



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



TATIANA BERNARDON SILVA

Cirurgiã-Dentista

**INFLUÊNCIA DE COMPONENTES PROTÉTICOS, SOLDAGEM A
LASER E ELETROEROSÃO NA PASSIVIDADE DE PRÓTESES
SOBRE IMPLANTES**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica, Área Prótese Dental.

**PIRACICABA-SP
2003**

TATIANA BERNARDON SILVA

Cirurgiã-Dentista

**INFLUÊNCIA DE COMPONENTES PROTÉTICOS, SOLDAGEM A
LASER E ELETROEROSÃO NA PASSIVIDADE DE PRÓTESES
SOBRE IMPLANTES**

Orientador: **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo**

Banca Examinadora: **Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser**

Prof. Dr. Paulo Sérgio Nadin

Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica, Área Prótese Dental.

PIRACICABA-SP

2003

Ficha catalográfica

“...teu destino está constantemente sob teu controle.

Tu escolhes, recolhes, eleges, atraís, buscas, expulsas, modificas

tudo aquilo que te rodeia a existência.

Teus pensamentos e vontades são a chave de teus atos e atitudes...

São as fontes de atração e repulsão na tua jornada vivência.

Não reclames nem te faças de vítima.

Antes de tudo, analisa e observa.

A mudança está em tuas mãos.

Reprograma tua meta, busca o bem e viverás melhor.

Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo,

qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim.”

(Chico Xavier)

A Deus, força máxima, presença constante em todos os momentos da minha vida...

A minha filha Gabriela, coisa pequenina, centelha divina, luz da minha vida...

“Gabrielinha que graça é você, uma coisinha assim começando a viver, fique assim meu amor sem crescer, porque o mundo é ruim e você vai sofrer de repente uma desilusão... E se lembre de mim, pelas coisas que eu dei, e também não se esqueça de mim, quando você souber em fim de tudo o que eu amei...”

Aos colegas na vida e na profissão, que através de esforços e renúncias fazem de suas vidas a busca de novos caminhos... novas verdades...

Dedico esta tese.

Agradecimentos

Ao meu orientador e amigo Mauro Nóbilo pela paciência e compreensão, pelo apoio na hora certa, pela seriedade na hora certa e pelas brincadeiras na hora certa...

A meus pais, aos quais devo tudo que sou, pois cada um do seu jeito sabe me mostrar um pouco da vida.

A meus irmãos Juli e Maninho que são as pessoas mais especiais neste mundo para mim...

A meus irmãos Dudú e Leléó simplesmente por existirem e encherem a vida da gente de alegria.

A meus cunhadinhos Tio Márcio e Tia Ianinha, é tão bom tê-los na nossa família!

A minha vizinha Alzira madriarca da família e suporte de todos...

A minha amiga Samira que apesar da distância continua sendo minha irmã do coração.

A minha família em Aracajú, minhas amigas do coração Tia Jú e Luciana Ramalho pelo apoio nos momentos mais difíceis.

Aos colegas e amigos da Universidade Tiradentes Amália, Fábio e Eleonora, Paulo, Ricardo, Ramon, Sandrinha, Mirabeau, Sérgio, Frederico, Mara, Alexandre, Heloísa, Cristiane, Almira pois sempre vou carregar comigo um pouco do que pude aprender com cada um de vocês.

Aos amigos Suzane e Luca. Em especial a Su pela análise estatística.

Aos amigos do doutorado Juliana Moura e Edwin.

A banca do exame de qualificação composta pelos professores doutores: Luis Alexandre Paulillo, Célia Marisa Rizzatti Barbosa e Rafael Consani, pela valiosa contribuição a este trabalho.

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba e seus dirigentes pelo suporte imprescindível a realização deste doutorado.

A Conexão Sistemas de Prótese (São Paulo – SP) pelos componentes protéticos utilizados neste trabalho.

A Prof^ª. Dr^ª. Altair Antoninha Del Bel Cury pela utilização do laboratório de Prótese Parcial Removível.

A Prof^ª. Dr^ª. Célia M. R. Barbosa pela utilização do microscópio mensurador.

Ao Prof. Dr. Guilherme E. P. Henriques pelos equipamentos de fundição e eletroerosão.

A Fapesp pelos equipamentos de soldagem a laser.

A banca examinadora desta tese.

*“É assim que fazemos as pazes
com o nosso tempo:*

*recolhendo estórias -
fazendo história –*

*e riscando caminhos com a lúcida intuição
dos que se movimentam com esperança.”*

(Flávio Koutzi)

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	3
1. INTRODUÇÃO	5
2. REVISÃO DA LITERATURA	9
3. MATERIAL E MÉTODOS	49
4. RESULTADOS	71
5. DISCUSSÃO	77
6. CONCLUSÃO	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	87
APÊNDICE	97

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar o assentamento passivo de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, utilizando pilares UCLA e esteticone, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem *laser*, antes e após a eletroerosão ou EDM (Electrical Discharge Machining) através da análise das discrepâncias marginais. Quarenta infra-estruturas foram confeccionadas a partir de um modelo mestre metálico com cinco implantes e fundidas em titânio comercialmente puro. As amostras foram divididas em oito grupos: G1 - 10 estruturas fundidas em monobloco com pilar UCLA, G1 + EDM, G2 - 10 estruturas fundidas com pilar UCLA e seccionadas em 4 pontos e submetidas à soldagem laser, G2 + EDM, G3 - 10 estruturas fundidas em monobloco com pilar esteticone, G3 + EDM, G4 - 10 estruturas fundidas com pilar esteticone e seccionadas em 4 pontos e submetidas à soldagem laser, G4 + EDM. Os diferentes graus de adaptação marginal entre *abutment* tipo UCLA/implante e *abutment* esteticone/infra-estrutura foram avaliados antes e após a eletroerosão aferindo-se as discrepâncias marginais no implante (IC) e nos distais (ID), utilizando microscópio óptico com precisão de 0,0005 mm. Os resultados, G1 (IC 170 μ m e ID 472 μ m); G1+EDM (IC 56 μ m e ID 154 μ m); G2 (IC 65 μ m e ID 155 μ m); G2 +EDM (IC 28 μ m e ID 59 μ m); G3 (IC 241,7 μ m e ID 321,15 μ m); G3+EDM (IC 141,1 μ m e ID 140,35 μ m); G4 (IC 156,9 μ m e ID 111,1 μ m); G4 + EDM (IC 80,25 μ m e ID 53,1 μ m) foram submetidos ao teste não-paramétrico *Mann-Whitney*, não sendo encontrada diferença apenas entre G1+EDM e G2 e G3+EDM e G4. **PRÓTESE SOBRE IMPLANTE - ASSENTAMENTO PASSIVO - SOLDA LASER – ELETROEROSÃO.**

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

ABSTRACT

The aim of this work was to evaluate the passive fit of fixed implant-supported prosthesis titanium frameworks cast in one-piece and laser welded, before and after the spark erosion or EDM (Electrical Discharge Machining) procedure utilizing abutments UCLA and estheticon. Forty specimen were fabricated from a master model with five implants placed parallel in the inter foramen region, and cast in commercially pure titanium Ti c.p. The specimens were divided into eight groups: G1 – 10 specimen cast in one-piece with UCLA abutment, G1 after EDM, G2 - 10 specimen cast with estheticon abutment, sectioned in four pieces and laser welded, G2 after EDM, G3 – 10 estheticone specimen cast in one-piece, G3 after EDM, G4 - 10 estheticone specimen cast, sectioned in four pieces and laser welded and G4 after EDM. The passive fit between the UCLA abutment framework and the implant or estheticon abutment and framework were evaluated before and after the spark erosion procedure, tightening 10N in the titanium screw of the extremity distal implant, measuring the gaps at the central and distal implants, using a optical microscope with 0.0005mm accuracy. The results G1 (CI 170 μ m e DI 472 μ m); G1+EDM (CI 56 μ m e DI 154 μ m); G2 (CI 65 μ m e DI 155 μ m); G2+EDM (CI 28 μ m e DI 59 μ m); G3 (IC 241.7 μ m e ID 321.15 μ m); G3 + EDM (CI 141.1 μ m e DI 140.35 μ m); G4 (CI 156.9 μ m e DI 111.1 μ m); G4 + EDM (CI 80.25 μ m e DI 53.1 μ m), were submitted to statistical analyses by means of Mann – Whitney test, showing differences among G1 and G1+EDM, G1 and G2, G1 and G2+EDM, G1+EDM and G2+EDM, G3 and G3+EDM, G3 and G4, G3 and G4+EDM, G3+EDM and G4+EDM. **FIXED IMPLANT-SUPPORTED PROSTHESIS - LASER WELDING - SPARK EROSION - PASSIVE FIT.**

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

1 – INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da osseointegração na Odontologia tem influenciado de maneira marcante e aumentado a perspectiva da Implantodontia, bem como, melhorado a qualidade de vida de muitos pacientes completamente edêntulos (BRÄNEMARK, 1983).

