UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): **LUIS EDUARDO ZERBINI BORGES CALICCHIO**

Ano de Conclusão do Curso: 2003

TCC 023

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Luis Eduardo Zerbini Borges Calicchio

ASSENTAMENTO DE ESTRUTURAS PROTÉTICAS IMPLANTO-RETIDAS DE MÚLTIPLOS ELEMENTOS

Orientação: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Área de Prótese Parcial Fixa - FOP-Unicamp

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

Piracicaba
2003

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

Dedicatória

Ao meu pai Sálvio, que sempre me apoiou e transmitiu uma pequena parte de sua imensa sabedoria, possibilitando que me tornasse uma pessoa decidida a vencer na vida. Espero retribuir em dobro todo o investimento que em mim foi feito e continuar podendo contar com seu amor e carinho por muitos e muitos anos.

À minha mãe, que com toda a sua ternura e amor nunca me deixou, mesmo nos momentos mais difíceis. Pelo exemplo de honestidade, dignidade e fé em DEUS que sempre transmitiu. Mãe, acredito que em breve poderei realizar seus sonhos e vontades e com você deles desfrutar.

Ao meu irmão Luis Gustavo - com quem muitas vezes briguei - que estando no papel do irmão mais velho e responsável, sempre buscou proteger e tornar seus irmãos pessoas dignas e corretas. "Gú", obrigado pela colaboração neste trabalho e pela sua paciência comigo, pois sempre que precisei, tive seu apoio.

Ao meu irmão gêmio Luis Antônio que sempre me serviu de espelho, por sua inteligência e determinação. Sua força de vontade inspirou-me a superar limites e buscar a realização de meus sonhos.

Agradecimentos

Ao meu orientador, Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, pela paciência, sabedoria e simplicidade na orientação deste trabalho.

Aos meus amigos de república, (Ferd, Cueca, Yoko, Taubaté, Sev, Piu) com quem compartilhei 4 anos de minha vida. Espero manter esta verdadeira amizade pelo resto de minha vida.

Aos meus amigos de turma Kpiva, Murilo, Bomba, Cabral, Krusty, Marcel e Allan, com quem muito me diverti e aprendi.

Aos meus amigos de infância Leo, Rafa, Mauro e Danielzinho, que mesmo estando longe, continuaram me apoiando e confiando em minha capacidade.

SUMÁRIO

Introdução.....01

Revisão de Literatura 05

Conclusão.....35

Referências Bibliográficas 37

Introdução

A substituição de dentes naturais perdidos por próteses suportadas em implantes osseointegrados é um dos passos mais importantes na reabilitação oral de pacientes parcial ou totalmente desdentados (Souza et. al ; 2000).

Contudo, como comentado por Skalak (1983), o sucesso da osseointegração depende da maneira como os estresses mecânicos são transferidos dos implantes ao osso. O critério de fabricação das próteses sobre implantes é ainda mais rigoroso do que sobre os dentes naturais, devido ao fato dos implantes não terem resiliência no osso, não sendo, portanto, aptos a suportar desajustes com conseqüentes tensões no osso adjacente e estrutura metálica (Hussaini & Wang, 1997). O sistema implante–osso tem menor capacidade de absorver e distribuir as forças mastigatórias através do osso alveolar que o sistema dente–periodonto (Aparício, 1994).

(1993) salientam que a oclusão também deve ser levada em consideração, não só por causa da melhor função mastigatória e comodidade do paciente, como também para evitar cargas sobre os implantes. A exatidão na fabricação da estrutura metálica e uma oclusão adequada determina o sucesso no tratamento restaurador protético, pois contribuem para redução de esforços na prótese, no implante e na interface osso / implante (Misch,2000). A aplicação muito rápida de forças, esquemas oclusais falhos, aplicação excessiva de forças e principalmente estruturas metálicas não passivas são as causas mais comuns de insucesso no tratamento

com implantes (Sjogren et. al ; 1998 e Souza et.al;2000). Portanto a precisão de adaptação de próteses sobre implantes é essencial para a longevidade do implante e manutenção do suporte ósseo (May et . al ; 1997).

O assentamento passivo de próteses sobre implantes é algo almejado e de extrema importância para que se evite quaisquer sobrecargas. A não passividade de assentamento gera forças de tensão que podem causar diminuição de osso na periferia do implante (Jimenez & Lopes; 1993). A sobrecarga gerada pela má adaptação da prótese pode resultar em perda ou afrouxamento do parafuso protético, dos parafusos do intermediário e fratura do próprio implante (Aparício 1994; Romero et. Al ; 2000)

A distorção do metal da estrutura durante a sua manufatura é citada como principal causa de não adaptação / passividade da prótese (Hellden & Derand; 1992). O emprego da soldagem entre os elementos pilares tem sido o artifício utilizado na solução de problemas de adaptação, durante a fase de confecção da estrutura metálica. A oportunidade de se trabalhar com segmentos da prótese permite melhor adaptação, distribuição uniforme de forças, minimizando traumas ou falhas na prótese.(Souza et.al.2000).

A soldagem a laser para união de próteses odontológicas é o procedimento mais utilizado para a confecção de infra-estrutura para implantes. Gordon & Smith (1970) afirmaram que pelo fato da soldagem a laser ser feita diretamente sobre o modelo de trabalho, esta produz menor distorção do que a soldagem convencional, não necessitando de moldagem de transferência e modelo

de soldagem. Já segundo Bertrand et.al (2001) há economia de tempo laboratorial, pois a soldagem é feita diretamente sobre o modelo de trabalho, possibilitando a correção de imprecisões causados por erros na moldagem de transferência e/ou das distorções geradas pela fundição.

Também disponível, o processo de eletroerosão por descargas elétricas diretamente na estrutura concluída (EDM - Eletricaldischarge machining). A técnica é definida como sendo um processo que remove pequenas quantidades de metal através da faísca elétrica em um meio contendo líquido dielétrico sob condições rigorosamente controladas (Van Roekel,1992). Oferece rápido, apurado e simples resultados, corrigindo a imprecisão de fundições (Lenihan & windeler;1994). Segundo Evans (1997) o processo é relativamente rápido e pode ser realizado após a prova clínica da estrutura, podendo eliminar os procedimentos de seccionamento e soldagem. Pode inclusive ser realizado após o recobrimento estético, evitando assim, nova aplicação de cerâmica ou polímeros. Rubiling (1999) acredita que com o uso da eletroerosão, é possível se alcançar uma adaptação absolutamente passiva.

O interesse em relação a adaptação de estruturas implanto-suportadas está ascendendo e para isso pesquisas adicionais buscando o assentamento passivo e os meios para sua obtenção - como fundições precisas, soldagens, eletroerosão e materiais adequados – são essenciais para melhor compreensão e segurança nas condutas clínicas.

REVISÃO DA LITERATURA

O uso do titânio em Odontologia

PARR *et al.*, em 1985, apresentaram aos cirurgiões-dentistas a importância do titânio e suas ligas. Salientaram que o sucesso à longo prazo dos implantes, estava relacionado à sua biocompatibilidade, dureza, resitência a corrosão e resistência a fratura. O titânio é o nono elemento mais abundante na terra e o quarto dentre os elementos estruturais. Grandes reservas deste metal são encontradas na Austrália e EUA. A maioria do titânio usado hoje vem de minas localizadas na Austrália. Parte do metal extraído é convertido em pigmento para tinta, e somente 5% a 10% é usado como metal. O titânio puro recomendado para implantes, tem adicionado em sua composição certas quantidades de carbono, oxigênio, nitrogênio e ferro que vem a melhorar suas propriedades mecânicas. E quando exposto à atmosfera resulta na formação de uma camada de óxido, que teoricamente, pode ser formada por vários óxidos, que incluem TiO, TiO_2 e TiO_2O_3, sendo a mais comum a TiO_2. Tanto o titânio puro quanto suas ligas são facilmente passivadas pela formação da camada estável de dióxido de titânio que provê a base para a resistência à corrosão deste material. Segundo os autores, a camada de óxido de superfície age para proteger o titânio de sofrer corrosão quando usado no corpo humano.

