo.

A minha mãe, Rosa, pelo apoio incondicional prestado sob gestos de amor, carinho, força e sacrifício pessoal para a concretização dos meus sonhos.

Ao meu irmão, Gui, por sempre estar comigo.

A minha nova família de Piracicaba Fer, Jé, Carla A., Carla R., Ju Cama por tudo que me ensinaram, ajudaram, choraram e festejaram comigo.

Aos meus amigos do coração Gabi, Dri e Julio

Sumário

Resumo	4
1. Introdução	5
2. Revisão de Literatura	11
3. Discussão	29
4. Conclusão	34
Referências	35

RESUMO

A redução de desajustes marginais em estruturas suportadas por implantes osseointegrados é requerida para maior longevidade das fixações. Este trabalho teve o propósito de avaliar o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) pelas técnicas de fundição: tipo monobloco, tipo soldagem por brasagem e laser e, obtidas pela incorporação de cilindros cimentados.

Foi realizada uma revisão da literatura para avaliação do ajuste marginal das infra-estruturas. Baseados nos estudos, os autores destacaram que discrepâncias menores que 150um são necessárias na busca de próteses implanto-suportadas que se adaptem passivamente.

Como as próteses suportadas por implantes são retidas por parafuso, a análise de desajustes marginais não deve ser feita quando todos estiverem apertados. Grandes desajustes podem ser reduzidos em consequência da aproximação dos abutments à peça metálica por ação das forças axiais de tração geradas após o aperto dos parafusos. Portanto o método preconizado pela maioria dos autores baseia-se na atuação de um único parafuso.

No final dos estudos pode-se observar que as estruturas implanto-retidas obtidas pela técnica de cilindros cimentados apresentam menor desajuste que as fundidas por brasagem e a laser, que por sua vez apresentam resultados melhores que as peças fundidas em monobloco. A técnica a laser mostrou-se com menores desajustes do que pela técnica de brasagem.

1 INTRODUÇÃO

Com o advento dos implantes osseointegrados houve a necessidade do desenvolvimento de técnicas capazes de propiciar a confecção de próteses fixas implanto retidas, que devolvessem a eficiência mastigatória a pacientes com ausências dentais, sem prejudicar suas estruturas de suporte.

A relação do implante osseointegrado com o tecido periimplante difere da relação entre dente e osso alveolar. A estrutura periodontal é constituída de osso alveolar, cemento radicular, gengiva e ligamento periodontal. Através deste ligamento que o órgão dental encontra-se fixado ao osso alveolar, atuando como um mecanismo de distribuição e neutralização de forças mastigatórias.

O ligamento periodontal consiste em um tecido conjuntivo fibroso e está posicionado entre o cemento radicular e o osso alveolar. As células presentes são osteoblastos, osteoclastos, fibroblastos, cementoblastos, fagócitos, células mesenquimais e restos epiteliais de Malassez. É formado principalmente por fibras colágenas denominadas fibras de Sharpey, distribuídas de forma horizontal, oblíqua e apical. Elas atuam como absorvedores de choque e ajudam a dispersar os esforços oclusais. Vasos sanguíneos e terminações nervosas estão distribuídas, para percepção e controle das forças mastigatórias, dentro do corpo das fibras.

Já os implantes osseointegrados apresentam um padrão diferenciado, sendo colocado diretamente sobre o osso alveolar. Sua utilização como fixação de estruturas dentais depende do fenômeno de osseointegração, definida como uma ancoragem direta de um corpo implantado ao osso, o qual pode proporcionar uma

fundação para suportar uma prótese e a transmissão de forças oclusais diretamente ao osso (Albrektsson, et al., 1981; Branemark, 1983; Carlsson et al., (1986). Para tanto o implante deve ser constituído de material inerte para estar em contato direto com o tecido ósseo, sem interface de tecido mole.

No implante osseointegrado, a junção transmucoso-implante é correspondente à junção cimento-esmalte da dentição natural. Na gengiva livre periimplante, o epitélio sulcular forma o sulco gengival periimplante e o epitélio juncional adere ao transmucoso, formando um punho (Branemark et al., 1988). Se não ocorrer a osseointegração ou se ela for perdida por alguma razão, haverá a formação de um tecido conjuntivo fibroso ao redor do implante, o que resultará em uma inflamação crônica e formação de tecido de granulação. Neste caso a osseointegração jamais ocorrerá.

A inflamação encontrada ao redor do implante gera reabsorção óssea, bem como, a estimulação excessiva e prolongada em casos como próteses mal ajustadas ou com distúrbios oclusais. (Adell et al., 1981; Branemark et al., 1969). Por isso os fatores que mais contribuem para reabsorção óssea resultante de inflamação local são: acúmulo de placa e trauma oclusal.

Quando a resistência do hospedeiro é baixa, a quantidade e a qualidade da placa mudam, o equilíbrio é destruído e há uma reação inflamatória. A reação inflamatória suprime a atividade bacteriana e neutraliza seus produtos, destruindo o tecido hospedeiro, incluindo o osso (Branemark et al., 1969; Nissengard, 1977).

A reabsorção óssea também pode ser causada por cargas prematuras (Albrektsson et al., 1986) e sobrecargas repetidas, como no trauma oclusal, seja ele primário ou secundário (Adel et al., 1981, 1986). A perda óssea vertical ou angular é característica da reabsorção óssea causada por trauma oclusal. O trauma oclusal primário é o que resulta de forças oclusais anormais em dentes com o periodonto

normal. O trauma oclusal secundário é o que resulta de forças oclusais normais com o suporte periodontal debilitado.

Acredita-se que a reabsorção óssea ao redor do implante osseointegrado obedeça ao mesmo padrão da reabsorção causada por trauma oclusal primário. Na dentição natural, ocorrerá aposição óssea uma vez reduzida ou eliminada a concentração severa de forças. Quando sobrecargas criam severas concentrações de esforços, há uma reabsorção óssea solapada sem aposição óssea (Branemark et al., 1983, 1984; Thomas Cook, 1985). No sistema de implantes osseointegrados, quando o osso é reabsorvido não há retorno, mesmo depois da eliminação da concentração de forças. Quando ocorre um trauma secundário oclusal em um implante osseointegrado, este deve ser removido, por causa da mobilidade e do fracasso na fixação.

Com o sistema de implantes osseointegrados, a prótese é conectada firmemente aos implantes, de maneira que qualquer força oclusal gerada é transmitida diretamente ao osso circundante (Haraldson, 1980; Lundgren et al., 1986). Os pacientes tendem a tornar-se bem menos diligentes nos seus esforços de controle de placa quando a fase ativa do tratamento termina. Logo o dentista deve ficar atento a sinais de deteriorização da higiene bucal.

Reabilitações nos dentes naturais:

Em restaurações indiretas sobre dentes naturais, várias são as causas de insucessos. A cárie é a mais comum. A detecção pode ser difícil, particularmente quando uma cobertura total é usada. Em cada consulta, os dentes devem ser secos e inspecionados cuidadosamente.