O grande número de aplicações clínicas dos implantes tem levado a muitas investigações científicas, o que tem contribuído para a evolução do sistema de osseointegração, concepções de tratamento e o uso da técnica de fabricação da estrutura protética. Durante três décadas, a importância do aspecto biomecânico do tratamento por implantes tem sido enfatizada e medidas de segurança têm sido sugeridas e aplicadas no controle da biomecânica das cargas sobre implantes dentais (SAHIN & CEHRELI, 2001).

Existe uma íntima relação entre a correta distribuição das forças entre os componentes do tratamento com implantes e a adaptação na interface proporcionada pela estrutura protética. Devido ao fato do implante estar rigidamente ligado ao osso, qualquer desadaptação protética, gerará a dissipação de forças tanto nos componentes protéticos, como no próprio implante e osso subjacente. Nos dentes, pequenos graus de desadaptação são compensados pelos micromovimentos originados pela presença do ligamento periodontal, tanto no sentido buco-lingual (56 e 108 μm) como ocluso-apical (28 μm) (APARICIO, 1994; APARICIO, 1995; HELLDÉN & DÉRAND, 1998).

Dependendo do grau de desadaptação da estrutura protética sobre os implantes, podem ocorrer complicações biológicas e mecânicas desde a fratura do parafuso de fixação,

fratura da peça protética (espessura inadequada), fratura do implante, dor até perda da osseointegração (GOLL, 1991).

Apesar de componentes pré-fabricados produzirem melhores adaptações (GOLL, 1991), quando da reabilitação de pacientes desdentados totais, existe muitas vezes, até por questões econômicas, a necessidade de se confeccionar estruturas protéticas fundidas. Nestes casos, é grande a dificuldade da obtenção de peças bem adaptadas, pois, muitas são as variáveis clínicas e laboratoriais envolvidas na sua confecção (JEMT *et al.*, 1996). Desde a localização dos implantes, precisão da técnica de moldagem, procedimento de inclusão, expansão do material de revestimento, contração do metal, extensão da peça protética, entre outros. A maioria dos insucessos, estão ligados à confecção de monoblocos fundidos, próteses múltiplas fundidas em peça única (JEMT & LINDEN, 1992; RIEDY *et al.*, 1997).

Dentre os metais utilizados na fabricação de peças protéticas implanto-suportadas, o titânio com suas características de biocompatibilidade, resintência à corrosão, dureza e baixo custo, tem se tornado uma alternativa viável, desde que novas tecnologias foram desenvolvidas para sua correta utilização. Peculiaridades deste metal como alta afinidade pelo oxigênio e reatividade à altas temperaturas, pobre adaptação marginal (TAIRA *et al.*, 1989), impediam seu uso pelas técnicas convencionais de fundição e soldagem (HAMANAKA *et al.*, 1989; HERO *et al.* 1990; WANG & WELSCH, 1995; WANG & FENTON, 1996; NAKAJIMA & OKABE, 1996; SERTGÖZ, 1997).

Neste contexto, a adaptação marginal da prótese em reabilitações com implantes está diretamente ligada a passividade ou não desta peça protética sobre os mesmos. No entanto, valores citados que quantifiquem níveis de adaptação compatíveis com a passividade ainda estão baseados em estudos empíricos (SKALAK, 1983). Métodos cientificamente aceitos vêm sendo desenvolvidos para que se estabeleça um guia para as aplicações clínicas (JEMT *et al.*, 1996; TAN *et al.*, 1993).

Por outro lado, é unânime a opinião dos autores de que as discrepâncias marginais devem ser minimizadas buscando-se um assentamento passivo destas próteses. (ROMERO *et al.*, 2000). Entre as possibilidades para se solucionar o problema de desadaptação, estão o seccionamento e soldagem da peça e/ou aplicação da eletroerosão (WASKEWICS *et al.* 1994; WEE *et al.*, 1999).

A técnica de soldagem apresenta a vantagem de trabalhar com segmentos da prótese, os quais permitem, além da melhor adaptação, a distribuição uniforme das forças, minimizando traumas ou falhas na mesma (SOUSA *et al.*, 2000). A soldagem a laser foi sugerida neste trabalho, por se tratar de estruturas protéticas fundidas em titânio, este sistema permite um ambiente inerte em atmosfera de gás argônio que evita a reatividade do metal com o oxigênio, não afetando suas propriedades (SJÖGREN *et al.*, 1988; YAMAGISHI *et al.*, 1993; BERG *et al.*, 1995; CHAI & CHOU, 1998; WANG & CHANG, 1998).

A eletroerosão foi introduzida na Odontologia em 1982. Este processo é utilizado na fabricação de *attachments* de precisão, *copings* de titânio, correção de

imprecisões e refinamento de irregularidades em próteses sobre implantes (SCHMITT *et al.*, 1995; EVANS, 1997). Essa técnica permite a obtenção de níveis aceitáveis de adaptação sem que a peça seja seccionada, isto é, pode ser aplicada sem afetar a resistência da peça mesmo após a aplicação do material estético. Este método usina, através de descargas elétricas, pequenas e seletivas quantidades de metal até que a configuração desejada dos componentes seja obtida, isto é, até que todos estejam adaptados aos eletrodos de cobre, que são réplicas dos implantes, responsáveis pela condução de energia elétrica ao longo de toda peça protética obtendo-se níveis aceitáveis de adaptação (VAN ROEKEL, 1992a e b; WEBER & FRANK, 1993).

O objetivo deste estudo foi avaliar a efetividade do seccionamento e soldagem e da eletroerosão na melhora da adaptação marginal de prótese fixas implanto-suportadas fundidas em titânio utilizando como componentes protéticos os pilares UCLA e esteticone.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

2.1) FUNDIÇÃO

O processo de fundição de metais em odontologia foi revolucionado por TAGGART em 1907, quando este confeccionava um padrão de cera, provava e ajustava diretamente na boca do paciente. E depois, eliminava esta cera através do calor, fundia o ouro em uma chama de óxido nitroso e este preenchia o molde originando uma restauração metálica fundida. Esta técnica ficou conhecida como “técnica da cera perdida” que possibilitava a confecção de peças complexas.

YOUNG et al. , em 1987 afirmaram que a formação de ângulos vivos deve ser evitada em qualquer tipo de desenho de conduto de alimentação. Os autores avaliaram o efeito de três diferentes tipos de desenho destes condutos e constataram que a fusibilidade da liga poderia ser afetada por diversos fatores tais como seleção da liga, técnica e desenho de condutos, material de inclusão, procedimento de eliminação da cera e o processo de fundição.

2.2) TITÂNIO NA ODONTOLOGIA

KASEMO (1983) se propôs a discutir e identificar as propriedades sobre o preparo de implantes de titânio, composição química e cristalográfica da superfície do implante e as propriedades químicas, adesão e processo químico na interface inorgânica do tecido biológico. Descreve também alguns dos métodos experimentais que são usados para caracterizar esta interface. Na primeira etapa de preparo do implante, este era torneado em contato com a atmosfera o que provocava a oxidação extremamente rápida desta superfície. Fatores como pressão e velocidade de torneamento são responsáveis pela espessura da camada de óxidos formada. Os próximos passos consistiam da limpeza ultrasônica e autoclavagem. Este último produz o aumento significativo da camada de óxidos. A composição química da superfície está relacionada com a camada de óxidos e não com o metal em si. Diferentes tipos de adesão química ocorrem na superfície do implante, algumas irreversíveis e outras caracterizadas pela troca contínua de moléculas, conduzindo a um equilíbrio dinâmico. Vários óxidos estáveis eram formados, mas o mais comum era TiO_2 . Esta estabilidade gerada pela camada de óxidos conduz a um lento processo de dissolução desta, tardando o processo de corrosão do titânio. O autor concluiu que o processo biológico ocorrido pela introdução de um implante inorgânico é originado da inércia química que ocorre na interface entre o implante e os tecidos biológicos. Quando os implantes metálicos são usados, a interação química é determinada pelas propriedades na superfície do óxido e não pelas propriedades químicas do metal. O fator que contribui para resultados favoráveis relacionados com os implantes é a inércia química de seu óxido e algumas outras propriedades bioquímicas específicas do óxido.