LUCAS & LEMONS, em 1992, estudaram sobre a biodegradação dos materiais utilizados em Odontologia, dando ênfase à resistência à corrosão. Dentre as ligas estudadas, estão as ligas à base de paládio, prata-paládio, titânio e o titânio

comercialmente puro. Segundo os autores as ligas à base de paládio e prata-paládio possuem várias aplicações dentro da odontologia, incluindo restaurações metalocerâmicas, coroas, próteses parciais fixas e diversos tipos de *abutments*. Elas foram desenvolvidas para substituírem as ligas a base de ouro, tendo como vantagem o menor custo e a manutenção de algumas propriedades físicas/mecânicas das ligas nobres. No entanto, em relação ao fenômeno da corrosão, foi avaliado que as ligas com maior teor de paládio e menor teor de prata eram mais resistentes a oxidação por sulfetos e a corrosão. O titânio comercialmente puro e as ligas de titânio são utilizados na confecção de implantes dentais e diversos tipos de próteses. Relatam os efeitos da corrosão galvânica nos casos onde eram utilizadas associações de diferentes metais no meio bucal e deram exemplo os casos de próteses e coroas sobre implantes, sugerindo a fabricação destas em materiais que não formassem correntes galvânicas com o titânio.

Em 1993, **LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN** relataram que o Ti tem sido um importante material para a indústria aeroespacial, desde 1950, em fução de sua resistência, baixo peso, baixo módulo de elasticidade e excelente resitência à corrosão. Os autores relatam um grande avanço do Ti em relação ao uso odontológico, no entanto, pesquisas adicionais eram necessárias para aperfeiçoar as técnicas de união Ti-cerâmica, resposta biológica e técnica de fundição. Para os autores a característica mais atrativa para o uso odontológico é a excelente biocompatibilidade. Esta propriedade devia-se a formação de uma camada passivadora à base de óxido de Ti, inerte ao ataque eletroquímico e bem aderida.

Já em 1996, **WANG & FENTON** realizaram uma revisão da literatura sobre as aplicações do Ti em Odontologia e relataram suas propriedades físicas e mecânicas, afirmando que estas poderiam variar com a adição de elementos como oxigênio, nitrogênio e ferro. Apresenta uma resistência que variava entre 240 e 890 Mpa, densidade era de 4,5g/cm^3, alta ductibilidade, baixa condutibilidade térmica, módulo de elasticidade comparável as das ligas de Au, resultando em próteses mais confortáveis e funcionais e baixo custo. Tinha resistência à corrosão excelente, e dependente da formação de uma película de óxido de Ti na sua superfície. No entanto, problemas como baixa fusibilidade e alta porosidades foram relatados na literatura. Os autores concluíram que a substituição das ligas nobres pelas ligas de Ti seria lentamente e seu uso ainda era baixo em função da falta de conhecimento entre os clínicos e ausência de estudos longitudinais "*in vivo*", porém seu futuro na odontologia parecia promissor.

CRAIG *et al.,* em 1997, descreveram as propriedades do titânio e suas ligas. Relataram que o titânio tornou-se um material atrativo para o odontologia devido a sua resistência à degradação eletroquímica, resposta biológica favorável, peso leve, baixo módulo de elasticidade, baixa densidade e alta resistência. Segundo os autores a formação da camada de óxidos é a base para a resistência à corrosão e biocompatibilidade deste material. O titânio comercialmente puro é usado para implantes dentais e mais recentemente para coroas, prótese parciais e totais e arcos ortodônticos. Sendo também usadas várias ligas de titânio, tendo o Ti-6Al-4V a mais utilizada. Para os autores apesar das grandes propriedades inerentes a este material, seu alto ponto de fusão (1700°C) e reatividade química são fatores que podem afetar seu processo de fundição.

Assentamento passivo de próteses sobre implantes

BRANEMARK *et al.,* em 1983, reconhecendo a necessidade de cuidados adicionais na fabricação de próteses sobre implantes, enfatizaram a importância da fabricação de cilindros em metal para a manutenção e longevidade das juntas rosqueadas e propuseram um nível de desadaptação nunca maior que 10 μm. Assim, para os procedimentos laboratoriais foram recomendadas técnicas que garantissem a preservação das margens que haviam sido produzidas com precisão de superfícies usinadas por tornos computadorizados.

Em 1983, em um dos primeiros trabalhos em biomecânica de próteses sobre implantes, **SKALAK** comentou que o sucesso da osseointegração vai depender da maneira como os estresses mecânicos são transferidos dos implantes ao osso. É fundamental que tanto o osso como os implantes não sejam submetidos a forças além daquelas que estão aptos a receber. Sendo o titânio mais rígido e resistente que o osso, é mais provável que uma possível falha ocorra no osso ou na união do osso com o titânio. Prótese e implante formam uma conexão rígida resultando em uma estrutura única, na qual prótese, implante e osso atuam como uma unidade, desta forma, qualquer desadaptação da prótese em relação aos implantes resultará em um estresse interno da prótese, implante e osso. Segundo o autor esses estresses não podem ser detectados através de inspeção visual, porém podem ocasionar falhas mesmo sem a atuação de forças externas.

Próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos fundidas em monobloco em liga de ouro para metalocerâmica foram estudadas por **SCHIFFLEGER *et al.,*** em 1985. Os autores obtiveram através de um molde de alumínio, cinco dentes preparados para coroa total de canino a segundo molar, em aço puro. Para cada tipo de prótese foram feitas seis fundições, somando um total de 18 fundições. Foi utilizado um microscópio calibrado em micrometros para o registro das medidas de discrepância vertical marginal e também as distâncias dos ângulos axio-gengivais entre a matriz e as fundições. As fundições foram então secionadas, sendo as medidas realizadas antes e após o secionamento das peças. Os autores concluíram que: 1) houve uma melhora no assentamento das fundições em aproximadamente 50% após o secionamento; 2) a distorção foi tridimensional, sendo sua maior discrepância nas superfícies mesial e gengival do retentor posterior; 3) a menor distorção ocorreu nas próteses de três elementos e a maior nas de cinco elementos; 4) o diâmetro vestíbulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significantemente maior do que os preparos do modelo mestre na maioria dos casos; 5) o diâmetro mesio-distal das fundições no ângulo gengivo-axial foi menor do que nos preparos do modelo mestre, sendo somente significante nas próteses de três elementos.

Em 1990, **JOHANSSON & PALMQVIST**, avaliaram complicações ocorridas em 49 próteses fixas implanto-suportadas, em um período de 9 anos. Segundo os autores, apenas um parafuso de ouro fraturou e isto correu em um paciente com hábito para-funcional, que apresentou também a perda de 2 implantes e fratura da infra-estrutura. Os autores acreditam que a boa adaptação das próteses possa ser a responsável pela ausência de fratura dos parafusos de ouro.

JEMT, em 1991, através do acompanhamento de um ano de 380 próteses totais fixas sobre implantes, obteve taxa de sucesso de 99,5% para as próteses e 98,1% para os implantes. Embora o número de complicações tenha sido baixo, estas foram mais freqüentes na maxila. Entre as complicações encontradas destacaram-se: problemas de dicção (31,2%) sendo mais freqüente na maxila, mordida do lábio e bochecha (6,6%) sendo mais freqüente na mandíbula, irritação causada pelo "cantilever" (3,1%), problemas gengivais (fístulas, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica (0,8%). Não houve fratura de nenhum dos componentes. Sendo o autor, 271 próteses (69,3%) apresentaram estabilidade no parafuso de ouro ao primeiro exame (após duas semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados neste primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas sete próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A instabilidade dos parafusos de ouro foi maior na maxila, sendo esta diferença estatisticamente significante. Quando o desenho da prótese está adequado, sendo esta rígida e assentando passivamente, o risco de fratura dos componentes é baixo e sua ocorrência é maior no primeiro ano de fundição. Foi sugerido um protocolo para análise da 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 deste 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 parafuso, 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 ½ volta (180°) é permitido para o aperto final final da prótese. Outra forma utilizada para avaliar a desaptação foi feita pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro, quando mais de ½ volta era necessária para o aperto completo do parafuso, a estrutura era considerada desadaptada, sendo secionada e soldada.

