



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): MARIA GABRIELA CORRÊA DE MACEDO

Orientador(a): MAURO ANTÔNIO DE ARRUDA NÓBILO

Ano de Conclusão do Curso: 2005



TCC 261

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MARIA GABRIELA C. DE MACEDO

**"Assentamento Passivo de Próteses Implanto
Suportada"**

Monografia apresentada ao curso de odontologia da
Faculdade de Odontologia de Piracicaba-
UNICAMP, para a obtenção do diploma de
cirurgião- dentista

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antônio de
Arruda Nóbilo

PIRACICABA – 2005

DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus pais Cláudio e Helena, que sempre ensinaram o caminho certo a seguir, e pela sua dedicação para minha formação moral e intelectual, me incentivando e apoiando esta etapa da minha vida.

E a DEUS por permitir a realização do meu sonho.

AGRADECIMENTO

Ao Prof. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, por me orientar e permitir que esse trabalho fosse realizado

A todos meus familiares, principalmente aos meus pais, Cláudio e Helena, e meus irmãos, Daniela e Marcelo pelo o apoio e dedicação.

Á minha avó Maria pelos anos dedicação que permitiram a minha vinda para esta faculdade.

Aos meus amigos que me apoiaram e me incentivaram nos estudos, principalmente as minhas companheiras de república pelos nossos melhores anos que jamais serão esquecidos.

As minhas colegas de clinicas que me ajudaram e me acompanharam durante esse anos ao meus lado

E a todas as pessoas que de alguma forma me ajudaram e me incentivaram para estar aqui; para agora realizar meu sonho

1 – INTRODUÇÃO

Com o advento dos implantes osseointegrados, novas técnicas de reabilitação oral foram desenvolvidas possibilitando a confecção de próteses fixas implanto retidas para pacientes completamente desdentados. Trabalhos totais fixos são posicionados sobre implantes que diferentemente dos dentes naturais, não possuem ligamento periodontal, sendo que qualquer tensão gerada tende a ser transmitida diretamente para tecido ósseo que os envolve (Skalak, 1983).

A biomecânica de um implante é diferente daquela de um dente natural, que é circundado por um ligamento periodontal, e a possibilidade de se transferir carga excessiva ao implante e desde ao osso adjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar a perda da osseointegração (Kenney e Richards, 1998).

Uma estrutura metálica retida por implantes que se adapta com menor desajuste marginal possível e de maneira passiva- sem criar tensões ao próprio implante ou tecido ósseo circundante – apresenta o chamado assentamento passivo. Nesta condições, pode-se esperar em longo prazo o sucesso da prótese (Carlson & Carlsson, 1994). Na ausência de passividade é possível a ocorrência de complicações de ordem mecânica ou biológica (Romero et al., 2000). Há maior possibilidade de se ter uma peça assentada passivamente quando, clinicamente, obtém-se o mínimo de desgaste de suas margens. É tido que esse desajuste, entretanto, não deve ser superior a 150nm para que haja

possibilidade de haver distribuição equilibrada das forças que incidem sobre a prótese (Sahin & Çehreli, 2001).

Devido á sua baixa condutividade térmica, excelente biocompatibilidade e baixo custo, o titânio passou a ser empregado na Odontologia na forma de implantes, possuindo a capacidade de osseointegração viabilizando assim a substituição de elementos dentários perdidos (Lautenschlager & Monaghan, 1993).

As fundições odontológicas exigem cópias precisas de formas complexas. Isto tem levado pesquisadores a estudar a técnica de fundição do titânio e propriedades do Ti cp. Tais estudos dão enfoque á comparação ente sistemas de fundição (Ida et al., 1980; Young et al., 1987; Bessing& Bergman,1992), adaptação marginal(Blackman et al., 1991), porosidade interna(Hero et al.,1993) e precisão de fundição(Blackaman et al., 1992), tomando a clara necessidade de aprimoramento de suas técnicas.