PARR et al. (1985) publicaram um artigo enfocando a importância do titânio e suas ligas como materiais odontológicos. A partir de 1930 houve um processo tecnológico e iniciou-se a utilização cirúrgica de implantes metálicos. Os autores citaram que o sucesso dos implantes por um longo período estava relacionado com a biocompatibilidade do titânio e suas ligas, dureza, resistência ao desgaste, à fratura e à corrosão. Citaram ainda, que o titânio é o nono elemento mais abundante na crosta terrestre e o quarto elemento metálico estrutural, só perdendo posição para alumínio, ferro e magnésio. A maior parte do minério de titânio era convertido em pigmento para tinta sendo que apenas 5 a 10% utilizados na forma de metal. O elemento titânio dissolve vários outros elementos para formar ligas, entre eles prata, alumínio, arsênico, ferro, vanádio e zinco. A adição de carbono, oxigênio, nitrogênio e ferro melhoram as propriedades mecânicas do titânio puro. Tanto o titânio puro como suas ligas são facilmente passivados pela formação de uma camada estável de dióxido de titânio, fornecendo resistência à corrosão a este material. Estes óxidos tem a faculdade de reparar qualquer dano que possa ocorrer durante a inserção do implante, evitando o colapso corrosivo do titânio. Uma conclusão importante dos autores é que a eliminação de irregularidades de superfície e contaminações é importante quando o metal é preparado para implantação. Outra conclusão dos autores é que o titânio pode ser acoplado ao corpo com um metal igualmente passivo sem causar corrosão galvânica.

HAMANAKA et al. (1989) desenvolveram uma nova máquina para fundição do titânio e ligas de Ni-Ti para minimizar problemas inerentes à fundição destes materiais, como a reatividade a altas temperaturas, fácil oxidação e o fato de reagir com o cadinho e os componentes do molde. Outros autores citados neste artigo tentaram desenvolver

métodos de fundição, mas propriedades importantes das ligas como ductilidade foram consideravelmente diminuídas. Para a construção desta máquina os autores basearam-se em uma outra máquina previamente idealizada chamada de Castmatic (Iwatani & Co., Ltd., Osaka 541, Japan). A máquina consiste de uma câmara de fundição superior e uma câmara inferior com um sistema de pressão à vácuo com argônio. A capacidade para fundição de liga é de 100 g. Esta máquina tem dois cadinhos que permitem variar a quantidade de liga a ser fundida. Neste novo sistema, o gás foi removido quando o molde foi aquecido em um ambiente à vácuo, com isto, a oxidação do metal foi reduzida e a reação entre a liga e o molde foi diminuída. Quando o metal era injetado para dentro do molde, o gás argônio era novamente injetado na câmara superior para forçar o metal fundido em direção ao molde. Todas estas características desta máquina eram para proporcionar uma melhor fusibilidade e diminuir macro defeitos internos nas fundições. Os autores confeccionaram corpos de prova de titânio e de Ni – Ti fundidos nesta nova máquina, na Castmatic e em uma outra máquina. Nas radiografias as coroas de titânio puro apresentaram menor porosidade com o uso desta nova máquina. A fusibilidade da liga de Ni – Ti foi melhorada e defeitos de fundição foram melhorados quando a nova máquina foi usada. Outra característica importante desta máquina é permitir o uso de revestimento comuns à base de fosfato e sílica.

TAIRA et al. em 1989 se propuseram a investigar a estrutura metalúrgica, propriedades mecânicas e resistência à corrosão do titânio fundido e de algumas ligas selecionadas para avaliar sua utilidade. Os corpos de prova, hastes de 12,7mm de Ti puro e hastes de 6,35mm da liga Ti-6Al-4V, foram fundidos numa Castmatic (Iwatani & Co., Ltd.,

Osaka 541, Japan), máquina capaz de fundir num ambiente à vácuo inundado de argônio, sob um cadinho de cobre. Os corpos de prova foram polidos, devidamente radiografados e submetidos a ensaios mecânicos em uma máquina de ensaios universal (Instron) para determinar o módulo de elasticidade e o limite de resistência à tração. O próximo passo era cortar os corpos de prova, incluir em moldes de acrílico e polidos para avaliar a microdureza Vickers. Com as superfícies polidas, os corpos eram colocados em solução salina isotônica com dois pH diferentes para executar o ensaio de corrosão eletroquímica, mensurando-se o potencial após trinta minutos. Os resultados mostraram que as propriedades mecânicas do Ti puro são similares às das ligas de ouro tipo IV. Os valores para módulo de elasticidade coincidiam com a força retentiva necessária para se confeccionar grampos de prótese parcial removível ou uso em ortodontia. Os autores terminam concluindo que as ligas de titânio pode ser muito úteis devido ao fato de reduzirem o ponto de fusão do titânio, diminuindo os níveis de reação com o molde e porque a adição de outros elementos metálicos pode diminuir a reatividade do titânio com o oxigênio, características estas muito importantes para viabilizar o uso odontológico destas ligas.

HERO et al. (1990) enfocaram em seu estudo a influência de fatores como a pressão do argônio (utilizaram 50 e 400 torr, que correspondem a $0,068 \text{ Kg/cm}^2$ e $0,54 \text{ Kg/cm}^2$, respectivamente), utilização de saídas de escape e permeabilidade do revestimento (utilizaram um revestimento permeável e outro denso) no preenchimento do molde e porosidades das fundições de titânio. Para isto utilizou “copings” com 6.0 mm de diâmetro. O preenchimento do molde foi avaliado através de inspeção visual e as porosidades através de radiografias. Quando utilizou-se um revestimento denso e nenhum escape observou-se

incompleto preenchimento do molde, isto parece estar atribuído à excessiva pressão negativa, resultante da baixa permeabilidade do revestimento e pela falta destas saídas de escape. Para minimizar ou evitar os efeitos desta pressão negativa, é desejável a colocação de um número suficiente de saídas de escape para o gás argônio ou o uso de um revestimento altamente permeável. O maior número de porosidades foram encontradas quando a pressão do argônio foi de 400 torr e também quando revestimento permeável foi utilizado. Acredita-se que o aumento da pressão do argônio potencializa a interação deste gás com a cavidade do molde. Os achados sugerem que a expansão do argônio ao entrar na cavidade do molde, força o titânio fundido contra as paredes da cavidade, dividindo - as. Neste estudo a presença de porosidades foi um problema que desempenhou um papel dominante do que a falta de preenchimento do molde.

CARR & BRANTLEY em 1993 testaram a interface quando cilindros pré - fabricados de titânio e ligas nobres foram utilizados na construção de infra-estruturas protéticas para implantes em ligas nobres de alta e baixa - fusão. A proposta era tentar substituir o titânio pelas ligas nobres já convencionalmente utilizadas em odontologia. Os cilindros de titânio utilizados foram: um deles em titânio comercialmente puro e o outro compatível com a liga de Ti-6Al-4V. Na análise elemental com microscópio eletrônico de varredura e energia dispersiva espectroscópica da interface constatou-se que a união entre os metais titânio e ligas nobres de alta e baixa fusão não foi aceitável. Nesta interface ocorreu uma complexa interação metalúrgica, susceptível ao ataque químico provocando o aparecimento de porosidades. Ocorreram falhas coesivas na área da interação metalúrgica da interface e adesivas entre esta região e o cilindro. A interface entre os cilindros de metal

nobre e ligas nobres constituiu uma união aceitável, sendo a presença de falhas ,diminuta. Durante os testes mecânicos ocorreram falhas na interface do dois grupos envolvendo titânio, entretanto, não houve nenhuma deformação aparente nos grupos em que ligas nobres foram utilizadas.

LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN (1993) dissertaram sobre várias características do titânio e suas ligas e seu uso promissor para a odontologia. Apesar disto, enfatizaram a necessidade de aperfeiçoar as técnicas de união do titânio com a porcelana, resposta biológica e técnicas de fundição. Estes são tópicos muito complicados de se abordar devido a facilidade de contaminação do metal. Características como estar em abundância na crosta terrestre, ter peso leve, baixa densidade, alta resistência, alta proporção resistência/peso, baixa condutividade térmica, biocompatibilidade, foram também abordados pelos autores. A propriedade de biocompatibilidade se deve à formação de uma camada passivadora à base de óxido de titânio, especialmente inerte ao ataque eletroquímico (isto porque a liga de Co-Cr também era protegida por esta camada de óxidos), muito bem aderida ao metal de origem e que permitia íntimo contato entre as biomoléculas. É esta propriedade que tornou o titânio o material de escolha na fabricação de implantes em odontologia. Descreveram, ainda, sobre a transformação sofrida pelo titânio de fase α (hexagonal) para fase β (estrutura cristalina cúbica de corpo centrado) a 883°C, permanecendo nesta forma cristalográfica até a fusão a 1672°C. Outro fator muito bem lembrado pelos autores foi a melhora nas propriedades do titânio pela adição de alguns elementos como Al, Ga, Sn, C, O, N (estabilizadores da fase α , o que melhora o desempenho do metal a altas

temperaturas) ou ainda V, Nb, Ta, Mo (estabilizadores da fase β , a qual conduz a uma certa maleabilidade).

NEO et al. (1996) desenvolveram um estudo com o propósito de investigar as propriedades mecânicas das uniões soldadas de conectores de titânio. O titânio puro foi usado como controle. As soldas foram feitas pela técnica de soldagem à laser e gás tungstênio. Foi investigado também o efeito do calor das queimas de porcelana. As soldas à laser tiveram uma redução significativa na resistência à tensão final. O tratamento com calor não teve efeito no módulo de elasticidade e alongamento mas geralmente diminuiu a resistência à tensão das amostras de titânio soldadas à laser. Entretanto, continua maior que a solda convencional. As amostras soldadas com gás tungstênio tem resistência a tensão e módulo de elasticidade maiores que dos outros grupos. O alongamento do grupo controle foi maior, nos corpos soldados à laser, diminuiu. Os autores escreveram que a solda à laser é uma técnica que produz assentamento passivo em infra-estruturas de próteses sobre implantes. Ainda, que este tipo de solda tem resistência igual ou maior que soldas convencionais. A técnica com gás tungstênio pode também ser utilizada para unir componentes de titânio. Este processo une metais pelo aquecimento entre um eletrodo de tungstênio e a estrutura de metal. Na área a ser soldada, área do eletrodo e adjacentes são protegidas por gases inertes como argônio, hélio ou uma mistura de gases. Procedimento complicado pois qualquer contaminação pelo ar vai oxidar o metal no ponto de solda. Observou-se na análise fractográfica e fotomicrografia ótica que a profundidade de solda foi 0,68mm, insuficiente para produzir completa penetração da solda. Este fato, acarreta a

formação de crateras na solda, porosidades, o que provoca concentração de tensão, diminuindo a resistência da união soldada.

NAKAJIMA & OKABE em 1996 fizeram uma revisão de literatura sobre o uso do titânio em odontologia. Em sua pesquisa constataram ser os EUA o país que mais emprega este metal no meio odontológico, principalmente no campo das pesquisas. A revisão dos autores sobre fundição do titânio em odontologia iniciou com um trabalho onde os autores sugeriram o uso de uma máquina centrífuga para fundição do titânio pela indução de calor e uma câmara a vácuo. Mais tarde, outro trabalho, constatou e registrou a complexa reação do titânio com revestimento contendo cristobalita (Biovest, Dentsply), mas que houve menor reação do revestimento contendo sílica (Rema Exact, Dentaaurum). Outros esforços para pesquisar a fundição do titânio para odontologia iniciaram em 1984 na tentativa de desenvolver uma liga de titânio com baixa temperatura de fusão com resistência à corrosão e biocompatibilidade similares ao titânio comercialmente puro. Testou-se o assentamento de fundições em titânio puro e acharam níveis de adaptação menores que o normal, 100µm. Outros estudos registraram a técnica apropriada de se radiografar fundições de titânio puro de várias espessuras. Alguns estudos realizados avaliaram clinicamente o desempenho de infra-estruturas de próteses sobre implantes soldadas à laser e concluíram, após um ano, resultados favoráveis. Enfim, os autores desta revisão citam ser o Japão, o país que vem avançando em pesquisas sobre o titânio em odontologia.

VALLITTU & LUOTIO (1996) se propuseram a investigar a resistência à fadiga e deflexão e a dureza de superfície de barras de titânio grau 2, cobertas com uma

camada de liga de cobalto-cromo fundida pela técnica convencional da cera perdida. A força inicial que causou deflexão da barra de titânio foi 47,4N e para a barra com a fundição de Co-Cr foi 6,9N. A dureza superficial Vickers para a barra de titânio foi 329,8 enquanto que para a barra de titânio coberta com Co-Cr foi 178,0. A fundição de Co-Cr na superfície do titânio produziu uma dramática redução na resistência à fadiga das barras de titânio. Os autores relatam que isto é de natureza multifatorial: reação do titânio com o revestimento, mudanças na estrutura granular do titânio, reação do titânio com oxigênio e hidrogênio. Apesar da temperatura de fusão da liga de Co-Cr (1370° C) ser menor do que a do titânio puro (1660° C) a formação de granulações de superfície foi grande, mesmo que a temperatura de fusão do titânio não tenha sido atingida. A análise dos elementos acusou a presença de silicone na superfície da barra de titânio onde houve a fundição da liga. Isto se deve a reatividade do titânio com o revestimento o que acarretou uma diminuição da resistência à fadiga das barras de titânio. Com base nestes resultados, os autores concluíram que a hipótese da utilização destes dois metais foi descartada, que a resistência à fadiga da superfície de titânio com a fundição de Co-Cr foi consideravelmente diminuída, que a superfície de Co-Cr aumentou a rugosidade de superfície do titânio e ainda que com a utilização deste método quando as próteses são afetadas por forças ocorre a flexão destas.

WANG & FENTON (1996), em sua revisão de literatura sobre aplicação do titânio em odontologia enfatizam qualidades como baixo custo, biocompatibilidade e microdureza deste material. Paradoxalmente, os autores colocam que a camada de óxidos do titânio pode ser afetada por pelo uso excessivo de pastas profiláticas para polimento e aplicação tópica de flúor. Os autores concluíram que o uso deste metal em odontologia

ainda está em estágio de desenvolvimento. Alguns trabalhos da literatura indicam problemas com fusibilidade e porosidades. Outros, mostram que as fundições em titânio são aceitáveis clinicamente. Problemas associados com adesividade à porcelana e soldagem do titânio precisam ser resolvidos. Tentativas de substituir as ligas de ouro pelo titânio na indústria dental e laboratórios, tem ocorrido. A utilização deste metal entre os dentistas esbarra na falta de conhecimento sobre o metal e falta de estudos a longo tempo, dificultando este processo. O titânio é um material muito útil e barato, mas a tecnologia que envolve sua utilização é nova e cara (fabricação, fundição, aplicação da porcelana,...). O aumento de sua utilização depende de pesquisas clínicas e laboratoriais envolvendo o seu uso, para poder comparar sua efetividade com a de outros metais. Os autores encerram dizendo que o futuro deste metal é promissor para a odontologia.

CRAIG (1997), descreveu algumas características do titânio e suas ligas. Entre elas configuram a resistência à degradação eletroquímica, resposta biológica favorável, peso relativamente leve, baixa densidade, baixo módulo e elevada resistência. Estas características o tornam um material atrativo ou ainda um material de escolha em Odontologia. Por outro lado, existem alguns problemas relacionados ao uso do titânio, incluindo alto ponto de fusão, alta reatividade, baixa eficiência de fundição e dificuldade no acabamento do metal.