WASKEWICZ *et al.*, em 1994, através de análise fotoelástica compararam os padrões de estresse gerados ao redor de implantes em infra-estrutura com adaptação passiva e não passiva. Foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula com cinco implantes Nobelpharma (3,75mm X 10mm) e intermediários convencionais de 4 mm de diâmetro, que receberam um torque de 20 Ncm. A este conjunto, foram posicionados cilindros de ouro que, após um torque de 10 Ncm foram unidos entre si com resina autopolimerizável para a confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada a desadaptação da infra-estrutura, sendo a mesma analisada fotelasticamente pelo aperto dos parafusos de ouro com torque de 10 Ncm em três diferentes seqüências: 1) 1,2,3,4,5; 2) 5,4,3,2,1; 3) 3,2,4,1,5. Após um registro inicial, a infra-estrutura foi então secionada e soldada. O aperto dos parafusos na infra-estrutura sem adaptação passiva mostrou maior concentração de estresses ao redor dos implantes, observado pela presença de franjas. Todos os implantes apresentaram a presença de franjas no modelo fotoelástico, sendo que os implantes mais distais (1 e 5) mostraram uma maior concentração. O estresse foi maior no terço médio e menor na região apical e cervical dos implantes. Na infra-estrutura secionada e soldada não foi observado presença de estresses. Para os autores, devido a impossibilidade de se predizer a resposta biológica dos implantes

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

frente a tensões é recomendável o secionamento e soldagem das infra-estruturas com o intuito de obter uma adaptação o mais passiva possivel.

Em 1994, **KALLUS & BESSING**, investigaram a possivel ocorrência de perda de parafusos de retenção e do intermediário em próteses totais fixas implanto-suportadas após 5 anos de uso. As próteses foram confeccionadas com ouro tipo III e dentes de resina, sendo os parafusos de ouro apertados manualmente com força máxima, seguindo uma seqüência estabelecida. Os achados deste estudo foram relacionados com parâmetros clínicos tais como precisão da infra-estrutura, operador e diagnóstico clínico e radiográfico do estado dos implantes após cinco anos em função. Os autores concluíram que o afrouxamento dos parafusos pode estar relacionado com o desajuste da armação, fato de certa forma considerado também dependente do operador e recomendam um novo aperto dos parafusos após 5 anos de uso.

Segundo **APARICIO**, em 1994, é importante que a prótese assente com total passividade aos implantes, já que uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, que poderá resultar em perda ou fratura dos parafusos de ouro, dos parafusos do intermediário, ou do próprio implante, podendo afetar também os elementos biológicos, levando a perda da osseointegração. Pois, o sistema implante-osso tem menos capacidade que o sistema dente-periodonto em absorver e distribui as forças mastigatórias através do osso alveolar.

Em 1996, **JEMT** avaliou por método fotogramétrico computadorizado com medidas tridimensionais, o grau de adaptação de próteses sobre implantes a partir de modelos, comparando os resultados com medidas obtidas na cavidade oral. Fora selecionados 17 pacientes, sendo 7 com próteses na maxila e 10 com próteses na mandíbula, confeccionadas através de 2 métodos. Cinco foram fabricadas em titânio (Ti-3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e, doze em ouro através do processo de fundição em monobloco. Todas a próteses foram clinicamente testadas e consideradas com adaptações aceitáveis. Porém, quando os modelos foram usados como referência, a média tridimensinal de distorção do ponto central do cilindro de ouro era de 37μm para as próteses mandibulares e 75 μm para as próteses maxilares. No entanto, para as medidas na cavidade oral, os valores obtidos foram de 90 μm para as próteses mandibulares e 111 μm para as próteses maxilares. A média tridimensional de distorção foi significantemente maior para as medidas realizadas na cavidade oral. Os resultados mostram que próteses com aparência aceitável clinicamente podem apresentar distorções de vários micrometros na interface entre a infra-estrutura e os implantes. Para o autor, a adaptação de uma prótese sobre implantes pode apresentar resultados significantemente diferentes quando avaliados na cavidade oral e isto requer maiores investigações.

Ainda em 1996, **JEMT & BOOK** avaliaram a perda óssea marginal citada como conseqüência de uma falta de adaptação passiva da prótese sobre implantes em maxilares edêntulos. Para este estudo foram incluídos dois grupos de pacientes acompanhados por 1 ano prospectivo e retrospectivamente por 4 anos. A adaptação foi avaliada por meio de uma técnica fotogramétrica tridimensional e radiografias

intra-orais convencionais para análise da perda óssea marginal. De acordo com os resultados não foi encontrada uma correlação estatisticamente significante entre a perda óssea observada e os diferentes parâmetros de desadaptação protética, sendo o grau de perda óssea marginal de 0,5 mm e 0,2 mm para ambos os grupos.

MAY *et al.*, em 1997, utilizaram o instrumento Periotest (Siemens Bio Research Inc. Milwaukee, WI, USA), para avaliar a estabilidade das interfaces entre o implante e o intermediário e entre o intermediário e o cilindro de ouro sob um série de condições. A precisão de adaptação de próteses sobre implantes é essencial para longevidade do implante dental e preservação do osso de suporte. Os métodos mais utilizados para avaliar a precisão dos componentes do implante são a percussão, observação visual e radiografias periapicais convencionais. O instrumento Periotest consiste em um bastão controlado eletronicamente, conduzido eletromagneticamente, que se movimenta rapidamente na superfície do dente em um ângulo de 90°, numa velocidade de 4 ciclos por segundo. O tempo de contato entre o bastão e o dente é registrado pelo aparelho e um valor numérico aparece na tela do mesmo. Este valor representa a medida quantitativa do grau de movimento do objeto. Este método é usado para avaliar a condição periodontal dos dentes naturais e alterações funcionais dos tecidos peridontais e do osso. Os autores testaram a hipótese de que um valor Periotest (PTV) negativo indicaria uma maior estabilidade e um valor Periotest (PTV) positivo uma menor estabilidade. Neste estudo foram utilizadas duas costelas bovinas para simulação do paciente. Em cada costela foram inseridos 3 implantes Branemark auto-roqueáveis com distância de aproximadamente 7 a 10 mm entre si e em curva. Para testar a validade do método foram criadas condições experimentais de adaptação e desadaptação na ordem de

25,4 μm, 101,6 μm com torque de 20Ncm. De acordo com os resultados a desadaptação na interface implante e intermediário resultou um valor PTV negativo (r=0.54), porém para as mesmas magnitudes de desadaptação na interface intermediário e cilindro de ouro o valor PTV foi positivo (r=0.72), causando desta forma uma maior instabilidade. Para os autores esta instabilidade pode ser explicada se analisarmos as superfícies internas dos componentes. A adaptação desses componentes no plano horizontal permite algum movimento na colocação do cilindro de ouro, antes do aperto do parafuso, no entanto a altura vertical é preservada. Outro fator que pode levar a instabilidade diz respeito ao menor diâmetro e a metalurgia do parafuso de ouro, isto porque o parafuso do intermediário é mais rígido. Os autores concluíram que: 1 – o instrumento Periotest demonstrou que os intermediários e os cilindro de ouro tinham PTVs médios diferentes; 2 – o instrumento Periotest pode ser usado para quantificar a adaptação das interfaces dos componentes; 3 – o instrumento Periotest demonstrou confiabilidade. Os resultados sugerem que a desadaptação na interface implante e intermediário não tem efeito na instabilidade. Porém, uma desadaptação na interface intermediário e cilindro de ouro, pode produzir instabilidade significativa que aumenta linearmente com o grau de desajuste.