Os passos clínicos e laboratoriais estão diretamente associados com a adaptação entre implantes e componentes, dentre os quais o processo de fundição pode promover a distorção da peça. As infra- estruturas de próteses sobre implante que são realizadas pela técnica da cera perdida para fundição de peça única, são imprecisas quanto ao assentamento passivo, e a conseqüência da falta de uma boa adaptação é a micro movimentação dos componentes protéticos, podendo gerar o rompimento da interface cimento- implante, ou nas parafusadas,

a perda dos parafusos. Portanto, uma infra- estrutura precisa é fundamental para o sucesso de prótese sobre implante.

Em 1978, Eames et al. afirmaram que nenhuma infra- estrutura metálica odontologica adaptava-se perfeitamente sobre o dente preparado e que a completa adaptação era muito variável devido aos diversos procedimentos que antecediam sua confecção. Assim, é possível supor que a falha decore dessas diversas etapas clínicas e laboratoriais às quais qualquer peça protéica é submetida.

Hussaini & Wong et al. (1997) afirmaram que os erros resultantes da transferência de moldagem dos implantes freqüentemente levavam a procedimentos repetidos de seção e soldagem das infra- estruturas.

A perfeita adaptação marginal e o assentamento passivo são os principais indícios do sucesso de restaurações metálicas fundidas indiretas, quer sejam sobre dentes ou sobre implantes. Portanto, a ausência destas características acarreta algumas conseqüências, resultando em falha da prótese(Milan, 1997).

Em uma revisão bibliográfica realizada por Wee e col. Em 1999, verificou-se que dentre os procedimentos encontrados para se melhorar o assentamento passivo em prótese sobre implante, figuraram a soldagem a Laser de peças seccionadas e a usinagem por descarga elétrica (EDM) como sendo os procedimentos mais promissores para a obtenção do assentamento passivo.

Com finalidade de se obter um selamento satisfatório entre a prótese e os implantes, normalmente são confeccionadas estruturas segmentadas, e soldadas para se minimizar as distorções de fundição (Riedy et al., 1997). A soldagem a laser tem o intuito de melhorar a adaptação marginal mais pobre das fundições em titânio (Hulling & Clark, 1997; Ida et al., 1980 e Jemt & Lindén, 1992).

A maior parte das propriedades mecânicas e variáveis envolvendo a soldagem a laser, como: atmosfera de soldagem, dureza, porcentagem de alongamento, variáveis de voltagem e duração estão sendo pesquisadas e começando a ser estabelecidas na literatura.

Desde então, a fim de se complementar os avanços alcançados por tais técnicas, vários estudos foram realizados no intuito de introduzir métodos de avaliação do assentamento passivo de próteses implanto-suportadas. Dentre eles estão avaliação microscópica da interface infra-estrutura/abutment/implante, a avaliação de tensão transferida através de medidores elétricos (Wang e Hobkirk, 1996; Clelland e Van Putten, 1997; Watanabe e cols., 2000), o método de análise fotoelástica (Thayer e Caputo, 1980; Haraldson Clelland e cols., 1993; Waskewics e cols., 1994; Kenney e Richards, 1998). , 1980;

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1- Titânio

PARR e cols., em 1985, dissertaram sobre o uso do titânio na Odontologia, sua biocompatibilidade, resistência ao desgaste e à corrosão. Citam propriedades mecânicas do titânio puro. O titânio puro sofre transformação cristalográfica quando submetido a temperaturas acima de 882°C, acarretando alterações nas propriedades do metal nessas condições. Relatam ainda, que as ligas de titânio (ferro, prata, alumínio, vanádio e zinco), são passivas pela formação da camada estável de óxido de titânio (TiO₂), que determina a resistência à corrosão do titânio. Os autores citam que uma das desvantagens do uso do titânio na Odontologia se deve ao processo de fundição.

HAMANAKA e cols., m 1989, construíram uma nova máquina para melhorar a fundição da titânio e ligas Ni-Ti, basearam-se em uma máquina idealizada previamente chamada de Castmatic (Iwatani & Co. Ltd., Osaka 541, Japão), que teve suas características alteradas para melhorar a fusibilidade, diminuir defeitos internos nas fundições e permitir o uso de revestimento comuns a base de fosfato e sílica.

LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, em 1993, citam a importância do titânio na Odontologia devido a sua excelente biocompatibilidade e ressaltam a necessidade de pesquisas adicionais para melhorar a técnicas e união titânio-cerâmica, resposta biológica e técnicas de fundição. Segundo os autores, a excelente biocompatibilidade deste metal deve-se a formação de uma camada passivadora a base de oxido de titânio, que se bem aderida e inerte ao ataque eletroquímico.

Em 1997, CRAIG e cols., citaram as vantagens do titânio na Odontologia devido á resistência á degradação eletroquímica, baixo modulo de elasticidade, baixa densidade, alta resistência, peso leve, resistência á corrosão e biocompatibilidade. Relatam também, que a reatividade química e seu alto ponto de fusão (1700°C), são fatores que podem influenciar seu processo de fundição.

OHKUBO e cols., em 2000, relatam que após a fundição do titânio, forma-se na sua superfície uma camada de espessura aproximada de 150nm, denominada de "alfa case", que e resultante da reação química enter o metal e o material de revestimento. Esta camada apresenta alto valor de dureza, reduz a ductilidade e a resistência a fadiga de infra-estruturas de próteses parciais removíveis e grampos, e também na adaptação de coroas unitárias e prótese múltiplas, dificulta o acabamento e polimento da superfície do metal.

Em 2003, ANUSAVICE, citou em seu trabalho algumas características do titânio, assim como a alta resistência a tração, baixa densidade, resistência a corrosão e oxidação. Descreveu também sobre a camada de alta dureza e rica em oxigênio chamada de "alfa-case", que se forma na superfície do metal fundido devido a reação com o material de revestimento. Essa camada é responsável pela diminuição da ductilidade do metal e dificulta os procedimentos de acabamento, tornando necessária a sua remoção. Devido ao alto ponto de fusão (1668°C), necessita de equipamento especial onde a fusão ocorre por arco voltaico em atmosfera de gás argônio e material de revestimento apropriado.

2.2 - Assentamento Passivo

Em 1983, SKALAK relatou que o sucesso da osseointegração está diretamente relacionada à forma que o estresse mecânico são transferidos dos implantes ao osso. Como o titânio é mais rígido e resistente que o osso, há uma maior probabilidade que ocorra falha no osso ou na união do osso com o titânio. De acordo com o autor esses estresses não podem ser detectados através de inspeção visual, mas podem ocasionar falhas mesmo sem atuação de forças externas

LINDQUIST e cols., em 1988, avaliaram a reabsorção óssea "in vivo" ao redor de implantes osseointegrados em reabilitações fixas. Pacientes desdentados mandibulares foram divididos em dois grupos compostos por 25 e 21 pessoas respectivamente. Ambos os grupos foram submetidos a tratamentos idênticos com próteses fixas implanto-suportadas, e acompanhados por um período de quatro a cinco anos. Durante todo o período de acompanhamento foram realizadas radiografias intra orais que foram comparadas com as tomadas logo após o término das reabilitações para permitir a análise da quantidade de perda óssea, alterações na densidade e arquitetura óssea ao redor dos implantes. Os resultados mostraram que durante os três primeiros anos, a perda óssea marginal ao redor dos implantes foi equivalente para os dois grupos e que a maior perda óssea ocorreu durante o primeiro ano (0,40 a 0,45mm). Os implantes

medias quando comparados com os posteriores, sofreram uma maior perda óssea. Nenhuma correlação foi estabelecida com a perda óssea em relação á eficiência mastigatória e extensão do cantilever, porem em pacientes com deficiência na higiene oral, houve mais perda óssea ao redor do implantes.