2.3) SOLDA LASER

GORDON & SMITH em 1970 fizeram um relato inicial sobre a soldagem à laser de próteses. Os autores citam que a primeira soldagem foi feita em 1968 em uma prótese parcial fixa de quatro elementos. A prótese foi soldada sobre o modelo mestre sem causar qualquer dano a este. Os tiros eram sobrepostos. Procedeu-se o polimento da união soldada, tendo-se o cuidado de remover a mínima quantidade de metal, e a camada de resina acrílica foi completada. Os autores observaram uma penetração da solda de 0,5 a 1 mm. Os valores designados pelos autores para a soldagem de próteses fixas especificamente foram 8,5 joules de nível de energia e 8 msec de pulso. Eles relatam sucesso em todas as próteses fixas soldadas à laser e ainda, casos de próteses parciais removíveis que deram certo. Os autores chamam a atenção para algumas vantagens que eles observaram no uso da solda à laser, como: pequena indução de distorção quando a peça é levada ao modelo mestre para soldagem, resistência da soldagem compatível com a do metal substrato, tempo curto de trabalho (aproximadamente 4 minutos para uma prótese parcial fixa de três elementos), adaptação superior da prótese, ser executável em metais não-preciosos, obtenção de vantagens estéticas e anatômicas como não obliteração da área interproximal, respeitando a papila interdental. E ainda, relacionaram que a correta construção da prótese é reflexo de uma moldagem exata, porque a soldagem é feita no modelo mestre, podendo assim minimizar distorções.

SJÖGREN et al. em 1988 fizeram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência à tensão, estresse e alongamento em amostras de titânio unidas por soldagem à

laser comparadas com barras em liga de ouro tipo III. O laser Nd:YAG foi utilizado para realização destas soldagens. Durante os testes de tensão todas amostras de titânio fraturaram na união soldada. As amostras apresentaram porosidades. As variáveis da solda como as indicadas para infra-estruturas de próteses sobre implante foram: nível de energia de 18J (o que equivale a 18 watt/seg), pulso com duração de 6msec, frequência de 10Hz e um total de 8 pontos de solda. Sabe-se que a variação nestas características pode provocar uma pronunciada influência nas propriedades mecânicas dos corpos soldados. 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. Em barras de 5mm de diâmetro uma penetração de solda de 0,9mm provavelmente é suficiente na maioria das situações clínicas.

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

lingualmente. Exigindo o refinamento dos componentes de titânio pré-fabricados. Estudos ainda são necessários para verificar a efetividade desta técnica por um longo período de tempo, principalmente propriedades como resistência à fadiga.

WANG & WELSCH (1995) desenvolveram um estudo no intuito de testar 3 métodos diferentes de soldagem do titânio e da liga de Ti-6Al-4V: soldagem com gás tungstênio, soldagem à laser e soldagem por radiação infra-vermelha. Os autores descrevem que a soldagem à 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. Foi executado um estudo piloto para determinar os parâmetros de soldagem usados. A colocação de um baixo nível de energia do sistema de soldagem à laser Nd:YAG (Lasag AG Corp., Thun, Suíça) não proveu calor suficiente para que o metal fundisse. Por outro lado, a aplicação de altos níveis de energia causaram a evaporação dos metais o que ocasionou a formação de superfícies côncavas. Foi então determinado um nível de energia de 18 J/pulso aplicados durante 2 Hz, com um pulso de 12 msec, para criar melhores interfaces de ligação. Os resultados mostraram que todas as uniões soldadas foram significativamente mais fracas do que o metal original (grupo controle sem solda). Os grupos soldados por radiação infra-vermelha tiveram os menores valores de resistência à tração e alongamento. Quando da análise no microscópio eletrônico, todas amostras soldadas à laser apresentaram ligação incompleta (áreas soldadas na periferia e uma região central sem solda), o que resultou em baixos valores de resistência à tração. Áreas sobrepostas de soldagem parecem ser a solução para este problema. Os maiores valores de

microdureza foram encontrados nas zonas afetadas pelo calor de Ti e Ti-6Al-4V nos 3 métodos utilizados, o que está relacionado a mudanças na microestrutura.

YAMAGISHI et al. (1993) em seu estudo, testaram as propriedades de placas de titânio soldadas à laser, modificando-se a atmosfera (ar ou argônio) debaixo da qual a irradiação é executada e a intensidade de irradiação, controlada pela regulação da voltagem e frequência do pulso. A taxa de gás argônio utilizada foi de 5 L/min. Por meio de radiografias excluiu-se peças que apresentavam fraturas. O laser utilizado foi Nd:YAG, com uma sobreposição de 70%. Os testes utilizados foram: dobramento em 3 pontos, teste de dureza Vickers e análise ao microscópio eletrônico de varredura. Este microscópio, detectou algumas falhas no interior das áreas irradiadas em atmosfera de ar, o que se deve a oxidação do titânio, que conduz a fraturas. O contrário ocorreu quando a atmosfera de argônio foi utilizada, pois a soldagem à laser do titânio foi efetiva neste caso. Observou-se uma relação significativa entre a resistência ao dobramento e atmosfera e intensidade de irradiação. Em ambas atmosferas, a resistência ao dobramento melhorou quando foi aumentada a energia de irradiação. Quando a irradiação foi diminuída, uma estrutura metalúrgica mecanicamente inferior foi observada. Os autores concluíram que mais pesquisas são necessárias para determinar qual a melhor relação entre os fatores intensidade e atmosfera de irradiação.

BERGENDAL & PALMQVIST (1995) fizeram um estudo envolvendo 19 centros de prótese da Suécia durante 2 anos. Os profissionais destes centros foram orientados a reabilitar seus pacientes portadores de implantes com infra-estruturas protéticas de titânio soldadas à laser com o objetivo de avaliar o seu desempenho clínico. O

grupo controle foram 91 pacientes reabilitados com 96 infra-estruturas implanto-suportadas fundidas em ligas nobres. Os pacientes foram informados do experimento com titânio e lhes foi dada garantia de 5 anos para fracassos técnicos associados. Foram avaliadas 100 próteses em 93 pacientes com idade média de 62 anos. As infra-estruturas de titânio foram projetadas e construídas de acordo com o sistema Procera. Os pacientes foram avaliados 3 meses, 1 ano e 2 anos após a colocação da prótese. Em todo experimento, apenas 11 implantes foram perdidos e uma infra-estrutura cada grupo, fraturou. Houve um número maior de fraturas na resina acrílica e dentes artificiais no grupo com infra-estrutura de titânio quando comparado ao grupo controle. Isto pode estar relacionado a falta de macroretenções na infra-estrutura de titânio e falta de apoio aos dentes artificiais. Outro fator que contribui para algumas características indesejáveis das próteses implanto-suportadas com infra-estrutura de titânio foi o fato de os técnicos em prótese dental não estarem familiarizados com a utilização deste metal corriqueiramente em seus laboratórios.

BERG et al. em 1995 compararam as propriedades mecânicas do titânio fundido e fresado (intacto ou submetido à soldagem laser), com fundição em ouro tipo IV (intacto ou submetido à soldagem convencional). O ouro foi usado como controle por sua aplicabilidade clínica e propriedades serem amplamente conhecidas. Fizeram parte do grupo 1 barras manufaturadas fresadas em um torno mecânico a partir de uma barra de estoque de 5mm de titânio comercialmente puro grau 2, do grupo 2 amostras de titânio fundido e do grupo 3 (controle) fundições em liga de ouro tipo IV. As amostras foram submetidas a teste de tração com a máquina de ensaios universal Instron. A resistência das uniões soldadas em titânio foi semelhante às uniões no ouro tipo IV. A ductibilidade dos

metais também foi diminuída após a soldagem, bem como o alongamento de 61% a 95%. Entre o titânio fundido e fresado não houveram diferenças significantes quanto à resistência. Os autores sugerem que através destes resultados a aplicabilidade clínica do titânio é perfeitamente viável e que uma maneira de se controlar a resistência das uniões soldadas de titânio é através da presença ou não de porosidade nos pontos de solda.