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, a 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 à média de força 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, à meia distância entre o centro dos implantes terminais e o final dos "cantilevers" e também em 4 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 resilientes 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 da prótese sobre implantes diminui o estresse gerado nos parafuso de ouro. Isto provavelmente significa que a alta resistência da infra-estrutura à torção reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, principalmente em infra-estruturas com "cantilever". O autor concluiu que: 1- a utilização de materiais rígidos para a confecção da infra-estrutura ajuda a prevenir as falhas protéticas; 2 – do ponto de vista biomecânico, a melhor combinação de materiais encontrada neste estudo foi a liga de cobalto-cromo para a infra-estrutura e a porcelana para a superfície oclusal.

Ainda em 1997, **RIEDY *et al.***, avaliaram *in vitro* a precisão de adaptação de infra-estruturas sobre implantes utilizando a técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida (monobloco) e o processo de fabricação de titânio usinado e soldado a laser (mecanismo Procera). A videografia laser foi o método utilizado para medir a precisão de assentamento das infra-estruturas com os intermediários dos implantes, sendo a média da interface do eixo z no ponto central o critério utilizado. Os autores concluíram que as infra-estruturas soldadas a laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas em monobloco.

Preocupados com os desajustes de infra-estruturas sobre implantes, decorrentes dos erros resultantes da transferência de moldagem dos implantes, **HUSSAINI & WONG**, em 1997, descreveram um método para confecção de um modelo de trabalho preciso, utilizando gesso de impressão, e compararam os resultados com os obtidos através da técnica convencional. Após análises microscópicas das interfaces entre a infra-estrutura e os "abutments" dos implantes, os resultados mostraram que para os modelo testado, desajustes de 20 μm a 36 μm e para o modelo convencional os desajustes variaram de 82 μm a 139 μm. Para os autores a precisão do modelo de trabalho provê ao clínico a decisão de instruir o laboratório de prótese que realize os procedimentos de secção e soldagem utilizando o modelo como guia, diminuindo, dessa forma, tempo clínico e minimizando os inconvenientes ao paciente.

Em 1998, **HELLDÉN & DÉRAND** descreveram o método *"Cresco Ti Precision"*, que objetivou corrigir a distorção da fundição das armações de titânio. Em um modelo fotoelástico foram colocados 3 implantes Cresco Ti Systems AB

(3,75mm x 13mm) e sobre estes foram montados cilindros plásticos e 4 armações foram enceradas e então incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro. Duas das quatro armações foram submetidas ao procedimento Cresco Ti Percision, enquanto as outras duas, não foram. As armações não adaptadas foram observadas ao microscópio e foram encontradas fendas verticais de 70 μm e 40 μm nos implantes A e B. no entanto uma maior concentração de estresse estava presente através da análise fotoelástica. Quando foram medidas as cargas através de um mecanismo apropriado,os resultados revelaram cargas associadas as armações não adaptadas e ausência de cargas estáticas nas armações adaptadas. Quando medidas as cargas, encontrou-se para os implantes distais valores de 41 ± 4,3 N para fechar desajustes de 180 μm e valores de 8 ± 8,0 N para fechar desajustes de 30 μm. As medidas dos testes para as armações adaptadas resultaram em registros próximos de zero (<5). A carga aplicada para fechar um desajuste de 50 μm, localizado implante central, foi de 30 ± 26 N no parafuso de ouro. Segundo os autores, a magnitude do estresse gerado depende não apenas do desajuste, mas também das dimensões das estruturas metálicas e ressaltam a importância do método Creco Ti Precision para otimizar o assentamento passivo entre as armações metálicas e implantes.

WEE et al., em 1999, através de uma revisão da literatura, verificaram artigos clínicos ou técnicos que advogam estratégias para melhorar o assentamento passivo em próteses implanto-suportadas. De todas as estratégias sugeridas, apenas alguns métodos têm cientificamente provado a melhora deste assentamento passivo. Embora a maioria das estratégias testadas, ainda resultam em um ligeiro desajuste das infra-estruturas com o intermediário dos implantes, múltiplos fatores

impedem que o conceito de "assentamento passivo" possa ser alcançado nas próteses sobre implantes, mesmo com o uso de estratégias avançadas. Os autores concluíram que, o uso de procedimentos meticulosos e precisos é necessário, e que muitos métodos estão disponíveis para o clínico decidir individualmente qual a melhor estratégia para o alcance do assentamento passivo.

Ainda em 1999, **KAN *et al.***, também realizaram uma revisão da literatura com o objetivo de tentar definir "adaptação passiva" em próteses sobre implantes e identificar os diferentes métodos clínicos utilizados para avaliar esta adaptação. Os níveis sugeridos de adaptação passiva são "empíricos". Segundo os autores, os métodos mais utilizados para se avaliar clinicamente a interface prótese-implante são: pressão digital, inspeção visual e sensação tactil, teste do parafuso único, radiografias periapicais e teste de resistência do parafuso. Porém, apesar das várias técnicas sugeridas, nenhuma individualmente oferece um resultado objetivo, e os autores aconselham utilizar a combinação dos vários métodos para minimizar os problemas de desadaptação.

Em 2000, **ROMERO *et al.***, avaliaram três técnicas para a correção da não passividade entre uma barra fundida e suas interfaces com dois pilares de implantes. Distorções podem ser geradas a qualquer passo no processo de fabricação da infra-estrutura protética, no entanto, várias técnicas têm sido desenvolvidas com o objetivo de corrigir essas imprecisões de adaptação. Segundo os autores, uma fenda de 10 μm ou menos é necessária para que o ajuste da infra-estrutura seja passivo. Neste estudo foi utilizado um modelo mestre contendo dois implantes e sobre este, foram confeccionadas trinta barras em liga de ouro, fundidas

em monobloco. As amostras foram divididas em 3 grupos: grupo 1 formado por dez estruturas secionadas e corrigidas pela fundição da mesma liga; grupo 2 formado por dez estruturas seciondas e unidas por soldagem e grupo 3 formado por dez estruturas submetidas ao processo de descarga elétrica (MedArc M-2 EDM). As medidas de desajuste foram inicialmente feitas no eixo y no implante esquerdo através de um microscópico de medição, sendo as medidas calculadas para a face vestibular, distal e lingual de cada estrutura. De acordo com os resultados todas as estruturas avaliadas neste estudo reproduziram uma desadaptação inicial acima da precisão aceitável. No entanto, após a utilização das técnicas pra melhorar o grau de desajustes, os resultados mostraram haver diferença significativa ($p<0,05$) em espaços médios entre o grupo 1 (15 μm) e grupo 2 (72 μm) tanto quanto entre o grupo 2 e grupo 3 (7,5 μm), porém não houve diferença entre os grupos 1 e 3. Os autores concluíram que o grupo submetido ao processo de descarga elétrica resultou no menor espaço (7,5 μm), dentro do critério de passividade considerado pelos autores.