Em 1991, JEMT observou que se uma prótese esta com o desenho adequado, sendo esta rígida e assentando passivamente, o risco de fraturas dos componentes e baixo e sua ocorrência é maior no primeiro ano de função. Sugeriu-se então um protocolo para análise de adaptação da prótese. Considerando-se uma prótese fixa suportada por cinco implantes, numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Por meio desse procedimento verifica-se a adaptação dos demais componentes, repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso 5). Uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 2 , depois o parafuso 4 , depois o mais intermediário e por fim os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência , anotando-se a posição da chave e um máximo de 1/2 volta (180°) é permitido para o aperto final da prótese.

RANGERT & JEMT, em 1989, citaram em seu trabalho que para minimizar as tensões no osso que suporta o implante é necessário controlar a distribuição de cargas na prótese, no implante e no osso suporte. Tensões

excessivas levam a uma perda óssea e a um comprometimento da estabilização e manutenção do equilíbrio biomecânico das estruturas em questão. É de fundamental importância, para o sucesso em longo prazo, que haja um controle da distribuição de tensões e da capacidade das estruturas da região analisada de receber cargas.

APARICO (1994), analisou o assentamento passivo em próteses cimentadas. O ajuste circunferencial passivo da prótese nos seus pilares foi avaliado por meio de três parâmetros clínicos: ausência de sensações de tensão ou dor durante a colocação; o fechamento final de todos os parafusos com volta máxima de um terço sem experimentar resistência; teste de ajuste da armação usando um parafuso único de ouro em uma posição distal e exame visual com lentes de aumento do assentamento dos pilares onde a altura da gengiva permitia, ou por radiografias intra-orais quando a junção cilindro de ouro/pilar estava subgengival. O autor enfatiza que para manter a osseointegração, é essencial que haja passividade da prótese sobre o implante, que é incapaz de adaptar-se a uma nova posição quando a prótese não estiver em estado de passividade devido a ausência de ligamento periodontal. A resistência da união cimentada é obviamente crítica. Por isso, a espessura deve ser mantida entre 0,1 a 0,3 mm. Discrepância maiores que estas, devem ser corrigidas por corte e soldagem ou por repetição da fundição.

Em 1995, JEMT e LIE realizam um estudo em 15 pacientes com maxila ou mandíbula edentulos, para avaliar a precisão das infra estruturas de próteses fixas implanto-suportadas em um modelo mestre antes do uso clinico das mesmas. Após a osseointegração dos implantes (cinco a seis implantes), foi realizada a moldagem de transferência para confecção dos modelos mestres e sobre estes foram confeccionados próteses superiores e inferiores com infra estrutura em liga de ouro tipo III. Para avaliar a orientação tridimensional entre os cilindros de ouro das infra estruturas e os modelos, foi utilizado o método fotogramétrico. Através da comparação com um ponto central dos eixos x, y e z entre os cilindros e os análogos e também pela relação tridimensional de cada cilindro individualmente obteve-se as diferenças entre modelo e infra estruturas. Os resultados mostraram que nas próteses mandibulares foi encontrada uma média de 42nm de distorção tridimensional, e nas prótese maxilares 42nm em média. No plano vertical (eixo z), as medias foram de 51 nm para prótese inferior e 70 nm para prótese superior . no plano horizontal (eixo x e y), foram observadas as maiores variações nas próteses maxilares e mandibulares. Os autores chegaram a conclusão que valores menores que 150 nm de desadaptação de uma prótese em relação ao modelo mestre pode ser clinicamente aceitável, pois complicações nas próteses são praticamente inexistentes nessa proporções de adaptação

Em 1997, RIEDY e cols., utilizaram e técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida(MONOBLOCO) e o processo de

fabricação de titânio usinado e soldado a Laser (mecanismo Procera), para avaliar a precisão de adaptação de infra estrutura sobre implantes. A videografia Laser foi o método utilizado para medir a precisão de assentamento das infra estruturas com os intermediários dos implantes. Os autores concluíram que as infra estruturas soldadas a Laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas em monobloco.