TAMBASCO et al. (1996) dissertaram sobre alguns fatores que podem influenciar na profundidade de penetração da soldagem à laser, enfatizando que o sucesso da soldagem depende destes fatores. A espessura do metal recomendada é de 3,0 mm. O fabricante recomenda que a solda penetre 1,5 mm, o que possibilita uma resistência adequada e minimiza a aplicação de calor sobre o metal, o que acarreta a distorção da peça. É possível se obter uma profundidade maior para obter resistência maior, mas o risco de distorção da peça é muito grande. A insuficiente penetração da solda, resulta uniões fracas. A penetração é controlada pela mudança da voltagem associada com o pulso do laser e não pela duração do pulso. Aumentando a duração do pulso, aumenta-se a quantidade de energia sobre a peça mas não aumenta a penetração da solda. Este aumento de energia provoca aumento do calor e a possibilidade de distorção devido a expansão térmica. A penetração é também afetada pelo ângulo de aplicação do feixe laser. Existe um microscópio para auxiliar no correto alinhamento e angulação da peça para uma maior eficácia da solda. Os autores, chamam a atenção para algumas vantagens e desvantagens da soldagem à laser. Vantagens: menor energia é liberada sobre a peça, reduzindo a distorção causada pela soldagem, por causa da baixa quantidade de calor aplicada, a soldagem laser pode ser realizada no modelo mestre, garantindo grande exatidão; baixo risco de danos à

porcelana ou resina acrílica quando da proximidade dos pontos de solda, fato que se deve também à pouca liberação do calor, a soldagem laser é mais exata devido a possibilidade de melhor contato entre as partes a serem soldadas, reduzindo o potencial de distorção, resistência ao escoamento da união idêntica a do metal parente, não há aumento da corrosão e porosidades são eliminadas, possibilitar correto assentamento em próteses sobre implantes, atuação em casos que precisariam ser refeitos, tanto em laboratórios quanto na prática clínica. Desvantagens: alto custo dos equipamentos, espaço adicional para colocação dos equipamentos algumas dificuldades para se obter soldagens de qualidade, reflexividade, condutividade térmica e densidade de alguns metais e ligas dentais.

WISKOTT et al. (1997) realizaram um estudo com a finalidade de avaliar propriedades de resistência à tração, resistência à fadiga e análise fractográfica de amostras de liga de Au-Pd submetidos a soldagem laser e outros métodos de soldagem. Os autores citam que as implicações clínicas estão relacionadas com a resistência à fadiga, devido a natureza cíclica das tensões aplicadas a estrutura protética em função. O aparelho utilizado para a soldagem à laser foi um modelo DL – 2000, Dentaurum, Pforzheim, Alemanha. As amostras soldadas à laser apresentaram resistência à tração máxima de 633 Mpa, resultados melhores aos dos outros métodos de soldagem analisados. A resistência à fadiga foi de apenas 174 Mpa, mais baixo que as amostras dos outros grupos. Na análise fractográfica dos corpos soldados à laser houve a presença de defeitos internos.

No mesmo ano, LEE et al. avaliaram 45 corpos de prova em liga de Au-Pd soldadas à laser com diferentes distâncias entre as partes a serem soldadas (0,0 mm, 0,3 mm

e 1,0 mm). Concluíram que nos corpos onde a distância de 0,0 mm foi estabelecida, houve um melhor desempenho na resistência à fadiga.

CHAI & CHOU (1998), se propuseram a avaliar as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro em diferentes condições de soldagem à laser para determinar parâmetros ótimos de níveis de energia quanto à duração e voltagem (8, 10, 12 ms X 290, 300, 310 V) . Cinquenta e sete barras de titânio fundidas de acordo com a especificação ISO 6871 foram em 9 grupos e um grupo controle. 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 porcentagem de alongamento ficou entre 2,49% e 10,58%. Uma melhor resistência à tensão foi obtida quando utilizou-se 305 V e 12 ms, 310 V e 10 ms para 0,2% da resistência ao escoamento e 300 V e 12 ms. A voltagem, foi um fator que influenciou a resistência à tensão e 0,2 % do produto da resistência ao escoamento. Esta, conduz a uma maior profundidade de soldagem. A duração não influenciou a resistência das uniões soldadas à laser. A conclusão foi que 300 V /12ms resultam em condições ótimas de soldagem, fornecendo quantidade adequadas de nitrogênio e oxigênio na área da soldagem para produzir propriedades favoráveis. O aumento da presença de impurezas como nitrogênio e oxigênio melhoram propriedades de resistência a tensão mas diminui consideravelmente a ductibilidade e aumenta a fragilidade.

WANG & CHANG em 1998 avaliaram a profundidade de soldagem laser do titânio através da análise finita unidimensional que simula a transferência de calor do titânio puro com um programa de software. Compararam com o ouro puro. Analisaram a profundidade de penetração que nada mais é do que a distância da superfície do titânio

original e não danificada à superfície abaixo a que o titânio foi soldado pela energia laser. Com o aumento da radiação, o ouro obteve profundidade de soldagem 6 vezes maior que o titânio. Por outro lado, a danificação de sua superfície também foi maior. No caso do titânio, o aumento dos níveis de energia somente vaporizou a superfície do material.

ÖRTORP et al. (1999) em seu estudo, registraram o comportamento clínico de próteses implanto-suportadas com infra-estrutura de titânio soldadas à laser por um período de 5 anos e compararam com infra-estruturas fundidas pela técnica convencional com liga de ouro. As infra-estruturas em titânio soldadas à laser obtiveram sucesso clínico em 95,9% dos casos. No grupo controle este valor subiu para 100%. Nestes 5 anos as complicações mais comuns das infra-estruturas em titânio foram fratura dos dentes ou resina, inflamação gengival, e fratura do metal (10%). Os autores concluem ser esta técnica do uso do titânio soldado uma ótima alternativa às técnicas convencionais.

2.4 – ASSENTAMENTO PASSIVO EM PRÓTESE SOBRE IMPLANTES

BRÄNEMARK (1983), realizou uma retrospectiva histórica de seus trabalhos em busca da osseointegração, relatando desde suas primeiras conquistas de reparo ósseo em coelhos e cães com especial ênfase na análise de distúrbios intravasculares. Os estudos microscópicos in vivo da resposta do osso na cavidade implantada por um parafuso de titânio sugeriram fortemente a possibilidade da osseointegração. Forças de 100Kg (mandíbula) e 30 a 50Kg (maxila) foram necessárias para remoção / separação do implante do osso. Inicialmente a maxila edêntula foi alvo do interesse do autor na sua reabilitação, devido aos diferentes graus de distúrbios funcionais causados pelo edentulismo. O autor menciona que um assentamento passivo destas peças é possível desde que níveis mínimos de desadaptação ($10\mu\text{m}$) sejam observados.

SKALAK (1983) publicou um artigo onde comenta 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, implantes e osso atuam como uma unidade; desta forma, qualquer desalinhamento da prótese em relação aos implantes resultará em um estresse interno da prótese, implantes 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.

SCHIFFLEGER et al (1985) compararam próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos fundidas em monobloco em liga de ouro para metalocerâmica. Foi utilizado um molde de alumínio composto por 3 peças que acomodava 5 preparos em aço puro para coroa total de canino a segundo molar. Para cada tipo de prótese, foram feitas 6 fundições, somando um total de 18 fundições. Foi utilizado um microscópio com calibração em micrômetro para o registro das medidas de discrepância vertical marginal. Os autores registraram também as diferenças nas distâncias dos ângulos axio-gengivais entre a matriz e as fundições. As fundições foram então seccionadas, sendo as medidas realizadas antes e após o seccionamento das peças. Os autores obtiveram as seguintes conclusões: houve uma melhora no assentamento das fundições em aproximadamente 50% após o seccionamento, a distorção foi tridimensional, sendo sua maior discrepância na superfície mesio-gengival do retentor anterior e distolingual do retentor posterior, a menor distorção ocorreu nas próteses de 3 elementos e a maior nas próteses de 5 elementos, o diâmetro vestibulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior que os preparos do modelo mestre na maioria dos casos, o diâmetro mesio-distal das fundições no ângulo gengivo-axial foi menor que nos preparos do modelo mestre, sendo somente significativa nas próteses de 3 elementos.