SAHIN & CEHRELI, em 2001, realizaram uma revisão da literatura sobre o significado clínico de adaptação passiva em infra-estruturas sobre implantes e os fatores que afetam o resultado final desta adaptação. Segundo os autores, o assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da osseointegração. Entretanto, os métodos clínicos e laboratoriais utilizados para fabricação de infra-estruturas são inadequados para obtenção de uma adaptação passiva absoluta. Não há nenhum estudo clínico longitudinal que relate falhas nos implantes, especificamente atribuídas à falta de assentamento da infra-estrutura. A questão que surge é, se uma conexão com assentamento passivo absoluto é

realmente essencial e se é um fator governante para o sucesso do implante. Para os autores uma adaptação marginal aceitável não é um sinal de assentamento passivo e o único método para determinar a quantidade de passividade da 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. Por outro lado, devido a fenda marginal de fundições em monobloco ser de vários micrometros, uma fundição desse nível para prótese fixas implanto-suportadas certamente terá grandes espaços entre o "abutment" e a estrutura. O aperto do parafuso causa forças no implante e ao redor do mesmo e sua magnitude depende da quantidade de desadaptação. Distorção da infra-estrutura e do implante é observada durante o aparafusamento da peça. Em tais casos, a quantidade de distorção pode alcançar um nível de desadaptação de 500 μm que não pode ser detectada com uma sonda exploradora. A presença de uma desadaptação requer o secionamento 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 a cada passo na fabricação da infra-estrutura influencia no resultado final da adaptação. Fatores como o material de impressão, técnica utilizada, expansão de cristalização do gesso especial, expansão do material de revestimento e o tipo de liga utilizada influenciam no assentamento final da infra-estrutura. As infra-estruturas em monobloco geralmente requerem secionamento e soldagem para uma melhor adaptação. Os autores concluíram que um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas e os materiais e as técnicas utilizadas na confecção de estruturas metálicas não são

dimensionalmente precisos, necessitando desta forma, de maiores investigações científicas e desenvolvimento.

SOUSA, em 2001, avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas fundidas em titânio e liga de paládio-prata, confeccionadas pela técnica monobloco e soldagem a laser. A partir de uma matriz metálica com cinco implantes (3,75 x 13mm), obteve-se um modelo mestre onde foram incorporadas réplicas de implantes em aço inoxidável, e então realizados os procedimentos de enceramento, inclusão e acabamento das estruturas metálicas. Foram enceradas vinte amostras e fundidas em titânio comercialmente puro (rematitan – Dentaurum – Pforzhein – Alemanha), sendo avaliadas por meio de inspeção microscópica. O autor concluiu que: 1- as estruturas fundidas em monobloco nos cilindros centrais apresentaram maior desajuste que as soldadas a laser; 2 – a liga de paládio-prata apresentou melhores resultados que o titânio, nos cilindros centrais; 3 – nos cilindros distais não houve diferenças estatísticas significativas entre as estruturas fundidas em titânio e paládio-prata, na técnica monobloco; 4 – o titânio apresentou melhor assentamento que a liga de paládio-prata na técnica de soldagem a laser.

Preocupado com a precisão de assentamento dos componentes protéticos ao implante, **CARVALHO**, em 2002, avaliou a interface entre o componente protético e o implante. Foi utilizado nesse estudo, componentes protéticos nas versões Gold UCLA e UCLA calcinável dos sistemas de implante 3I (Implant Innovations Inc) e Implamed. 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. Sendo então, as interfaces analisadas e fotografadas através do microscópio eletrônico de varredura. O autor concluiu que: 1 – existiram diferenças significativas entre os componentes protéticos Gold UCLA da Implamed e o Gold UCLA da 3I, sendo a menor interface encontrada nos componentes protéticos Gold UCLA da Implamed; 2 – existiram diferenças significativas entre os componentes protéticos Gold UCLA de ambos os sistemas e o grupo de componentes fundidos, sendo os melhores resultados encontrados nas componentes pré-fabricados; 3- não houve diferenças estatisticamente significativas entre os componentes calcináveis, tanto inter como intra-sistemas ou quanto a liga utilizada.

Soldagem a laser de infra-estruturas protéticas

GORDON & SMITH, em 1970, em um estudo inicial sobre a soldagem a laser de próteses odontológicas descrevem experiências e vantagens desta técnica para a prótese parcial fixa e prótese parcial removível de precisão. Para o procedimento de soldagem, a prótese foi assentada sobre o modelo mestre e então realizada a solda. Tiros de laser sobrepostos foram necessários para que o metal fluísse de maneira uniforme. Todas as próteses parciais fixas soldadas a laser tiveram sucesso e nenhuma união falhou durante a função. Os autores concluíram que pelo fato da soldagem a laser ser feita diretamente sobre o modelo de trabalho produz menos distorção do que a soldagem convencional que necessita de moldagem de transferência para um modelo de soldagem.

SJOGREN *et al.*, em 1988, avaliaram a resistência à tração, resistência à flexão a 0,2% e porcentagem de alongamento das juntas de titânio soldadas a laser

comparadas com barras em liga de ouro tipo III. O laser Nd:YAG foi utilizado para a realização destas soldagens. Durante os testes de tração todos os cornos de titânio fraturaram no centro da união soldada. As amostras apresentaram porosidades. O grau de deformação na região da fratura foi maior para os corpos não soldados a laser do que para os soldados a laser. As variáveis da solda como as indicadas para infra-estruturas de próteses sobre implantes foram: nível de energia de 18 Joules, pulso com duração de 6 ms, freqüência de 10Hz e um total de oito pontos de solda. As variáveis usadas atribuíram diferentes penetrações. No entanto, em barras de 5 mm de diâmetro uma penetração de solda de 0,9 mm provavelmente é suficiente na maioria das situações clínicas. Os autores chamam a atenção para o fato de que o titânio é altamente reativo a altas temperaturas e sua composição é alterada durante a operação de soldagem, isto influencia as propriedades mecânicas na região da solda. Segundo os autores, mais estudos para avaliar a micro-estrutura da solda é necessário para estabelecer condições favoráveis na soldagem a laser do titânio.

Em 1992, SEMI & **LINDÊN** descrevem uma técnica de laboratório alternativa, na qual componentes pré-fabricados de titânio são unidos e soldados a laser para confecção de uma infra-estrutura protética. Foram selecionados 86 pacientes para serem reabilitados com esta nova técnica. Os resultados deste grupo foram comparados com os de 287 infra-estruturas confeccionadas pela técnica convencional. E após um ano de acompanhamento, os autores observaram a mesma incidência de falhas para ambas as técnicas. Entretanto, somente 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro ano de função e ambos os casos estavam relacionados com fraturas da resina ou metal causado por um desenho deficiente da infra-estrutura. Segundo os autores, esta técnica dificulta a

colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes, ficando a prótese sobre-estendida buco-lingulmente, desta forma exige o refinamento dos componentes de titânio pré-usinados. Os autores concluíram que as infra-estruturas de titânio usinadas e soldadas a laser tiveram melhor adaptação sobre os "abutments" do que as fundidas pela técnica convencional, porém estudos longitudinais são necessários para verificar a efetividade desta técnica, principalmente as propriedades de resistência à fadiga.

Segundo **WANG & WELSCH,** em 1995, apesar das propriedades desejáveis do titânio para uso odontológico, existem alguns problemas na prática da soldagem deste metal, como a alta afinidade pelo oxigênio e rápida reação a altas temperaturas, fazendo do titânio e suas ligas inviáveis para soldagem convencional com chama de gás/oxigênio, podendo ocorrer uma alteração na microestrutura causando profundos efeitos nas propriedades mecânicas do metal. Neste estudo foram testados os métodos: soldagem com gás tungstênio, soldagem a laser e soldagem por irradiação de raios infravermelhos para o titânio e a liga de Ti-6Al-4V. Segundo os autores a soldagem a laser é uma poderosa fonte de energia eletromagnética, monocromática que pode ser concentrada diretamente sobre um pequeno foco, permitindo que uma pequena área seja afetada pelo calor. Através de um estudo piloto determinaram os parâmetros de soldagem utilizados. No entanto, um baixo nível de energia do sistema de soldagem a laser Nd:YAG, não proveu calor suficiente para que o metal fundisse. E altos níveis de energia causaram a evaporação dos metais o que ocasionou a formação de superfícies côncavas. Em função disto, foi determinado 18 *joules* de nível de energia aplicados durante 2 Hz, e comprimento de pulso de 1 2m/Seg, para criar melhores interfaces de ligação. De

acordo com os resultados todas as uniões soldadas foram intensamente mais fracas do que o metal original (grupo controle sem solda). Para o grupo soldados por radiação infra-vermelha os resultados de resistência à tração e alongamento tiveram menores valores. Pelo microscópico eletrônico, todas amostras soldadas a laser apresentaram ligação incompleta (áreas soldadas na periferia e uma região central sem solda), o que resultou em baixos valores de resistência à tração. Pontos sobrepostos de solda podem ser a solução para este problema. Os maiores valores de microdureza foram encontrados nas zonas afetadas pelo calor de Ti e Ti-6A1-4V nos 3 métodos utilizados, o que está relacionado à mudanças na microestrutura.