No mesmo ano, SERTGÖZ realizou um estudo utilizando análise tridimensional de elemento finito para avaliar os efeitos, tanto dos materiais utilizados na confecção de infra estrutura, como da superfície oclusal na distribuição de estresse em próteses fixas implanto suportadas e no tecido ósseo de suporte. O autor simulou uma típica prótese total fixa no arco mandibular suportada por seis implantes localizados na região anterior e com extensões em cantilever bilaterais de 16 mm. O objetivo desse estudo foi determinar a melhor combinação de materiais para a confecção da restauração protética. Assim, resina acrílica, resina composta e porcelana foram utilizadas como materiais para suporte oclusal e ligas de ouro, prata- paládio, cobalto- cromo e titânio, como materiais para a confecção da infra- estrutura. Uma carga vertical total de 172 N foi aplicada, este valor correspondia á média de forças durante a mastigação em uma prótese fixa implanto suportada mandibular, com duas unidades em cantilever posteriores bilaterais ocluindo contra uma prótese total superior. Os pontos de aplicação estavam localizados no centro dos implantes terminais, no final das extremidades livres, á meia distância entre o centro dos implantes terminais e o

final dos cantilevers e também em quatro pontos distribuídos na região anterior , entre os centros dos implantes distais. Doze diferentes combinações foram analisadas. Os resultados deste estudo mostraram que o estresse no tecido ósseo ao redor dos implantes foi de baixa magnitude. Os estresses máximos foram bem inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. A utilização de materiais mais resiliente para a confecção da superestrutura não mudou o prognóstico biológico das próteses fixas implanto- suportadas. O uso de um material mais rígido para a confecção da estrutura de próteses sobre implantes diminui o estresse gerado nos parafusos de ouro. Isto provavelmente significa que a alta resistência da infra estrutura á torção reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, principalmente em infra- estruturas com cantilever. O autor conclui que :1- a utilização de materiais rígidos para a confecção da infra- estrutura ajuda a prevenir falhas protéticas; 2- do ponto de vista biomecânico, a melhor combinação de materiais encontradas nesse estudo foi a liga de cobalto- cromo para infra estruturas e a porcelana para superfície oclusal.

Em 1999, WEE e cols., em uma revisão de literatura, indicaram alguns trabalhos que tinham como objetivo estratégias para uma melhora significativa no assentamento de prótese sobre implante. De acordo com os autores, os procedimentos mais promissores encontrados na literatura seriam a soldagem a Laser de peças seccionadas e a usinagem por eletroerosão(EDM). Porém, mesmo com o uso de técnicas avançadas existe um ligeiro desajuste das infra- estruturas com o intermediário dos implantes e caberá ao clinico decidir o

método mais recomendados para se obter o melhor assentamento passivo de uma prótese sobre implante.

KAN e cols., no mesmo ano, realizaram também uma revisão de literatura com o objetivo de indicar diferentes métodos clínicos utilizados para avaliar a adaptação de prótese sobre implantes. Muitos são os fatores que dificultam a avaliação clínica, entre eles está o ângulo de visão, a luminosidade e também a experiência clínico. Segundo os autores os métodos mais utilizados para avaliar a desadaptação são: pressão digital, sensação tátil, teste do parafuso único, inspeção visual e radiografias periapicais. Mas, apesar das técnicas sugeridas, nenhuma individualmente oferece um resultado objetivo, e os autores sugerem a combinação dos vários métodos para avaliar a adaptação das próteses.

ROMERO e cols., em 2000, realizaram um estudo onde foi utilizado um modelo mestre contendo dois implantes, para avaliação de três diferentes técnicas para melhorar a adaptação entre uma barra fundida e suas interfaces com os implantes. De acordo com os autores, uma fenda de 10 nm ou menos é necessária para um ajuste passivo. Nesse estudo, trinta barras em ouro fundidas em monoblocos foram confeccionadas, e foram divididas em três grupos. As medidas da interface estrutura/implante foram observadas através de um microscópio mensurador. Os resultados mostraram que todas as estruturas

avaliadas mostraram uma desadaptação acima da precisão aceitável. Porém, após a utilização de técnicas para melhorar a adaptação, os resultados mostraram diferenças significativas ($p < 0,05$) em espaços médios entre o grupo 1 (15nm) e grupo 2 (72nm) e entre o grupo 2 e 3 (7,5nm), não houve diferenças entre o grupo 1 e 3. Os autores concluíram que o melhor resultado dentro do critério de passividade foi o grupo 3, submetido ao processo de descarga elétrica.