A saliva cumpre uma função importante nas cáries dentárias. Pacientes com xerostomia podem desenvolver rapidamente lesões cariosas extensas.

O tratamento das cáries nas margens é problemático. A tensão pode disseminar rapidamente, em particular se a restauração apresentar um encaixe marginal inferior ao ideal. Se a restauração fundida for suportada por núcleo de amálgama ou resina composta, a extensão da cárie fica difícil de determinar.

Quando se encontra frente a uma necessidade restauradora, ou seja, a possibilidade de se desenvolver forma e função através de uma prótese fixa de múltiplos elementos ou unitários, deve-se ter consciência da necessidade de prévio conhecimento do paciente, que envolve anamnese, o exame extra e intra-oral, apuradíssimo exame radiográfico e modelos de estudos montados em articulador.

Tanto em próteses múltiplas quanto unitárias os desgastes dentais necessários a propiciar o encaixe das restaurações devem se encontrar dentro dos princípios biomecânicos dos preparos. Deve haver desgaste compatível com o material e estrutura remanescente suficiente para retenção, o que conferirá retenção, estabilidade e respeito à integridade do sulco gengival, não interferindo no espaço biológico.

Quando o assunto referir-se a próteses extensas, deve-se ter preocupação com o paralelismo entre os preparos. É um dado técnico que afugenta muitos clínicos e de certa forma inibi o entusiasmo do estudante a dedicar-se à confecção deste tipo de reabilitação, principalmente no caso de existir dentes suportes intermediários e vitalizados com inclinações diferentes no arco.

Ao escolher o tipo de preparo, no que se refere ao paralelismo, devemos lembrar que o cirurgião dentista trabalha com visualização limitada, e por isso mesmo deve procurar executar passos operatórios que facilitem a visão na boca. No contexto, coroas $\frac{3}{4}$ e $\frac{4}{5}$ são complexas quanto a visualização e execução de paralelismo comparadas a preparos para coroa total. Diante de um desgaste para coroa total, há forte tendência de se aumentar o grau de expulsividade a fim obter

paralelismo. Caso isso tenha aconteça antes do desgaste oclusal, inevitavelmente haverá penalidades à retenção do aparelho nos dentes suporte, pois a diminuição do tamanho cervico-oclusal, trará como consequência perda da zona "Z".

Os desgastes das faces dos dentes devem, sempre que possível, acompanhar seu longo eixo. Quando o intuito for preparos para receber próteses fixas, nem sempre isso é possível em decorrência de sua inclinação no arco, sendo necessário, em determinadas circunstâncias, o emprego de canaletas. Estas devem se manter paralelas. O procedimento assim torna-se dificultado.

Reabilitações sobre implantes osseointegrados:

Diferentemente das reabilitações nos dentes naturais, as principais causas de insucessos nas reabilitações sobre implantes são de origem mecânica. A distribuição equilibrada de tensões ao redor das fixações é primordial e sua ocorrência esbarra, invariavelmente, na precisão de adaptação das peças protéticas. É facilmente perceptível que neste caso, necessita-se de adaptação não por razões biológicas, como cáries secundárias. Mas por razões notadamente mecânicas.

Uma estrutura metálica retida por implantes que se adapte com menor desajuste marginal possível e de maneira passiva, sem criar tensões ao próprio implante ou tecido ósseo circundante, apresenta o chamado assentamento passivo. Nestas condições, pode-se esperar em longo prazo o sucesso da prótese (Carlson & Carlsson, 1984). Na ausência de passividade é possível a ocorrência de complicações de ordem mecânica ou biológica (Homero et al., 2000). Há maior possibilidade de se ter uma peça assentada passivamente quando, clinicamente, obtém-se o mínimo de desajuste de suas margens. É tido que este desajuste, entretanto, não deve ser superior a 150um para que a distribuição de forças que incidem sobre a prótese seja a mais equilibrada possível (Sahin & Cehreli, 2001).

Desde o início do século passado, quando se introduzia a técnica da fundição pelo método da cera perdida para a fabricação das peças metálicas, buscasse facilidade de manufatura com o máximo de adaptação de margens possível (Rubin & Sabella, 1955). A princípio viabilizou-se a confecção de infra-estruturas protéticas metálicas pela técnica conhecida como monobloco, na qual, indiferentemente do número de elementos, o conjunto era obtido numa única fundição.

Buscando contornar o problema de desajuste de prótese múltiplas fundidas em uma única peça desenvolveu-se a técnica da soldagem, no qual promove-se a confecção de peças unitárias, que são relacionadas clinicamente e posterior união através da soldagem utilizando-se maçarico. Permitindo a soldagem do titânio, bem como outros metais, introduziu-se nova técnica utilizando como fonte de calor a energia do laser.

Assim, almejando a resistência das peças fundidas em monobloco e a precisão daquelas cortadas e soldadas, nova técnica foi desenvolvida e intitulada soldagem de bordas, na qual se obtém uma infra-estrutura vazada por fundição tipo monobloco, incorporando-se os cilindros protéticos por soldagem a laser de suas bordas à peça vazada (McCarey & Doud, 1993; Kleine, 2002).

Ao invés do uso de soldagem nas bordas, a cimentação com material resinoso de estrutura metálica vazada, obtida por fundição, a cilindros protéticos pré fabricados parafusados aos implantes ou a pilares intermediários é outra técnica empregada (Hofstede et al., 1999; Jiménez-Lopez, 2000

2 Revisão de literatura

RUBIN & SABELLA (1955) almejavam a aquisição de menores desajustes marginais nas fundições múltiplas em peça única, destinadas à obtenção de próteses parciais fixas acima de três elementos dentais. Com intuito de minimizar as distorções oriundas da fundição pela técnica da cera perdida, foi proposta a técnica de fundição em monobloco sobre as unidades do modelo refratário. De acordo com os autores, as estruturas maciças eram preferíveis, haja vista as inúmeras desvantagens atribuídas às conexões soldadas, principalmente as relacionadas às alterações dimensionais da estrutura protética devido a contrações provenientes do resfriamento, bem como, imperfeições decorrentes da falta de destreza do operador no controle do escoamento e posicionamento da solda. Pacientes tiveram seus dentes preparados e moldados com hidrocoloide reversível a 46°C depois da remoção do fio afastador do sulco gengival. Nesta técnica, o modelo mestre em gesso foi removido do articulador e duplicado em material refratário. Uma vez concluída a escultura, o padrão em cera inicialmente confeccionado em modelo mestre foi deslocado para o refratário, onde se promoveu o selamento das margens. Padrão em cera juntamente com o modelo refratário foram incluídos em revestimento em seguida fundidos. A peça protética foi acabada, polida e reposicionada no modelo mestre. Após a conclusão de todos os passos laboratoriais, a técnica de fundição sobre a replica em refratário proporcionou estruturas precisas de próteses parciais fixas.