TAMBASCO *et al*, em 1996, estudaram a utilização da soldagem a laser em laboratório. Ressaltaram algumas de suas características em Odontologia, bem como suas vantagens e desvantagens. Segundo os autores, a luz produzida pela soldagem a laser não pode ser observada pelo olho humano devido ao longo comprimento de onda, e o feixe do laser é mantido a 0,5 mm de diâmetro, concentrando a radiação da luz numa pequena área de superfície. A energia da luz é absorvida pela superfície do metal e convertida em calor, o qual penetra no interior do metal por condução. No centro do foco do raio laser, o metal pode ser vaporizado se utilizada muita energia. Ainda que o metal derreta na zona de alcance do foco do laser, o metal em tomo se mantém relativamente frio. Relataram ainda que, o sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração do raio. Entretanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente. Quando as dimensões do metal podem ser controladas a espessura recomendada é cerca de 3 mm e uma profundidade de soldagem de 1,5 mm para a maioria das aplicações. Esta profundidade permite uma

resistência adequada da junta da solda e minimiza a entrada de calor no metal, promovendo menor distorção da peça. Uma profundidade de penetração maior é possível, para obtenção de maior resistência, porém o risco de distorção da peça protética é maior. No entanto, uma penetração insuficiente resulta em junta de solda enfraquecida. A penetração é controlada pela variação da voltagem associada com o pulso do laser e não pela duração do pulso. Aumentando a duração do pulso, geralmente só aumenta a quantidade de energia sobre a peça, mas não a penetração da solda. E isto levaria a maior concentração de calor, aumentando a possibilidade de distorção da peça protética, devido à expansão térmica. Outro fator que pode afetar esta penetração seria o ângulo em que o raio laser atinge a superfície do metal. Este ângulo deve ser reto em relação à superfície. Os autores destacam algumas vantagens da solda a laser: 1. apresenta uma fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; 2. possibilita a soldagem no modelo de trabalho, devido a baixa quantidade de calor liberado; 3. é mais precisa, pois exige que as peças de metal estejam em contato direto entre si, reduzindo o potencial de distorção; 4. resistência ao escoamento da junta de solda é idêntica ao metal de origem; 5. tempo de trabalho reduzido. Apresentam também algumas desvantagens como: 1. alto preço inicial do equipamento; 2. maiores espaços para posição do equipamento; 3. algumas dificuldades iniciais, para conseguir a qualidade ideal nas soldagens; 4. características de reflexibilidade, condutibilidade térmica, densidade e composição do metal-base de algumas ligas dificultam a soldagem a laser.

Em 1998, **CHAI & CHOU** avaliaram as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro em diferentes condições de soldagem a laser, para determinar

os parâmetros ótimos em termos de duração e voltagem. 57 barras fundidas em titânio de acordo com a especificação ISSO 6871 foram divididas em 9 grupos experimentais e um grupo controle. As barras secionadas foram soldadas a laser em diferentes durações (8, 10 e 12 ms) e níveis de energia (290, 300 e 310 V) e então avaliadas para classificar a resistência a tensão máxima, 0,2% do produto de resistência e porcentagem de alongamento. Os resultados mostraram que os valores para resistência a tensão oscilaram entre 374 a 562 MPa, 0,2% do produto da resistência ao escoamento de 206 a 338 MPa e a porcentagem de alongamento ficou entre 2,49% e *10,58%*. O aumento de impurezas como nitrogênio e oxigênio melhoram as propriedades de resistência a tensão, mas diminui consideravelmente a dutibilidade e aumenta a fragilidade. Os autores concluíram que melhor resistência à tração foi obtida quando utilizou 305 V e 12 ms, 310 V e 10 ms para 0.2% da resistência ao escoamento e 300 V e 12 ms para melhor porcentagem de alongamento. A voltagem foi o único fator significante que influenciou a resistência à tração e a resistência de união. Um aumento da voltagem conduz a maior profundidade de soldagem. A duração não influenciou a resistência das uniões soldadas a laser. 300V /1 2ms resultou em ótimas condições de soldagem, fornecendo quantidades adequadas de nitrogênio e oxigênio na área da soldagem para permitir melhores propriedades físicas.

Em 1999, **BERGENDAL & PALMQVIST** através de um estudo longitudinal de 5 anos compararam clinicamente infra-estruturas de titânio soldadas a laser com infra-estruturas de ouro. A taxa de sucesso para os implantes foi de 98,6% para as infra-estruturas de titânio e 99% para infra-estruturas de ouro. Porém, esta diferença não foi estatisticamente significante. Mais fraturas de infra-estruturas de titânio

ocorreram, comparadas com as infra-estruturas de ouro, no entanto, nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada. O número de fratura na resina e nos dentes artificiais foi maior nas infra-estruturas de titânio. Segundo os autores, pelo fato dos técnicos não estarem familiarizados com a fabricação de próteses fixas de titânio na ocasião deste estudo pode ter contribuído para estas complicações.

No mesmo ano, **ÖRTORP *et al.*** realizaram um estudo clínico e radiográfico desenvolvido durante cinco anos de uso de próteses implanto-suportadas soldadas a laser. Os autores compararam os resultados deste estudo, com infra-estruturas fundidas pela técnica convencional em liga de ouro. Um total de 155 pacientes recebeu infra-estruturas em titânio soldadas a laser e o grupo controle consistiu de 53 pacientes com infra-estruturas em liga de ouro. Segundo os autores, os resultados mostraram uma taxa de sucesso para ambos os grupos. No entanto, observaram que houve uma perda óssea cervical de aproximadamente 0,5 mm ao redor dos implantes. As complicações mais comuns para o grupo teste foram fratura dos dentes ou resina, inflamação gengival e fratura da estrutura metálica (10%). Os autores concluíram que as infra-estruturas de titânio soldadas a laser constituem uma alternativa confiável na construção de próteses sobre implantes.

SOUZA *et al.*, em 2000, avaliaram a microestrutura e a dureza de uma liga metálica odontológica de Au-Pd utilizada na confecção de próteses sobre implantes, quando submetidas aos processos dc soldagem a laser e brasagem. A soldagem a laser foi realizada em uma máquina de soldagem Dentaurum DL 20002S que utiliza um cristal Nd:YAG ("Neodímio e Ytrium Aluminium Gamet") como fonte de laser e uma tensão de 31 ON durante 1 Oms. Segundo os autores, era importante

avaliar como o calor fornecido durante a soldagem afetaria a microestrutura do material. Assim, foram estudados os efeitos da energia de soldagem fornecida em cada processo sobre a microestrutura e a dureza, bem como, suas vantagens e desvantagens. Verificaram que na brasagem, o metal-base e o cordão de solda apresentaram microestruturas distintas, e na soldagem a laser a microestrutura da liga apresentava três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal-base. Neste estudo, os autores concluíram que: 1- na soldagem por brasagem da liga Au-Pd, obteve-se uma microestrutura granular de maior dureza do que o metal-base; 2- na soldagem a laser a liga Au-Pd, obteve-se uma microestrutura dendrítica refinada no cordão de solda, de menor dureza do que o metal-base; 3- a microestrutura obtida na solda a laser foi conseqüência da alta velocidade de esfriamento do cordão de solda; e 4- na soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal-base, minimizando o tamanho da ZAC e as distorções nas peças protéticas, sendo esse processo mais adequado do que a brasagem para aplicações odontológicas.