RANDI et al., em 2001, compararam o assentamento passivo de infra-estruturas parafusadas enceradas e fundidas tradicionalmente, e testaram, ainda a resistência da cimentação. Dez infra-estruturas telescópicas foram cimentadas aos cilindros de ouro com um cimento resinoso bis-GMA. O grupo controle constitui de dez infra-estruturas fabricadas com técnicas tradicionais de enceramento e fundição diretamente aos cilindros de ouro. A distorção das infra-estruturas foi analisada com o sistema SEM e o teste do parafuso único. As infra-estruturas cimentadas demonstraram assentamento superior e distorção angular comparada ao grupo controle. Os autores concluíram que os testes de retenção sustentam o uso da técnica de infra-estruturas cimentadas com forças de retenção adequada.

BERNARDON, em 2001, avaliou a desadaptação de próteses fixas implante 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 á 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.

SOUSA, em 2001, avaliou o assentamento passivo de infra estruturas fundidas em liga de titânio e liga de paládio- prata, confeccionadas pela técnica monobloco e soldagem á laser, utilizando microscópio mensurador (STM Digital - OLYMPUS – Japan). Entre as técnicas avaliadas, para ambos os materiais, os melhores resultados foram para a técnica de soldagem a laser. O titânio apresentou melhores resultados em relação á liga de paládio-prata, após soldagem a laser.

SAHIN & CEHRELI, em 2001, realizaram uma revisão da literatura sobre o significado clínico de assentamento passivo em infra- estrutura sobre implantes e os fatores que interferem no resultado desse assentamento os autores

relatam que não há nenhum estudo clínico laboratorial que relate falhas nos implantes, que sejam atribuídos á falta de assentamento passivo e, segundo os autores, o assentamento passivo é um pré requisitos mais importantes na manutenção da osseointegração. Par os autores, o único método para determinar a quantidade de passividade da infra- estrutura in vivo é a análise de força em cada implante pilar e/ ou componente da prótese antes e / ou depois da cimentação ou aparafusamento. 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 freqüência de perda dos parafusos de ouro . Os autores afirmam que cada passo na fabricação da infra estrutura influencia no resultado final da adaptação, assim como material de impressão, técnica utilizada, expansão de cristalização do gesso especial, a expansão do material de revestimento e o tipo de liga utilizada. Os autores concluíram que um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas ultimas três décadas e os materiais e as técnicas utilizadas na confecção de estruturas metálicas não são dimensionamento precisos, mas um assentamento com desadaptação inferior a 150mc permite maior longevidade das fixações.

EM 2002 CARVALHO, avaliou a interface entre o componente protético e o implante. Foram utilizados componentes protéticos nas versões Gold UCLA e UOLA calcinável. Os componentes calcináveis foram fundidos em titânio

c.p. e em liga de níquel- cromo- titânio- molibdênio. Para a fixação dos componentes protéticos ao implante, foi utilizado um torquímetro manual com 20N de torque. Após a análise através de microscópio eletrônico de varredura, o autor concluiu que houve diferenças significativas entre os componentes protéticos Gold UCLA de ambos os sistemas e o grupo de componentes fundidos, e os melhores resultados foram encontrados nos componentes pré- fabricados.

3. PROPOSIÇÃO

Como sendo de muita importância para o sucesso de próteses implanto- suportada, este trabalho visa revisar os métodos para melhor obtenção do assentamento passivo.

4. Discussão

A adaptação adequada entre o componente protético e o implante é o objetivo primário almejado durante a confecção de prótese sobre implante. Isto está em função da passividade da prótese, o que é fundamental para seu sucesso.

A falta de adaptação pode se agravar a partir do momento em que se avaliam próteses com 2 ou mais implantes, pois além da adaptação individual existe a necessidade de adaptação entre os demais componentes das próteses simultaneamente.