HULING & CLARK (1977) avaliaram a precisão da técnica de soldagem laser, comparando o procedimento com a técnica da soldagem por brasagem e

fundições em monobloco. Foi preparado um modelo em liga de cromo-cobalto contendo o primeiro pré-molar e o primeiro molar como dentes pilares e uma área desdentada no segundo pré-molar. O modelo metálico foi moldado com hidrocoloide reversível, sendo retidas 15 replicas em gesso. Com o propósito de realizar as técnicas de soldagem, as estruturas foram enceradas e os pânticos separados dos retentores para serem incluídos e fundidos individualmente em liga de ouro. Os padrões em cera foram submetidos à leitura por meio de microscópio de medição para a avaliação da alteração dimensional das estruturas decorrente do processo de fundição em monobloco. Procedimento semelhante foi realizado antes da soldagem dos componentes individualizados. De acordo com os resultados, as distorções foram significativas para todos os grupos avaliados. O autor concluiu que as estruturas soldadas a laser foram consideradas menos distorcidas e de melhor aplicação que as soldadas por técnica convencional ou obtidas por fundição em monobloco.

SKALAK (1983) numa revisão da literatura analisou o mecanismo de distribuição e transferência de carga à junção implante –osso oriunda de uma prótese parcial fixa implanto-suportada. O autor utilizou uma estrutura com cantilevers fixada a seis implantes distribuídos em toda extensão de um arco mandibular. Por meio de fórmulas matemáticas a carga estimada para cada implante foi estudada pelos vetores de forças resultantes. Observou-se que a distribuição de cargas dependeu da rigidez da estrutura, do número de implantes e do posicionamento destes. Foi ressaltado que a rígida ferulização de todos os implantes proporcionou a redução das tensões na interface implante-osso, sendo detectado que desajustes entre os componentes protéticos e as unidades de suporte resultaram na elevação das tensões. Os cantilevers acarretaram maior sobrecarga aos implantes mais próximos e desde que aplicados com moderada extensão, foram bem tolerados. O autor concluiu que o evento da transmissão de forças do implante ao osso

circunjascente deve ser minimizado com o emprego de materiais restauradores estéticos, como dentes de resina acrílica, que possuem a propriedade de amortecimento do carregamento proveniente da mastigação.

SCHIFLLEGER et al. (1985) compararam a precisão de próteses parciais fundidas em liga de ouro, variando o comprimento das peças. Neste estudo, foram elaboradas próteses com diferentes extensões as quais foram divididas em três diferentes grupos. Foi elaborada uma matriz metálica inoxidável representando as preparações coronárias do canino, primeiro e segundo pré-molares, primeiro e segundo molar, as quais possuíam 5,8 mm de altura, término cervical em ombro de 1mm e paredes axiais com 5° de convergência. O segundo molar foi sempre empregado como elemento de suporte distal e o primeiro molar foi removido para no seu lugar serem confeccionados ponticos. O elemento de suporte mesial variou nos diferentes grupos, sendo, respectivamente, canino, pré-molar e segundo pré-molar. A partir dos moldes, foram obtidos modelos em gesso para a confecção dos padrões em cera. Nestes, foram inseridos condutos de alimentação e imediatamente incluídos em revestimento. Depois de completadas as fundições, as peças foram posicionadas na matriz e procedeu-se a leitura das discrepâncias marginais por meio de um microscópio mensurador. As próteses foram seccionadas com disco diamantado nos conectores entre os retentores do segundo molar e o pântico do primeiro molar. Em seguida, os elementos foram unidos com resina acrílica, sendo iniciada nova leitura dos desajustes. As discrepâncias marginais das fundições foram comparadas antes e depois do processo de seccionamento, sendo observado melhora de 50% na adaptação após o seccionamento. Concluiu-se que as distorções foram menores em próteses de pequena extensão, com três unidades, e maiores nas estruturas longas de cinco elementos.

JOHANSSON & PALMQVIST(1990) estudaram a freqüência de complicações e o tempo usado em tratamentos suplementares e de manutenção em pacientes com arcos reabilitados com implantes osseointegrados. Um total de cinquenta arcos desdentados tratados com implantes e próteses fixas foram estudados, retrospectivamente, em um período de observação de no Maximo 9 anos e no mínimo 3, com media de 5,2 anos. Dos 286 implantes colocados, 25 foram perdidos com média de insucesso de 17% na maxila e 3% na mandíbula. Parafusos de abutments danificados forma observados em três restaurações mandibulares e um parafuso de ouro fraturado foi encontrado em um paciente. Fratura da resina acrílica da superestrutura e/ou dentes artificiais ocorreu em 11 arcos (22%) reabilitados, com mesma ocorrência para restaurações maxilares e mandibulares. Houve ruptura de uma estrutura fundida em ouro, numa restauração mandibular, em um paciente com severo bruxismo, associando à perda de dois implantes e um parafuso de abutment fraturado. Devido ao desgaste de atrito por dentes artificiais, foi imprescindível em três pacientes uma nova cobertura de resina acrílica da superestrutura. O autor concluiu que a fratura da cobertura de resina acrílica foi o problema mais comum encontrado e que, em média, 0.8 horas de serviço realizado por dentista e 1 hora de serviço de laboratório dental foram despendidas com cuidados suplementares e manutenções.

GOLL (1991) relatou uma seqüência técnica de confecção de estruturas metálicas de próteses totais ou parciais fixas implanto-suportadas. Neste estudo foi apresentada uma seqüência de procedimentos clínicos propondo minimizar a impressão da técnica de fundição em monobloco. A moldagem de transferência foi realizada utilizando poliéter de suficiente consistência para evitar a movimentação dos tranferentes durante a sua remoção da boca. Sobre os intermediários, no modelo mestre, foram posicionados cilindros de ouro e estes unidos entre si com resina

acrílica. O padrão encerado foi avaliado intraoralmente quanto a sua precisão de adaptação através de material evidenciador de contato. Quando constatadas discrepâncias marginais, a estrutura foi seccionada e foi realizado novo relacionamento com resina auto-polimerizável, sendo o análogo mal posicionado, eliminado do modelo mestre e substituído por outro. Após o polimento e jateamento da peça metálica, esta foi posicionada sobre o modelo e realizado um teste para avaliar a desadaptação marginal da estrutura. Este constituiu no apertamento do parafuso de um cilindro em uma das extremidades e na observação do desajuste marginal no lado oposto. Se não obtivesse a adaptação marginal desejada quando posicionada sobre o implante, a estrutura era seccionada com disco fino e suas partes unidas com resina acrílica. Foi observado, nas armações metálicas de maior extensão, que a ocorrência de distorções foi praticamente inevitável pela técnica de fundição em monobloco, fazendo do processo de soldagem, um meio auxiliar para obtenção de uma peça protética passivamente assentada.