BERTRAND et al., em 2001, avaliaram a precisão, qualidade e reprodutibilidade da técnica de soldagem a laser aplicada as ligas dentais não preciosas. Segundo os autores, as principais vantagens desta técnica para união de estruturas metálicas protéticas são: 1- economia de tempo laboratorial, pois a soldagem é feita diretamente sobre o modelo de trabalho; 2- correção de imprecisões causadas por erros na moldagem de transferência e/ou das distorções geradas no processo de fundição; 3- possibilidade de soldar regiões próximas às áreas com revestimento estético, sem afetá-los; 4-potencialmente, todos os metais podem ser soldados por esta técnica, particularmente o Ti e suas ligas; 5 – alta

resistência mecânica das regiões soldadas para todos os metais.

Processo de eletroerosão para redução de desajustes marginais

Em 1992, **VAN ROEKEL**, apresenta a técnica Electrical Discharge Machining (EDM) para criar um ajuste passivo entre a barra da infra-estrutura protética e a supraestrutura removível. Esta tecnologia tem sido utilizada pela indústria a muitos anos, sendo relatada na Odontologia em 1982. Na Europa este processo é mencionado como erosão de faíscas. E pode ser definido como um processo que remove pequenas quantidades de metal através de faíscas elétricas em um meio contendo líquido dielétrico sob condições rigorosamente controladas. Para o autor, as desvantagens desta técnica incluem o custo do equipamento e o fato dele requerer muita atenção e cuidado durante a execução dos procedimentos laboratoriais. Concluiu-se que o tipo de prótese apresentada neste trabalho não é uma alternativa de tratamento para todo tipo de paciente, no entanto, pode ser indicada para solução de problemas estéticos e fonéticos.

Segundo **WEBER & FRANK**, em 1993, as ligas de metais básicos foram introduzidas na Odontologia na década de 30. Devido à algumas propriedades vantajosas como, baixa condutibilidade térmica, alta resistência e baixo custo, estas ligas foram substituindo gradualmente as ligas com alto conteúdo de ouro. A eletroerosão surge na Odontologia em 1982 como uma outra grande evolução. O processo é acompanhado de descargas elétricas em forma de "relâmpagos" geradas entre um eletrodo de cobre ou grafite e a restauração. Minúsculos pedaços de liga são fundidos pelo calor dc 3000° a 5000° C gerado. A eletroerosão remove

pequenas quantidades de metal sob proteção de um líquido dielétrico até que um ajuste preciso da peça seja alcançado. Esta técnica além de ser utilizada para melhorar a adaptação marginal de coroas e próteses sobre implantes, também é usada em encaixes de precisão para próteses parciais fixas, associadas às próteses parciais removíveis.

Em 1997, **EVANS** descreve a eletroerosão como uma alternativa para correção de discrepâncias no assentamento de restaurações implanto-suportadas durante a prova clínica. Para o autor, a desadaptação da restauração pode resultar em fratura do parafuso de ouro, do parafuso do intermediário ou do próprio implante, podendo também levar a perda da osseointegração. Ë fundamental uma avaliação cuidadosa da prótese durante a prova clínica, já que procedimentos clínicos e laboratoriais imprecisos podem contribuir para a desadaptação da mesma. Quando discrepâncias no assentamento são detectadas, freqüentemente as infra-estruturas são secionadas e soldadas, e muitas vezes o material de revestimento estético precisa ser removido para proporcionar acesso a soldagem. Isto implica em maior custo, maior consumo de tempo e maior número de retornos do paciente. Como alternativa, o processo de eletroerosão ou descarga elétrica pode ser usado para melhorar o contato circunferencial da interface entre a estrutura metálica e o intermediário. O processo de Electrical Discharge Machining (EDM) é um procedimento relativamente rápido que pode ser realizado durante a prova clínica, pode eliminar os procedimentos de secionamento e soldagem e evitar a remoção do material de revestimento estético. Segundo o autor, no processo de EDM são usadas descargas elétricas de alta energia para melhorar a precisão de componentes metálicos. Neste procedimento, a energia elétrica é gerada entre o

eletrodo de grafite ou cobre e a peça metálica provocando pequenas corrosões no metal. Com esta corrente elétrica, é produzida uma temperatura de 3000° a 5000° C. A peça metálica é maquinada com a forma negativa da configuração do eletrodo. O processo ocorre com a peça submersa em um líquido dielétrico, que simultaneamente funciona como um isolante, condutor e refrigerante. A descarga elétrica ocorre com uma freqüência de 250.000 vezes por segundo e tem reportado uma exatidão de 0,0 μm. A existência da porcelana ou resina na restauração não é afetada pelo processo de EDM porque o calor não é transferido para a restauração. O processo de eletroerosão pode ser utilizado para refinar irregularidades de fundição de pilares do tipo UCLA para implantes, assim como, também pode ser usado com sistemas que incorporam outros tipos de pilares.

RUBELING, em 1999, através de um caso clínico, aplicou o processo de eletroerosão em uma restauração implanto-suportada retida por parafusos com a finalidade de melhorar a precisão de adaptação. Esta técnica promove uma melhora significativa no assentamento passivo dos elementos protéticos. E trabalha com qualquer tipo de metal, incluindo o titânio. Segundo o autor, com o uso desta tecnologia, as barras serão usinadas e adaptadas ao modelo de trabalho e uma adaptação absolutamente passiva será previsivelmente alcançada.

Em 2001, **BERNARDON** avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas sobre implantes fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão. A partir de uma matriz metálica com cinco implantes (3,75 x 13 mm), obteve-se um modelo mestre onde foram incorporadas réplicas de implantes em aço inoxidável, e então realizados os procedimentos de

enceramento, inclusão e acabamento das estruturas metálicas. Foram enceradas vinte amostras e fundidas em titânio comercialmente puro (Rematitan — Dentaurum — Pforzheim- Alemanha), sendo avaliadas por meio de inspeção microscópica. O autor concluiu que: 1 – as estruturas fundidas em monobloco com eletroerosão e estruturas soldadas a laser; 4- a associação das técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, mostrou o melhor resultado com relação a adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados.

CONCLUSÃO

O trabalho em questão, através de um apanhado de antecedentes na literatura, procurou determinar a precisão de assentamento de infra-estruturas sobre implantes osseointegrados, visando assegurar o sucesso da reabilitação com próteses de múltiplos elementos.

Verificou-se que diversos foram os autores (**KALLUS & BESSING,** 1994; **APARÍCIO,** 1994; **HELLDÉN & DÉRAND,** 1998) que relataram que o sucesso longitudinal das reabilitações protéticas sobre implantes depende do assentamento passivo das estruturas metálicas sobre estes. Cada um dos passos envolvidos na fabricação das peças tem influência no resultado final de adaptação.

O perfeito ajuste de infra-estruturas protéticas sobre implantes - pelos métodos clínicos e laboratoriais disponíveis até então - permanece utópico. (**KAN *et al.,*** 1999; **WEE *et al.***, 1999; **ROMEO *et al.,*** 2000; **SAHIN & CEHRELI**, 2001). Contudo, verificou-se que várias são as tentativas que buscam melhorar a adaptação. **SCHIFFLEGER** *et al.*, (1985) relataram que a distorção na prótese fixa aumentava conforme o aumento do número de elementos. Próteses extensas secionadas e soldadas apresentavam melhor assentamento do que fundidas em monobloco. **RUBLIN** (1999) e **BERNARDON** (2001) obtiveram melhora significativa na adaptação de peças quando as estruturas fundidas (em monobloco ou soldadas) eram submetidas ao processo de eletroerosão.

Assim pôde-se concluir que estruturas protéticas de múltiplos elementos sobre implantes osseointegrados apresentam melhor adaptação quando secionadas e soldadas a laser na comparação com a fundição tipo monobloco. Além disto, quando se associa processos como a eletroerosão, a adaptaçcão é significativamente melhorada.