O advento dos implantes osseointegrados, surgiu como uma solução para minimizar os inconvenientes decorrentes do uso de próteses convencionais em relação aos aspectos mecânicos, biológicos e estéticos.

No entanto, a falta de passividade entre estrutura protéticas e implante osseointegrado é relatado como um dos fatores de complicações e insucessos de próteses sobre implantes, levando á perda óssea, fratura dos componentes protéticos e até a perda do implante (SKALAK,1983; JEMT, 1991; RANGERT, 1992; EVANS, 1997).

As tentativas de se conseguir uma adaptação passiva na literatura são inúmeras, no entanto devido ao grande número de etapas envolvidas (clínicas e laboratoriais) na confecção de uma prótese sobre implante e ao número maior ainda de variáveis dentro de cada uma destas etapas (alteração dimensional do material de moldagem, distorção da cera, expansão do revestimento, falhas na soldagem e variações da usinagem dos componentes protéticos), ainda não é possível se obter tal objetivo (SCHUWARTZ, 1986; WEE et al., 1999; RANDI et al., 2001; SAHIN & ÇEHRELI, 2001).

Distorções e imprecisões no ajuste marginal podem limitar a longevidade das restaurações implanto-retidas e das próprias fixações, principalmente por conduzirem a falhas de ordem mecânica e biológica. A ausência de micromovimentos na interface implante-osso faz com que as distorções das próteses intensifiquem as tensões, comprometendo a osseointegração (SKALA, 1983; JOHANSSON & PALMQVIST, 1990; JEMT, 1991; WEINBERG, 1993; CARLSON & CARLSSON, 1994; WASKEWICZ et al., 1994; SCHAWARZ, 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 & CARLSSON, 1994; SCHAWARZ, 2000).

Como as próteses suportadas por implantes são retidas por parafusos, a análise de desajustes marginais pela observação direta das fendas não deve se dar 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). Assim, APARICIO (1994) e KAN et al. (1999) propuseram métodos que verificassem o assentamento da estrutura pela localização de pontos de fulcro e pelo teste do apertamento final de todos os parafusos, sem que, contudo, se excedesse a meia volta de rotação no aperto.

A adaptação passiva tem sido descrita levando-se em consideração o eixo vertical, onde quando encontrado assentamento neste eixo em todos os componentes da prótese simultaneamente, a mesma é considerada passiva. (WASKEWICKZ et al., APARICIO, 1994).

No entendimento de JEMT, em 1996, a adaptação passiva é caracterizada pela ausência de báscula ou interfaces sem os parafusos apertados ou com um único parafuso apertado.

O titânio e suas ligas, tem sido muito utilizado como alternativa às ligas nobres por apresentar propriedades mecânicas como, resistência a fratura, á corrosão, degradação eletroquímica (GRAIG e cols., 1997) e biocompatibilidade (PARR e cols., 1985; LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, 1993). Mas, algumas desvantagens do titânio são encontradas na sua fusibilidade (HAMANAKA e cols., 1989), devido a baixa densidade e peso específico que dificultam seu escoamento durante a fundição.

Em 1988, LINDQUIST e cols., realizaram estudo longitudinal onde analisaram a reabsorção óssea ao redor dos implantes em reabilitações fixas

mandibulares, e concluíram que os implantes mediais tinham uma maior perda óssea quando comparados aos implantes posteriores, isso justifica a maior concentração de tensões e formação de franjas fotoelásticas ao redor dos implantes mediais em todas as seqüência de aperto dos parafusos, tanto antes quanto após a eletroerosão.

Atualmente, com o crescente emprego da carga imediata em implantodontia, a soldagem a laser de estruturas pré-fabricadas de titânio torna-se cada vez mais freqüente. No entanto, nota-se a necessidade de realização de estudos onde se combinem a soldagem a laser de componentes pré-fabricados com a técnicas de eletroerosão e cimentação com objetivo de se aproximar ao máximo do assentamento passivo.