MCCARTEY & DOUD (1993) recomendaram uma precisa adaptação da interface prótese-implante para minimizar a tensão do parafuso sobre a prótese e evitar a perda óssea sobre o implante. A concentração sofrida por estruturas metálicas longas decorrentes do processo de fundição promovia discrepâncias e dificuldades de adaptação no modelo de trabalho, tornando, portanto, indispensável à aplicação de métodos que visassem minimizar o desajuste marginal das próteses e assim uma relação passiva entre os implantes e os retentores. Nesse trabalho, foi proposta uma técnica visando a obtenção de assentamento passivo de próteses implanto-suportadas por meio de soldagem das bordas dos cilindros de ouro à estrutura fundida. Este procedimento almejou, com a obtenção de um modelo mestre preciso, verificar a exatidão do processo de soldagem. Inicialmente, cilindros pré-fabricados de ouro (Nobel) foram parafusados aos intermediários no modelo mestre

e cilindros calcináveis vazados, com espaçamento interno de 0,5mm foram fixados a estes, exceto no cilindro mediano. Foi obtido o padrão para inclusão por união de todos os componentes com resina acrílica. O cilindro de ouro mediano foi unido diretamente no acrílico para que depois de fundida a estrutura, orientasse o assentamento sobre os intermediários posicionados na boca do paciente. O espaço compreendido entre os cilindros de ouro e a peça metálica foi preenchido com resina e a estrutura removida com os cilindros de ouro incorporados. A seguir foi fixada, através de análogos, a um bloco de revestimento para a realização do processo de soldagem dos bordos. Concluída a etapa anterior, a precisão de adaptação marginal dos cilindros foi averiguada no modelo mestre e depois confirmado no paciente. Foi observada boa adaptação das fundições extensas pela técnica de soldagem de bordos de cilindro de ouro.

WEINBERG (1993) descreveu os princípios de distribuição de forças aplicados no diagnóstico e tratamento das próteses implanto-suportadas. A distribuição de tensões no sistema esteve em função da relação de dureza/flexão de cada membro do sistema. A pouca flexão do tecido ósseo e a ausência de micromovimentos dos implantes osseointegrados fez com que a distribuição de tensões não fosse igual ao que ocorreu com os dentes naturais. As cargas verticais tenderam a concentrar forças no ápice dos implantes e as cargas naturais resultaram em elevada tensão na crista óssea. Segundo o autor, a melhor forma de minimizar tensões na crista do rebordo foi a elaboração de uma relação oclusal cúspide-fossa ou a redução da inclinação das vertentes cuspídeas para minimizar a área do impacto. Nas reabilitações implanto-suportáveis foi demonstrado que o parafuso de ouro que reteve a prótese representou a porção mais flexível do sistema com maior micromovimentação. O uso de abutments angulados ou cantilevers geraram maior sobrecargas no parafuso do abutment e em situações de precária

adaptação entre próteses e abutment ocorreu maior tensão no parafuso de ouro, causando a sua fadiga e fratura. Em situações de elevado esforço, o parafuso do abutment se apresentou mais forte que o parafuso de ouro e, conseqüentemente, mais resistente a falhas. O autor concluiu que em virtude da flexibilidade do ligamento periodontal, nos dentes naturais a distribuição adequada de forças entre os retentores dependeu da confecção de uma estrutura rígida, enquanto que nos implantes a propagação de forças esteve diretamente relacionada a deformação do parafuso de ouro.

CARLSON & CARLSSON (1994) procuraram escrever as complicações protéticas mais freqüentes que ocorreram em pacientes reabilitados com próteses removíveis e fixas implanto-suportadas. Foram selecionados 561 pacientes que retornaram durante um específico período e possuíam 600 reabilitações. As próteses foram colocadas durante dois a três anos e 6% foram do tipo removíveis, 8% restauração unitária e 86% foram próteses parciais fixas. O material mais empregado no recobrimento oclusal foi a resina acrílica, seguida pela porcelana e pelo ouro. A maioria dos pacientes (85%) expressou grande satisfação com o tratamento, enquanto 15% apresentaram uma variedade de complicações. Os problemas foram mais freqüentes nas próteses removíveis e menos freqüentes nas restaurações unitárias. A complicação mais comum ocorreu com o revestimento de resina acrílica que comumente se apresentou fraturada ou com defeito estético. A mobilidade da superestrutura ocorreu em 8% das complicações e esteve relacionada a não osseointegração dos implantes, perda do parafuso do abutment e/ou do parafuso de ouro. Fratura do parafuso do abutment ocorreu em apenas dois casos e em cinco pacientes foi necessário refazer a reabilitação protética devido a dimensão vertical de oclusão ter se apresentado insatisfatório. Os resultados do estudo indicaram que mudanças e complicações ocorrem constantemente, exigindo permanente atenção

do profissional que devia ser administrada por meio de visitas regulares dos pacientes.

JEMT & LIE (1995) estudaram adaptação de próteses do tipo protocolo em implantes posicionados em modelos mestres, procurando estabelecer um padrão aceitável de desajuste marginal das infra-estruturas. Pacientes edêntulos tratados com implantes osseointegrados foram selecionados para a reabilitação. Cinco pacientes tiveram implantes inseridos na maxila e dez pacientes na mandíbula, seguindo o padrão de colocação de cinco implantes na arcada inferior e seis na superior. Após o período de cicatrização foram executados procedimentos de moldagem de transferência com postes quadrados, obtenção do modelo mestre e confecção da infra-estrutura fundida pela técnica em monobloco. Concluídas as etapas laboratoriais, a adaptação da prótese sobre os pilares foi avaliada usando o teste do parafuso único, pela técnica fotogramétrica tridimensional. Espelhos dispostos paralelamente em frente a lente de uma câmera fotográfica geraram imagens que foram captadas e analisadas em um programa de computador. Os espaços entre as estruturas e os pilares foram avaliados em três eixos de avaliação, cuja média tridimensional de precisão atingiu 12µm. Os resultados mostraram que a média de distorção tridimensional das estruturas foi de 42µm na mandíbula e, significativamente, maior na maxila ($P < 0,01$) com média de 74µm de desajuste marginal. Foi também observada significativa distorção associada a maior largura ($P < 0,05$) e curvatura ($P < 0,001$) das estruturas fundidas. Segundo o autor, uma média de desadaptação da peça menor que 150µm em relação ao modelo mestre, podia ser indicada para pacientes nas reabilitações totais fixas. O impacto biomecânico acarretado pelo nível de desajuste entre os implantes e a estrutura era complexo e não estava bem elucidado.