Referências Bbliográficas

APARICIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brànemark osscointegrated implants: a two-year report. ***Int J Periodontícs Restorativelllent,*** Carol Stream, v.14, *n.5,* p. 405-419, Oct. 1994.

BERGENDAL, B.; PALMQVIST, S. Laser—welded titanium frameworks for implant-supported fixed prostheses: A 5-year report. ***Int J Oral Maxillofac Implants,*** Lombard, v.14, n.1, p.69-71, Jan./Feb. 1999

BERNARDON, T.; NÓBILO, M. A. de A. ***Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas a soldagem a laser e eletroerosão através do assentamento passivo.*** Piracicaba, 2001. 98p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

BERTRAND, C. *et ai.* The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. ***BrDent J,*** London, v.190, *n.5,* p.255-257, Mar. 2001.

BRÂNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. ***J Prosthet Dent,*** Saint Louis, v.50, n.3, p.399-410, Sept. 1983.

CARVALHO, M.C.A. ***Avaliaçâo in vitro, por MEV da interface implante/componente protético (gold UCLA e UCLA caícinável) fundidos em Ti cp e NiCrTiMo,*** São Jose dos Campos, 2002. 125p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

CHAI, T.; CHOU, C.K. Mechanical properties of lase-welded cast titanium joints under different conditions. ***J Prosthet Dent,*** Saint Louis, v.79, n.4, p.4.77-4813, Apr. 1998.

CRAIG, R.G. *et al.* ***Restorative dental materiais.*** 10th ed. Saint Louis: Mosby, 1997. p.428-4.32.

EVANS, D.B. Correnting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. ***J Prosthet Dent,*** Saint Louis, v.77, n.2, p.2l2-215, Feb. 1997.

GORDON, T. E.; SMITH, D. L. Laser welding of prosthesis — an initial report. ***J Prosthet Dent,*** Saint Louis, v.24, n.4, pAJ2-476, Oct. 1970.

HUSSAINI., 5.; WONG, T. One clinical visit a multiple implant restoration master cast fabrication. ***J Prosthet Dent,*** Saint Louis, v.78, n.6, p.55O-553, Dec. 1997.

HELLDÉN, L.B.; DÉRAND, T. Deseription and evaluation of a simplified method to aehieve passive fit between east titanium frameworks and implants. ***Int J Oral*** *Maxiilofac* ***Implants,*** Lombard, v.13, n.2, p.l9O-l96, Mar./Apr. 1998.

JEMT, T. Failures and complications in 391 eonsecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws; a study of treatment from Ihe time of prosthesis placement lo the first annual checkup. *ml* ***J Oral Maxlllofac Implants,*** Lombard, v.6, n.3, p.27O-276, Fall1991.

JEMT, T.; LILNDÉN, B. Fixed implant-supported protheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent,* Carol Stream, v.12, n.3, p.l77-l83,1992.

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. . ***ful J Oral Maxillofac Implants,*** Lombard, v.1 1, n.5, p.62O-625, Sept./Oct. 1996.

JEMT, T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. ***Int J Oral Maxilofac Implants,*** Lombard, v.1 1, n.2, p.l5l-l58, Mar.! Apr. 1996.

JOHANSSON, O.; PALMQVIST, S. Complieations, supplementary treatment and maintenance in edentulous arches with implanl supported fixed prostheses. ***Int J Prosthodont,*** v.3, n.l, p.89-92, 1990.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. ***mnt J Oral Maxillofac mmplants,*** Lombard, v.9, n.2, p.l69-l78, Mar. 1994.

KAN, J.Y.K. *ei ai.* Clinical methods for avaluating implant framework fit. ***J Prosthet Dent,*** Saint Louis, v.81, n.1, p.7-113, Jan. 1999.

LUCAS , L. C.; LEMOS, J. E. Biodegradation of restorative metailic systems. ***Adv Dent Res,*** Washington, v.6, p.32-137, Sept. 1992.

LAUTENSCHLAGER, E. P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. ***Int Dent J,*** London, v.43, n.3, p.245-253, June 1993.

MAY, K.B. *et al.* The precision of fit al Ihe implant prosthodontic interface. ***J Prosthet Dent.,*** Saint Louis, v.77, n.5, pA97-5O2, May. 1997.

ORTORP, A. *et al.* Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in Ihe edentulous mandible: a 5-year foliow-up study. *ml* ***J Prosthod,*** Lombard, v.12, n.1, p.65-72, Jan. 1999.

PARR, G.R. *et al.* Titanium: The mystery metal of implant dentistry. dental materiais aspects. ***JProsthetDent,*** Saint Louis, *v.54,* n.3, p410-414, Sept. 1985.

RIEDY, S.J. *et al.* Fit of implant frameworks fabrieated by different techniques. ***J Prosthet Dent.,*** Saint Louis, v.78, n.6, p.596-604, Dec. 1997.

ROMERO, G. G. *et al.* Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. ***J prosthet Dent,*** Saint Louis, v.84, n.6, p.6O2-6O7, Dec. 2000.

RUBELING, G. New techniques in spark erosion: The solution lo na accurately fitting screw-retained implant restoration. ***Quintessence mnt,*** Berlin, v.30, n.1, p.13 8-48, Jan. 1999.

SAHIN, 5.; ÇEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: eurrent status. ***Implant Dent,*** Baltimore, v. 10, n.2, p.85-9O, 2001.

SCHIEFFLEGER, B.E. *ei ai.* Comparison of aecuracy of multiunit one-piece castings. ***J ProsthetDent,*** Saint Louis, *v.54,* n.6, p.770-776, Dec. 1985.

SERTGÓZ, A. Finite element anaiysis study of lhe effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. ***mnt J Prosthodont,*** v. 10, n. 1, p.19-27, 1997.

SJOGREN, O. *et al.* Laser welding oftitanium in dentistry. ***Acta Odctntol Scand,*** Oslo, v. 46, n.4, p.242-253, Aug. 1988.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. ***J Prosthet Dent,*** Saint Louis, v.49, n.6, p.843-848, June. 1983.

SOUSA, de A. ***Análise do assentamento passivo de infra-estruturas em titânio e llga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas a soldagem a laser.*** Piracicaba, 2001. lll3p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

SOUZA, P.C.R.D., *et ali.* Soldagem na Odontologia: Estudo de uniões soldadas empregando laser e brasagem. ***RevAssoc Paul*** *CirDent,* São Paulo, v.54, n.6, p. *470-475,* Nov./Dez. 2000.

TAMBASCO, J. *et al.* Laser welding in the dental laboratory: na altemative to soldering. ***J Dent Technol,*** Mclean, v.13, n.4, p. 23-3 1, May 1996.

VAN ROEKEL, N.B. Electrical discharge machining in dentistry. ***Int J Prosthod,*** Lombard, v.5, n.2, p.l 14-121, Mar./Apr. 1992a.

WANG, R.R.; FENTON, A. Titanium for prothodontic applications: a review of the literature. ***Quintessence Int,*** Berlin, v.27, n.6, p.401-408, June 1996.

WANG, R.R.; WELSCH, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding and infrared brazing. ***J Prosthet Dent,*** Saint Louis, v.74, n.5, p.521-530, Nov. 1995.

WASKEWICZ, G.A. *et al.* Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from afixed prosthesis attached to osseointegrated implants. ***Int J Oral Maxilofac Implants,*** Lombard, v.9, n.4, p.405-411, 1994.

WEBER, H.; FRANK, G. Spark erosion procedure: a new method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. ***J Prosthet Dent,*** Saint Louis, v.69, n.2, p.222-227, Feb. 1993.

WEE, A.G. *et al.* Strategies to aehieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. ***Int J Prosthod,*** Lombard, v.12, n.2, p.167-178, Mar./Apr. 1999.