GOLL (1991) define e discute alguns parâmetros que envolvem a obtenção de estruturas metálicas de próteses sobre implantes fundidas em peça única (monobloco) com assentamento passivo. O autor cita que esta técnica de fundição é sensível e que algumas distorções são inevitáveis. Quanto maior a extensão da peça fundida, maiores as discrepâncias. Ele sugere técnicas alternativas para limitar discrepâncias que melhorarão a exatidão da fundição, reduzindo as possibilidades de erro: técnica de moldagem exata, superfície de contato dos abutments limpas antes da fundição, utilização de componentes pré-fabricados, verificação do assentamento da peça antes da fundição na boca do paciente e se esta não estiver adequada o autor sugere que seja seccionada e readaptada, uso de microscópio para verificar imperfeições provocadas pela fundição. Depois da peça fundida, se esta não estiver bem adaptada, deve-se seccionar e soldar. Para verificar a adaptação, o parafuso do implante mais distal da peça deve ser apertado a fim de perceber a existência de movimentos de bácia.

Em 1991, JEMT desenvolveu um estudo com o propósito de identificar problemas e complicações relacionadas ao tratamento protético de 380 maxilas e mandíbulas reabilitadas com próteses totais fixas implanto-suportadas. Verificou que o índice de sucesso para as próteses foi de 99,5% e 98,1% para os implantes. Embora o número de complicações tenham sido baixos, estas foram mais freqüentes na maxila. As complicações mais comumente encontradas foram: 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 em ouro (0,8%), sem ter

havidos fratura de nenhum dos componentes. Segundo o autor 271 próteses (69,3%) apresentaram estabilidade no parafuso de ouro ao primeiro exame (após 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados neste primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas 7 próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A diferença entre a distribuição de parafusos instáveis na maxila e mandíbula era estatisticamente significativa, sendo maior na maxila. O assentamento passivo das próteses proporcionam um grau satisfatório de estabilidade aos parafusos de ouro, diminuindo o risco de fratura dos componentes. O autor sugeriu um protocolo para avaliar a adaptação passiva de infra-estruturas metálicas suportada por cinco implantes. Estes cinco implantes devem ser numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Em seguida verifica-se a adaptação dos demais componentes. Repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso 5). Após 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 $\frac{1}{2}$ volta (180°) é permitido para o aperto final da prótese. Outra maneira utilizada para avaliar a adaptação é pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro, quando mais de $\frac{1}{2}$ volta era necessário para um aperto completo do parafuso, a estrutura era considerada mal ajustada e era seccionada e soldada, obtendo-se assim, um bom grau de passividade desta infra-estrutura sobre os implantes.

WASKEWICKZ et al. (1994) testaram a passividade de infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes através da análise fotoelástica. Para analisar os padrões de estresses gerados ao redor de implantes em infra-estruturas adaptadas e não adaptadas, foram fotografadas as franjas de tensões geradas quando do aperto dos parafusos de ouro. Foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva de uma mandíbula humana, contendo 5 implantes Nobelpharma (3,75mm X 10mm) e com intermediários convencionais de 4mm de diâmetro. A este conjunto, foram posicionados cilindros de ouro que, após um torque de 10Ncm foram unidos entre si com resina autopolimerizável para a confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatado ausência de contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro, sendo a infra-estrutura sem adaptação passiva analisadas fotoelásticamente pelo aperto dos parafusos com torque de 10Ncm por 3 métodos diferentes. Após um registro inicial, a infra-estrutura foi então seccionada e soldada. O aperto dos parafusos na infra-estrutura sem adaptação passiva mostrou uma maior concentração de estresses ao redor dos implantes, sendo indiferente nos 3 métodos de aperto testado. Todos os implantes apresentaram a presença de franjas no modelo fotoelástico, porém os implantes mais distais (1 e 5) mostraram uma maior concentração de estresses no terço médio de cada implante e a menor na região apical e cervical. Na infra-estrutura soldada não foi observada presença de estresses. Devido à dificuldade de se avaliar clinicamente a passividade de infra-estruturas metálicas em próteses sobre implantes, os autores sugerem que a peça seja seccionada e soldada para que se possa assegurar um grau aceitável de passividade a estas próteses sobre implantes. Este estudo indicou que nenhum stress foi produzido em volta dos implantes após a peça ter sido seccionada e soldada.

KALLUS & BESSING, no mesmo ano, investigaram a ocorrência de parafusos de ouro e do intermediário soltos em 236 próteses implanto-suportadas após 5 anos de uso. Para este estudo foram utilizados componentes do sistema Branemark e 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 autores concluíram que o afrouxamento dos parafusos pode estar relacionado com o desajuste da armação, no entanto os resultados não são conclusivos, já que próteses com ajuste favorável podem apresentar parafusos soltos e próteses com desajustes podem ter parafusos apertados. Segundo os autores o apertamento inadequado do parafuso retentivo-protético pode ser a causa da perda do parafuso enquanto a prótese está em função. Os autores sugerem que periodicamente sejam realizadas revisões clínicas para avaliar a situação da prótese e do parafuso.

APARICIO (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 intraorais 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. Discrepâncias maiores que estas, devem ser corrigidas por corte e soldagem ou por repetição da fundição.

APARICIO (1995), relatou que quando utilizamos restaurações suportadas por implantes dentais, é aconselhável ter um método temporário que possibilite avaliar e/ou criar um perfil de emergência peculiar, saúde peri-implantar, oclusão, estética, resposta fonética aceitável, higiene, como também um método que facilite o carregamento progressivo dos implantes. Desta forma, uma prótese provisória com adaptação passiva, mantendo a opção de reparação óssea, poderia ser obtida habitualmente.

Em 1996, JEMT utilizou um método fotogramétrico computadorizado para avaliar a precisão de adaptação de próteses sobre implantes a partir de modelos , comparando os resultados com medidas obtidas na cavidade oral. Foram selecionados 17 pacientes, sendo 7 com próteses na maxila e 10 com próteses na mandíbula, confeccionadas através de 2 métodos. Cinco fabricadas em titânio (Ti 3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e doze fundidas em liga de ouro em peça única. Todas as próteses foram clinicamente testadas e consideradas com adaptações aceitáveis. Porém, quando os modelos foram usados como referência, a média tridimensional de distorção do ponto central do cilindro de ouro era de 37 μ m para as próteses mandibulares e 75 μ m para as próteses maxilares. No entanto, para as medidas intra-orais os valores obtidos foram de 90 μ m para as próteses mandibulares e 111 μ m para as próteses maxilares. A média tridimensional de distorção foi significativamente maior para as medidas realizadas na cavidade oral. Os resultados mostram que próteses com aparência aceitável podem

apresentar distorções de vários microns na interface entre as infra-estruturas e os implantes. Segundo o autor a adaptação de próteses implanto-suportadas podem apresentar resultados significativamente diferentes, dependendo se forem avaliadas no modelo ou cavidade oral e isto requer maiores investigações. Outras variáveis são relativas a fabricação da prótese, escolha das técnicas de impressão ou do metal para fundição.

JEMT et al. em 1996, avaliaram quatro métodos de medida da interface protética sobre implantes osseointegrados por saberem que conseqüências desastrosas podem ocorrer se discrepâncias incompatíveis com a passividade forem encontradas. O sistema computadorizado Mylab vem sendo usado pelo grupo de pesquisa Nobelpharma em Göteborg, Suécia, o software desenvolvido pela Escola de Odontologia da Universidade de Washington, permite transformações geométricas, administração de dados e armazenagem, Lie e Jemt da Clínica Bränemark tem desenvolvido uma técnica fotogramétrica que pode ser usada intraoralmente, a videografia a laser com digitalizador e computador gráfico foram desenvolvidos pela Universidade de Michigan. Os quatro métodos fornecem dados em três dimensões que ficaram entre 40 e 80 μ m.