WANG & WELSH (1995) examinaram as propriedades mecânicas de resistência a tração e alongamento de peças de titânio e Ti-6Al-4V unidas por processo de soldagem a laser, soldagem em ambiente de gás inerte e soldagem por brasagem com aquecimento por irradiação infra-vermelho. Foram elaborados 16 bastões cilíndricos com 3mm de diâmetro por 40mm de comprimento para cada grupo experimental. Destes, metade foi fundido em Ti e a outra metade em Ti-6Al-4V. Um grupo com estruturas maciças do metal e da liga foram utilizados como controle. Após soldagem dos corpos de prova estes foram montados em uma máquina de teste e submetidos a carregamentos conduzida em uma única direção. O carregamento foi aplicado com velocidade de 0,5mm/min até a ruptura da junção soldada ou fratura da barra. Durante o teste de tração, foi mensurado o alongamento por meio de um extensômetro. Os resultados demonstraram que o grupo controle apresentou resistência a tração superior aos demais e os fragmentos soldados em Ti-6Al-4V foram mais resistentes. A resistência foi maior para os cilindros soldados com gás inerte, seguido pelos soldados a laser e por brasagem. Os espécimes soldados tiveram menores valores de alongamento quando comparados às estruturas do grupo controle. O autor concluiu que os cilindros maciços em Ti e Ti-6Al-4V apresentaram maior resistência a tração e alongamento que as estruturas soldadas.

HELLDÉN & DÉRAND (1998) descreveram uma nova técnica (Cresço Ti Precision) para a correção das distorções oriundas do processo de fundição de infraestruturas em monobloco implante retidas e avaliaram a passividade da peça através do método fotoelástico e por medidores de tensão. Após a fundição em titânio, o corpo de prova foi posicionado sobre os análogos dos implantes nos modelos mestres e fixados com cera. O conjunto foi levado a um articulador específico e elaborada a uma cobertura de gesso sobre a peça metálica

preservando a relação horizontal e vertical entre as duas unidades. Após a remoção da infra-estrutura, foram fixados cilindros pré-fabricados de titânio sobre os análogos e cortados ao longo do plano horizontal. O mesmo procedimento foi realizado para as porções de adaptação do corpo de prova e, em seguida, este foi reposicionado passivamente sobre os cilindros seccionados e realizada a soldagem a laser das partes. Para avaliação da passividade da técnica, foram colocados 3 implantes num modelo fotoelástico e confeccionadas 4 peças metálicas (2 em monobloco e 2 com adaptação corrigida) com diferentes padrões de desajustes marginais (180um e 30um). O mesmo procedimento foi realizado para o emprego dos mediadores de tensão. Após todos os parafusos das estruturas serem apertados a 40Ncm, foi observado pelo método fotoelástico a redução da tensão transmitida aos implantes pela técnica do Cresco Ti Precision e aumento da tensão gerada nas estruturas com maiores desajustes marginais. A interpretação dos métodos empregados indicou que estruturas distorcidas devem ser corrigidas para prevenir transmissão de tensões aos componentes protéticos, aos implantes e ao osso, sendo a técnica descrita eficaz para este propósito.

JEMT & LEKHOLM (1998) avaliaram medidas de deformação entre osso e infra-estruturas, utilizando a técnica de fotogramétrica tridimensional em próteses implanto-suportadas com desajustes marginais. Imediatamente após a primeira sessão cirúrgica, a qual foram inseridos 3 implantes osseointegrados na tíbia de 4 ratos, foram realizados procedimentos visando a obtenção de modelos mestres contendo réplicas dos implantes. A seguir, foram posicionados cilindros de titânio sobre os análogos e realizada a união entre os componentes por meios de barras soldadas a laser, sendo padronizado um desajuste marginal de 1mm entre os implantes centrais e as infra-estruturas. Depois de oito semanas, os implantes foram expostos e a infra-estrutura parafusada com torque de 15Ncm aos implantes distais,

então foi empregada a técnica de fotogrametria digital para avaliação das unidades protéticas e do tecido ósseo antes e após o apertamento do implante central com média de torque de 25,5Ncm. As imagens obtidas foram superpostas num programa de computador que permitiu o registro do espaço marginal na junção prótese-implante e a visualização da formação óssea por linhas que indicaram aumento ou diminuição do volume do tecido. Os resultados mostraram que devido a flexibilidade apresentada pelas infra-estruturas e pelo osso, ambos sofreram deslocamento axial de respectivamente, 177um e 123um, em média. Foi também observado que após o apertamento do parafuso central foi gerada tensão de 246N de magnitude e de redução do espaço marginal. Os autores afirmaram que o estudo das deformações geradas em restaurações mal adaptadas precisa ainda de melhor entendimento quanto a sua relevância clínica, sendo que o fenômeno pode estar associado ao processo de remodelação óssea inicial ocorrido durante o primeiro ano de função.

KAN et al. (1999) revisaram vários métodos clínicos sugeridos para avaliação do ajuste marginal de infra-estruturas. Baseados em estudos prévios relatados, os autores destacaram que discrepâncias menores que 150um são necessários na busca de próteses implanto-suportadas que se adaptem passivamente. Entretanto, foi ainda considerado que fatores como o número de implantes e sua distribuição, rigidez da estrutura e a qualidade óssea podem influenciar na tolerância ao nível de desadaptação da prótese. A identificação de distorções foi possível por métodos empregados durante a prova da estrutura metálica. Estes, inicialmente, consistiram na aplicação de pressão alternada exercida pelos dedos sobre a prótese com o propósito de localizar pontos de fulcro, sendo associado com meios de inspeção visual e táctil através de explorador em margens supragengivais e com tomadas radiográficas peripicais em situações subgengivais. A seqüência de apertamento dos parafusos, do centro para extremos,

foi considerada relevante, devendo ser avaliada a resistência do parafuso após o apoio da sua cabeça à base de assentamento, não devendo ser exercida mais que meia volta no parafuso (180°) antes do torque. Diante das limitações das técnicas anteriores, foi preconizado o uso de um teste denominado de parafuso único, o qual avalia o desajuste no segmento em balanço quando a prótese é apertada por um único parafuso num abutment mais distalmente posicionado, sendo indicado em associações aos métodos táteis e visuais em peças supragengivais ou com radiografias em casos subgengivais. Os autores consideraram que o nível de desadaptação marginal tolerado em diferentes situações clínicas ainda não havia sido determinada, destacando que a combinação de métodos para detectar desajustes foi recomendada no intuito de minimizar as distorções.

JIMENÉS-LÓPEZ (2000) preconizou que estruturas implanto-retidas fossem cimentadas diretamente na boca do paciente sobre cilindros de ouro parafusados aos abutments. A técnica foi denominada pelo autor com a do cilindros cimentados. A grande vantagem seria a obtenção de peças maciças, que dispensavam o seccionamento e soldagem, proporcionando excelente ajuste de imagens. O padrão em cera era confeccionado sobre o modelo mestre e fundido em liga de ouro. Para a orientação do posicionamento da estrutura na boca, o cilindro central em ouro foi incorporado ao padrão e sobre-fundido. Uma vez aplicado o revestimento estético na estrutura, os demais cilindros de ouro foram parafusados com o torque de 10Ncm aos abutments e incorporados por meio de agente de cimentação resinoso. O autor atestou que o método possibilitou passividade entre a peça metálica e os componentes protéticos, com maior agilidade dos procedimentos e ótimos resultados.