5.CONCLUSÃO

- O titânio e o material mais indicado devido suas propriedades de baixo custo e aceitáveis valores de desajustes marginais.
- A soldagem a laser de peças seccionadas e a usinagem por descarga elétrica (EDM).são os procedimentos mais promissores para obtenção do assentamento passivo em próteses implanto-suportadas.

REFERÊNCIA BIBLIOGRAFIA

ANUSAVICE KJ. **Phillip's Science of dental materials**. 11ª St. Louis: Saunders; 2003.

ALVES BP, NÓBILO MAA. **Análise de adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem s laser** [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002

CARVALHO MCA. **Avaliação ei vitro, por MEV da interface implante/componente protético (gold UCLA e UCLA calcinável) fundidos em Ti cp e NiCrTiMo**. [dissertação]. São Jose dos Campos: UNESP/Faculdade de Odontologia de São Jose dos Campos; 2002.

CLELAND NL, VAN PUTTEN MC. Comparison of strains produced in a bone stimulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1997.

CRAIG RG, HANKS CT KOHN A, O'BRIEN WJ, PEYTON FA, POWERS JM. **Restorative dental materials**. 10ª edição. Saint Louis: 1997.

HAMANAKA, H. et al. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. **J Dent Res**, Washington, v.68, n.11, p.1529-1533, Nov.1989.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac implants**. 1991;6(3):270-276.

JEMT T, LIE A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw. **Clin Oral Implants Res**. 1995; (6): 172-180.

KAN JYK, RUNGCHARASSAENG K, BOHSALI K, GOODDACRE CJ, LANG BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent**. 1999; 81 (1): 07-13.

KENNEY R, RICHARDS MW. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. **J Prosthet Dent**. 1998; 80 (5): 559-564.

LAUTENSCHLAGER EP, MONAGHAN P. Titanium alloys as dental materials. **Int Dent J**. 1993; 43 (3) 245-253.

LINDQUIST LW, ROCKLER B, CARLSSON GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. **J Prosthet Dent**. 1988; 59(1): 59-63.

OHKUBO, C. Et al. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. **Biomater**. 2000; 21:421-428.

PARR GR, GARDNER LK, TOTH RW. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **J Prosthet Dent**. 1985; 54(3) 410-414.

RANGERT BO, JEMT T, JORNEUS L. Force and moments on Branemark Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1989; 4(3): 241-247.

RIEDY SJ, LANG BR, LANG BE. Fit of implant frameworks fabricate by different techniques. **J Prosthet Dent**. 1997; 78 (6): 596-604.

ROMER, G. G. Et al. accuracy of three corrective techniques for imolant bar fabrication. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.84, n.6, p. 602-607, Dec. 2000.

SHAIN, S., CEHRELI, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent**, Baltimore, V.10, N.2, P.85-90, 2001.

SILVA TBP. **Análise da adaptação marginal de próteses marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas á soldagem a Laser e eletroerosão através do assentamento passivo** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP / FOP; 2001.

SERTGOZ A. Finite element analysis stdy of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant- supported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**. 1997;10(1): 19-27.

SKALAK R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**. 1983; 49 (6): 843-848.

SOUSA SA. **Avaliação da adaptação marginal de infra-estruturas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas a eletroerosão** [dissertação]. Piracicaba : UNICAMP/ FOP; 2003.

WASKEWICZ GA, OSTROWSKI JS, PARKS VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from fixed prostheses attached to osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1994; 9(4): 405-411.

WATANABE F, HATAY. Analysis of stress distribution in screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2000; 15(2): 209-218.

WEE AG, AQUILINO SA SCHENEIDER R. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int J Prosthodont**. 1999; 12(2): 167-178.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	5
2 REVISÃO DE LITERATURA	9
2.1 TITÂNIO	9
2.2 ASSENTAMENTO PASSIVO	12
3 PROPOSIÇÃO	23
4 DISCUSSÃO	24
5 CONCLUSÃO	28
REFERÊNCIAS	29