ROMERO et al. (2000) descreveu técnicas de sobre-fundição, soldagem de segmentos e eletroerosão para a correção de discrepâncias marginais em

próteses implanto-retidas. A partir de uma matriz metálica constituída por dois implantes foram obtidas, de padrões elaborados com cilindros calcináveis conectados em resina acrílica, 30 estruturas em liga de ouro fundidas em monobloco. Desse total, 20 foram seccionadas, sendo 10 estruturas reunidas com resina acrílica para soldagem e as outras 10 reunidas pelos segmentos a partir de inclusão em revestimento para a sobre-fundição. Nas 10 estruturas maciças remanescentes, foi realizada a eletroerosão das bordas contra análogos de cobre dos implantes, sendo as bordas dos cilindros protéticos retificadas. Foi procedida a leitura dos desajustes marginais na junção estrutura/implante para todos os grupos, sendo o protocolo do aperto de um único parafuso adotado com mensurações nas faces vestibular, lingual e distal no segmento alçado. Os resultados mostraram menor desajuste de imagens para as estruturas submetidas a eletroerosão (7,5µm), seguido pelas submetidas a sobre-fundição (15µm) e, por fim, pelas que tiveram seus segmentos soldados (72µm). Foi possível concluir que o processo envolvendo eletroerosão promoveu melhor correção das discrepâncias marginais, evitando modificações estruturais nas peças causadas por reunião de segmentos seccionados.

SCHWARZ (2000) relatou, numa revisão de literatura, complicações mecânicas relacionadas as restaurações implanto-suportadas. Foi considerado que os implantes são mais propensos às falhas nos seus componentes de fixação em casos de desajustes marginais e sobrecargas oclusais. Ocorrências de perdas ou fraturas de parafusos foram fenômenos freqüentemente mencionados tanto para pacientes parcialmente quanto completamente edêntulos. A precisão do ajuste marginal foi estimada como fator primordial para a manutenção da estabilidade do parafuso do abutment, sendo observado, em diferentes sistemas com hexágono externo, maior incidência de movimentos rotacionais e folga do parafuso quando comparado a sistemas de conexões internas do abutment por fricção. As fraturas de

componentes e estruturas foram comuns na região posterior e relacionadas a próteses suportadas por um ou dois implantes em associação a cantilevers e nos pacientes com hábitos parafuncionais. A falência das reabilitações em situações de extensões em balanço foi prevenida com fixações de largos diâmetros e pela adoção de maior número de implantes e a disposição tripode dos mesmos. Sendo assim, concluiu-se que as forças que incidem fora do eixo axial devem ser evitadas para que os componentes protéticos sejam menos solicitados e, portanto, para que se obtenha maior longevidade das fixações.

RAND et al. (2001) realizou um estudo laboratorial onde o ajuste marginal de próteses implanto-retidas fundidas em monobloco foi comparada com o de peças cimentadas, sendo também avaliada a força de união ao agente cimentante mediante duas condições de tratamento da superfície metálica interna da prótese. Numa matriz metálica confeccionada em alumínio, foram posicionados três implantes e parafusados abutments do tipo EsthetiCone com torque de 20Ncm. Estrutura do grupo monobloco foram enceradas a partir da união de cilindros protéticos em liga de ouro posicionados sobre os abutments, em seguida foram realizadas sobre-fundições com a mesma liga e obtidas 10 peças metálicas. No grupo cimentado, sobre os abutments foram fixados cilindros modificados em liga de ouro com cobertura de espaçador de 0,3mm para o agente de união resinoso. A seguir, padrões em cera foram elaborados sobre os cilindros modificados e fundidos pela mesma técnica adotada para monoblocos. Adicionalmente, as peças do grupo cimentado (10) foram divididas em mais dois subgrupos assim definidos: 5 estruturas a serem cimentadas mediante uso de agente de união ao metal (Panavia metal primer) e 5 a serem cimentadas sem tratamento da superfície interna do metal. Nos grupos monobloco cimentado foram avaliados os desajustes marginais das estruturas empregando o teste do aperto de um único parafuso e ainda, um grupo

cimentado foram realizados ensaios de tração para avaliar a força de retenção do sistema adesivo. Os resultados mostraram que as discrepâncias verticais das margens foram significativamente reduzidas para o grupo cimentado ($P < 0,01$) e que não houve diferenças estatisticamente significantes ($P > 0,06$) entre estruturas cimentadas que tiveram ou não tratamento de suas superfícies. Os autores concluíram que a técnica de obtenção de estruturas cimentadas eliminou as distorções incorporadas durante o processo de manufatura dos padrões e durante a fundição das estruturas em monobloco.

SAHIN & CEHRELI (2001) estudaram em revisam da literatura alguns fatores que governavam a conservação da osseointegração e, portanto o sucesso das reabilitações sobre implantes, relacionando o nível de desadaptação marginal com o assentamento passivo das infra-estruturas. Uma precisa adaptação marginal entre a estrutura protética e os implantes foram considerada como um dos pré-requisitos mais significativos para manutenção da união osso-implante, sem que fossem gerados carregamentos indesejados ao tecido ósseo circundante. Em situações de união rígida entre implantes decorrentes das restaurações protéticas foram, eventualmente, observadas forças indutoras de tensões promovendo complicações relacionadas à perda ou fratura do parafuso do abutment, fratura da estrutura metálica e até a perda óssea periimplantar. O estabelecimento do nível de desajuste tolerável foi considerado bastante complexo e de definição pouco provável, uma vez que foi influenciado por diversos fatores. Mesmo em circunstâncias extremas de desajuste marginal entre os componentes protéticos, freqüentemente, não foram registrados comprometimentos da osseointegração. Portanto, foi relevantes a avaliação da qualidade óssea, número, localização, comprimento e diâmetro dos implantes. Os métodos clínicos para o julgamento da adaptação passiva foram bastante empíricos, visto que se basearam em

visualização direta e sensibilidade táctil, proporcionando diferentes resultados entre examinadores. As estruturas metálicas longas geraram uma soma de desajustes na união com os abutments e, espaços marginais em torno de 150um foram considerados inaceitáveis, requerendo o emprego de técnicas que promovessem passividade. Dentre as quais foi priorizado o seccionamento da peça e união por soldagem tipo brasagem ou laser. Baseado na literatura revisada, concluíram que os materiais e técnicas usadas para fabricação de estruturas fundidas foram dimensionalmente imprecisos e que a obtenção da adaptação passiva podia não ser alcançada.

KLEINE (2002) comparou a precisão de adaptação marginal de infra-estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro obtidas pela técnica de cilindros cimentados com as submetidas a soldagem a laser de seus bordos a cilindro de titânio. A partir de uma matriz metálica mandibular contendo 5 réplicas de abutment Esteticone, foram obtidos 20 modelos em gesso e confeccionados padrões em cera que foram fundidos em monobloco. Os padrões dos grupos cilindro cimentado e soldagem de bordos foram encerados sobre cilindros de titânio cobertos com espaçador de 0,3mm de espessura. Uma vez realizada a cimentação e soldagem das estruturas aos cilindros, foi procedida a leitura de desajustes por microscópio com precisão de 0,5um e empregado o teste do aperto de um único parafuso. Os resultados mostraram medias de desajuste para os grupos em relação a posição central e distal, respectivamente. O grupo cilindro cimentado (25,60um e 29,17um) apresentou diferenças estatísticas significantes em relação ao grupo soldado (99,06um e 70,21um), quando submetidos à análise de variância e teste estatístico ($P < 0,01$ e $P < 0,05$). Conclui-se que a técnica de confecção de estruturas com cilindros cimentados proporcionou menor desajuste marginal em relação a técnica dos cilindros soldados a laser.

SOUSA (2003) avaliou o desajuste marginal de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas em monobloco e soldadas a laser, antes e após procedimento de correção de margens por eletroerosão. Foi utilizada uma matriz metálica mandibular e confeccionaram 20 estruturas, assim distribuídas: 5 fundidas em monobloco, 5 fundidas em monobloco e submetida a eletroerosão, 5 soldadas a laser a partir de componentes pré-fabricados e 5 soldadas a laser a partir de componentes pré-fabricados e submetidas a eletroerosão. Foi avaliado o desajuste marginal em todos os grupos por meio do teste do parafuso único e foram tomadas medidas nos cilindros centrais e ditais. Os resultados mostraram que as estruturas soldadas apresentaram melhor ajuste (103um e 159um) que as estruturas em monobloco (182um e 326um). Nos grupos das estruturas submetidas a eletroerosão, houve uma redução significativa da fenda marginal. Houve também diferenças significativas entre as técnicas monobloco após a eletroerosão e soldagem a laser após a eletroerosão, sendo os melhores resultados desta última. Concluiu-se que os processos de soldagem a laser e eletroerosão são eficazes na redução do desajuste marginal.

SARTONI et al. (2004) comparou a desadaptação marginal de próteses implanto-retidas em peças fundidas em monobloco com liga de ouro e titânio comercialmente puro antes e após o procedimento de eletroerosão. Matriz metálica com dois implantes fixados correspondendo ao segundo pré-molar e ao segundo molar, foi elaborada e sobre cada implante foi parafusado por torque de 20Ncm, pilar protético do tipo cônico. Foram constituídos dois grupos, um com peças obtidas em liga de ouro e o outro obtido com titânio com cinco padrões confeccionados para cada. Os padrões foram em resina acrílica e tiveram dimensões padronizadas pelo auxílio de uma matriz de silicone, sendo utilizados cilindros protéticos em ouro para as fundições das estruturas nessa liga e cilindros plásticos para fundições realizadas em titânio. Destinados a retificação de margens por eletroerosão, foram construídos

modelos em gesso contendo análogos em cobre, estes obtidos a partir do index dos abutments na matriz metálica. O processo de leitura dos desajustes nas margens foi realizado pelo teste de um único parafuso e, também, quando todos os parafusos protéticos foram apertados. Previamente a execução da eletroerosão, os resultados não demonstraram diferenças entre os grupos quanto ao desajuste avaliado pelo teste de um único parafuso, sendo, ainda, observada menor discrepância nas estruturas fundidas em liga de ouro quando todos os parafusos estavam apertados ($P < 0,001$). Após a retificação das margens, a fenda marginal foi reduzida para ambos os grupos ($P < 0,001$). Entre os grupos, após a eletroerosão, não houve diferenças significativas quando se avaliou o segmento alçado pelo aperto de um só parafuso, mas estruturas em ouro se apresentaram melhor adaptadas que as de titânio quando ambos parafusos estavam apertados ($P < 0,001$). Concluíram que o processo de eletroerosão era eficaz em reduzir os espaços marginais nas estruturas fundidas em liga de ouro em titânio comercialmente puro quando avaliado por diferentes critérios de mensuração de desajuste.

3. DISCUSSÃO

Sabe-se que forças oclusais, principalmente em se tratando de próteses mal sucedidas, podem trazer problemas ao implante.

A primeira que se deve evitar é aquela que se produz como resultado de uma falta de ajuste passivo das próteses, logo, distorções e imprecisões no ajuste marginal podem limitar a longevidade das restaurações implanto-retidas e das próprias fixações. A ausência de micromovimentos na interface implante-osso faz com que as distorções da prótese intensifiquem as tensões, comprometendo a osseointegração (Skalak, 1983; Johansson & Palmqvist, 1990; Schwarz, 2000). Níveis elevados de desajustes nas peças parafusadas geram sobrecarga nos componentes protéticos sendo freqüentes a fadiga e fratura de parafusos da prótese e/ou dos abutments, ruptura da estrutura metálica e perda óssea marginal (Weinberg, 1993; Carlson, 1994; Schwarz, 2000).

Em 1999, Kan et al. revisaram vários métodos clínicos para avaliação do ajuste marginal de infra-estruturas. Baseados em estudos prévios relatados, os autores destacaram que discrepâncias menores que 150µm são necessárias na busca de próteses implanto-suportadas que se adaptem passivamente. Entretanto, foi ainda considerado que fatores como o número de implantes e sua distribuição, a rigidez das estruturas e a qualidade óssea podem influenciar na tolerância ao nível de desadaptação da prótese.

Como as próteses suportadas por implantes são retidas por parafusos, a análise de desajustes marginais pela observação direta das fendas não deve ser feito quando todos estes estiverem apertados. Se assim o for grandes desajustes

são muitas vezes reduzidos em consequência da aproximação dos abutments à peça metálica por ação das forças axiais de tração geradas após o aperto dos parafusos (Jemt & Lekholm, 1998). Portanto o método recomendado pela grande maioria dos autores (Goll, 1991; Jemt, 1991; Waskewicz et al., 1994; Jemt & Lie, 1995; Romero et al., 2000; Randi et al., 2001; Sartori et al., 2004) baseia-se na atuação de um único parafuso.

Fundamenta-se no aperto de um único parafuso localizado num extremo distal da estrutura e da análise das fendas marginais do segmento em alça do lado oposto: o chamado teste do parafuso único.

Estes testes foram feitos sobre as seguintes técnicas estudadas: fundição e monobloco, corte em seguimentos da estrutura fundida e reunião pela técnica da soldagem (maçarico e laser) e a técnica dos cilindros cimentados.

Pode-se apontar, dentre as vantagens da fundição monobloco, as poucas fases de manufatura que as constitui, resistência e rigidez estrutural das conexões. Contudo, distorções oriundas da fundição ou de falhas no protocolo laboratorial tendem a ser incorporadas (Schieffleger et al.; 1985), aumentando proporcionalmente com o número de elementos. Distorções conduzem a dificuldades em se obter a precisa adaptação, criando situações desfavoráveis principalmente na distribuição de forças em torno dos implantes (Hellden & Dérand, 1998).

Buscando contornar o problema de desajuste de próteses múltiplas fundidas numa só peça foi desenvolvida uma técnica na qual são feitos cortes em segmentos que posteriormente são reunidos pela técnica da soldagem. O desajuste é diminuído significativamente (Huling & Clark, 1977). Entretanto, a soldagem de segmentos por brasagem, precursora e obtida através de maçarico, apresenta como desvantagem o fato de aquecer toda a peça protética, induzindo a alterações dimensionais e modificações de propriedade, além de incorporar vazios e

heterogeneidades (Wang & Welsh; 1995). Em peças fundidas em titânio, a técnica é contra-indicada, uma vez que altas temperaturas promovem modificações estruturais no material, fragilizando a região e possibilitando a fratura da estrutura (Huling & Clark; 1977).

Introduziu-se nova técnica de soldagem utilizando como fonte de calor a energia do laser, permitindo a soldagem do titânio, bem como, outros metais. Na soldagem a laser, as alterações dimensionais são menores, pois a zona afetada pelo calor é restrita, não se fazendo necessários o uso de ligas de solda e inclusão em revestimentos, o que possibilita a execução diretamente sobre o modelo em gesso (Sousa; 2003). Apesar do acurado técnico, a porosidade no cordão de solda é freqüente, tendendo a maior fragilidade e eventual fratura da junção quando submetida a forças oriundas da mastigação (Wang & Welsh; 1995).

Visando a resistência da fundição do monobloco e a precisão das cortadas e soldadas obtém-se uma nova técnica na qual a infra-estrutura é vazada por fundição tipo monobloco incorporando-se cilindros protéticos por soldagem a laser de suas bordas à peça vazada (McCartey & Doud; 1993; Kleine, 2002). A resistência das conexões é significativamente aumentada já que não há nela união por soldagem, que se restringe às bordas dos cilindros. Na técnica, todavia, muitos são os pontos de soldagem, sendo por vezes, necessário o acréscimo de material na região para o preenchimento dos espaços entre as bordas dos cilindros protéticos e a estrutura vazada. Quanto maior o número de pontos de solda, maior a possibilidade de alterações dimensionais, podendo comprometer a qualidade do trabalho.

Ao invés do uso de soldagens nas bordas a cimentação com material resinoso de estrutura metálica vazada, obtida por fundição, a cilindros protéticos pré-fabricados parafusados aos implantes ou a pilares intermediários é outra técnica

empregada (Hofstede et al.; 1999; Jiménez-López; 2000).Consegue-se assim ótima adaptação de margens desde que se tratam de cilindros pré-fabricados, associada a resistência de uma peça fundida em monobloco. A adaptação de margens é tida como a melhor dentre todas as técnicas (Randi et al;2001; Kleine; 2002).Contudo, a espessura do cimento resinoso que preenche o espaço entre o cilindro protético e a peça fundida pode atingir espessuras de até 1mm, carecendo de avaliações de longo prazo (Aparício, 1994).

Clinicamente, para os cilindros cimentados é interessante observar que as discrepâncias marginais não são eliminadas. Apenas migram das interfaces cilindros protéticos/abutment para aquelas entre a peça fundida/cilindro protético. As lojas abertas na estrutura necessitam ser aliviadas o suficiente para permitir a incorporação dos cilindros sem quaisquer interferências. Estes alívios são tidos como propiciadores de espessuras variadas de película de cimento atingindo até 1mm, já dito anteriormente. A falta de uniformidade e as grandes espessuras podem aumentar a fragilidade da união, suscetibilizando ao fracasso diante esforços funcionais. Adicionalmente, o protocolo para execução da técnica dos cilindros cimentados estipula que a incorporação seja feita intraoralmente (Hofstede et al., 1999; Jiménez-López, 2000). Esta conduta é tida como de alto grau de dificuldade, uma vez que a contaminação das lojas ou do material resinoso pode comprometer os mecanismos de adesão (Randi et al.,2001).

Para os cilindros cimentados, quando comparados a fundição-sobre-análogos, maiores são os custos esperados: componentes pré-fabricados, agente de cimentação e maior número de etapas clínicas e/ou laboratoriais são exigidos.

Finalmente, desde que preconizado o uso de ligas odontológicas que possuam propriedades físicas e mecânicas compatíveis aos implantes e tecidos bucais (Helldén & Déran, 1998), o Ti c.p. foi utilizados em todas as fundições. A

opção é avaliada pelo baixo custo relativo (Jemt, 1996; Takanashi & Gunne, 2003; Koke et al., 2004) e aceitáveis valores de desajustes marginais.

4. CONCLUSÃO

Após o estudo da revisão literária sobre as infra-estruturas metálicas de próteses implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro, pôde-se concluir que:

1. A técnica de fundição em monobloco possui desajuste marginal maior que técnica de fundição por brasagem e a laser e, esta maior desajuste do que pela técnica dos cilindros cimentados.
2. A técnica de fundição a laser apresentou-se com menor discrepância do que a fundida por brasagem.

Referencias

1. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J oral Maxillofac Implants**. 1994; 9(1): 90-94.
2. Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I – Clinical procedures. **J Prosthet Dent**. 1991; 66(3): 377-84.
3. Hellden LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. **Int J oral Maxillofac Implants**. 1998; 13(2): 190-96.
4. Huling JS, Clark RE. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses join by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. **J Dent Res**. 1977; 56(2): 128-34.
5. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Clin Oral Implants Res**. 1995; 6:172-80.
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): 151-58.
7. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. **Clin oral Implants Res**. 1998; 9:272-80.

8. Jiménez-López V. **Reabilitação bucal em prótese sobre implantes**. São Paulo: Quintessence; 2000.
9. Johansson G, Palmquist S. Complication, supplementary treatment and maintenance in edentulous arches with implant supported fixed prostheses. **Int J Prosthodont**. 1990; 3(1): 89-92.
10. Kan JYK. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet dent**. 1999; 81(1) 7-13.
11. Klein A. **Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser**. [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.
12. 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.
13. Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2001; 16(4): 547-56.

14. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. **J Prosthet Dent.** 2000; 84(6): 602-7.
15. Rubin JG, Sabella AA. One- piece castings for fixed bridgework. **J Prosthet Dent.** 1955; 5(6) :843-47.
16. Sahin S, CehreliMC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent.** 2001; 10(2): 85-90.
17. Sartoril AM, Ribeiro RF, Francischone CE, Nattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **J Prosthet Dent.** 2004; 92(2): 132-38.
18. Schieffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece casting. **J prosthet Dent.** 1985; 54(6): 770-76.
19. Schwarz MS. Mechanical complications in osseointegrated prostheses. **Clin Oral Implants.** 2000; 11(suppl):156-58.
20. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent.** 1983; 49(6): 843-48.

21. Sousa SA. **Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas a eletroerosão.** [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
22. Wang RR, Welsh GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding and infrared brazing. **J Prosthet Dent.** 1995; 74(5):521-30.
23. Weinberg LA. The Biomechanics of force distribution in implant supporting prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1993: 19-31.