HENRY et al. (1997) realizaram uma pesquisa para analisar a precisão de próteses fixas confeccionadas a partir de moldagens realizadas imediatamente após a cirurgia de colocação dos implantes em mandíbulas de cães. O estudo comparou prótese em liga de titânio (sistema Procera) e liga de ouro (cilindro de ouro + liga de Au tipo III – técnica convencional). O 2º estágio cirúrgico ocorreu 3 meses após, quando as próteses foram instaladas. Após 6 meses os cães foram mortos e os blocos mandibulares com os implantes foram seccionados e avaliados radiograficamente. As discrepâncias marginais em

ambas próteses (Ti e Au) não eram uniformes ao longo da peça. A interface que apresentou maior desadaptação foi a da região mais posterior da peça protética, e os autores atribuem isto ao fato de que esta área está mais susceptível às variáveis associadas ao processo de moldagem. Os autores comparam estes resultados aos de outros estudos onde as distorções aumentavam a medida que as arcadas se tornavam maiores e mais curvadas. A prótese de liga de titânio, apresentou maior ajuste com relação ao implante. De acordo com o uso de novas tecnologias, tais próteses podem oferecer vantagens técnicas sobre o processo de fundição convencional quando é necessária a confecção de próteses de tamanho e formato irregulares.

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. Preocupados com as desadaptações de infra-estruturas sobre implantes, decorrentes dos erros resultantes da transferência de moldagem dos implantes, que frequentemente levam a procedimentos repetidos de secção e soldagem das infra-estruturas. Após análises microscópicas das interfaces entre a infra-estrutura e os abutments dos implantes, os resultados mostraram para o modelo testado, desajustes de 20 μ m a 36 μ m e para o modelo convencional os desajustes variaram de 82 μ m a 139 μ m. Segundo os autores a precisão do modelo de trabalho, possibilita ao clínico a decisão de indicar ao 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.

MAY et al. (1997) destacam em seu artigo que a percussão, observação visual e radiografias periapicais convencionais são os métodos mais frequentemente utilizados para avaliar a correta montagem dos componentes protéticos sobre os implantes. No entanto, enfatizaram que os métodos para aferição de tal assentamento são limitados e advogam em favor de um método válido e seguro que possa identificar e quantificar as imperfeições clinicamente. Com isto, melhoraria a habilidade para predizer o prognóstico a longo prazo da reabilitação implanto-suportada. Um destes métodos é o perioteste, desenvolvido por Schulte. Este, consiste de um componente eletromagnético, controlado eletronicamente, que em contato com as superfícies de análise tem a propriedade de desacelerar lenta (menor desadaptação) ou rapidamente (maior desadaptação) dependendo do grau de desadaptação. Estes níveis são então convertidos em valores numéricos. Neste estudo os autores utilizaram duas costelas bovinas, onde foram afixados 3 implantes (3,75 x 10mm) em cada uma, com uma angulação que pudesse simular uma mandíbula humana. Sobre estes implantes foram fixados abutments (20N) e cilindros de ouro (10N). Espaçadores para simular diferentes graus de desadaptação (25,4 μ m, 50,8 μ m e 101,6 μ m) foram colocados na interface implante/abutment e cilindro de ouro/abutment. Os resultados sugerem que a falta de adaptação na interface implante/abutment não afetou a estabilidade. Por outro lado, a desadaptação provocada entre cilindro de ouro/abutment produziu instabilidade significativa, aumentando linearmente conforme os graus de desajuste.

Em 1997, RIEDY et al. citaram a importância da precisão do assentamento entre o armação protética e implante devido a transferência do stress, biomecânica do sistema de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos hospedeiros na

interface biológica. Para tanto avaliaram in vitro a precisão de assentamento de infra-estruturas sobre implantes utilizando a técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida (monobloco) e o processo de fabricação de titânio usinado e soldado a laser (sistema Procera). A videografia laser em um programa gráfico de computador foi o método utilizado para medir a precisão de assentamento das infra-estruturas com os intermediários dos implantes, sendo a média da interface do eixo z no ponto central o critério utilizado. Os autores concluíam que as infra-estruturas soldadas a laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas em monobloco. As armações de titânio soldadas à laser mostraram menos de 25µm de interface entre as armações e análogos.

SERTGÖZ (1997) usou análise tridimensional do elemento finito para investigar o afeito de 4 materiais de estrutura protética (ouro, prata-paládio, cromo-cobalto e liga de titânio) e 3 materiais de superfície oclusal em modelo fotoelástico contendo 6 implantes distribuídos similarmente a mandíbula humana. A distribuição do estresse foi verificada em todos elementos protéticos, implantes e osso circundante. Os resultados obtidos demonstraram que usando material de superestrutura da prótese com baixo módulo elástico não conduziram a diferenças importantes nos padrões de estresse no osso esponjoso e cortical óssea, no entanto, quem sofreu com as cargas foram os parafusos de retenção protética. Combinações ótimas parecem envolver metais e materiais estéticos rígidos como por exemplo cromo-cobalto e porcelana.

HELLDÉN & DÉRAND (1998) descreveram o método “Cresco Ti Precision“, que tem como finalidade corrigir distorções da fundição das armações de titânio, permitindo que estas sejam assentadas passivamente sobre os implantes. Este método usa

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

dimensões das estruturas metálicas e ressaltam a importância do método Cresco Ti Precision para otimizar o assentamento passivo entre as armações metálicas e implantes.

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

KAN et al. (1999), em uma revisão de literatura, indicaram alguns dos diferentes métodos clínicos utilizados para avaliar a adaptação de próteses sobre implantes. Há uma grande dificuldade em se detectar níveis de desajuste, indicadores de uma melhor ou pior adaptação passiva. Entre os fatores que dificultam esta avaliação estão luminosidade, ângulo de visão mas principalmente, experiência do clínico em avaliar esta desadaptação. Segundo os autores apesar das várias técnicas sugeridas para avaliar a interface prótese-

implante, nenhuma individualmente oferece um resultado objetivo, e aconselham utilizar a combinação dos vários métodos para minimizar a desadaptação.

HERBST et al., em 2000, compararam 4 técnicas de impressão com relação a sua precisão dimensional com o objetivo de avaliar a influência da moldagem no assentamento passivo de próteses implanto-suportadas. Foi utilizado um modelo mestre para simular uma situação clínica. Para as moldagens foi utilizado coping transferente de moldagem cônico não ferulizado, coping transferente de moldagem quadrado não ferulizado, coping transferente de moldagem quadrado ferulizado com resina acrílica autopolimerizável e coping transferente de moldagem quadrado com uma extensão lateral em um lado não ferulizado. Os resultados deste estudo não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas utilizadas. Os autores deste estudo concluíram que a precisão dimensional obtida, foi excepcional para todas as técnicas de impressão. Sendo confirmada pela análise de dados que os resultados significantes foram clinicamente desprezíveis (diferença de distorção de 0,31% foi observada). Para os autores quaisquer das técnicas avaliadas neste estudo, pode ser utilizada com sucesso para confecção de próteses sobre implantes.

ROMERO et al. (2000) afirmaram que para corrigir desadaptações após a fundição em próteses sobre implantes pode-se indicar técnicas como seccionamento e soldagem da peça ou eletroerosão (EDM). Apesar destas técnicas serem utilizadas na correção de falhas na adaptação, podem provocar alterações dimensionais no metal. Por isso, os autores desenvolveram um estudo em que foram confeccionadas estruturas de próteses sobre implante e a interface entre implantes/barra foi aferida antes e após

aplicação de soldagem e eletroerosão. O seccionamento e soldagem gerou melhora nos valores de adaptação de 190-192 μm e a aplicação de eletroerosão de 198 μm para 7,5 μm . Como pode-se notar, somente as amostras corrigidas por EDM coincidiram com o valor de 10 μm estabelecido por Branemark para encaixe passivo da estrutura protética aos implantes.

SAHIN & CEHRELI (2001), relateram a importância clínica do assentamento passivo e os fatores que afetam o assentamento final da estrutura implanto-suportada. Para os autores, assentamento passivo tem como sinônimo assentamento ideal, e é assumidamente um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da integridade na interface osso/implante porque uma estrutura passiva não induz pressão no osso subjacente. Com a evolução de novas tecnologias, complicações protéticas como, parafusos folgados ou fraturados, fratura do implante, abutments e estrutura protética tendem a diminuir. Os prejuízos decorrentes de um mau assentamento, depende da qualidade óssea, comprimento e diâmetro dos implantes, características de superfície do implante, número de implantes, e densidade óssea. O grau de tolerância fisiológica vem sendo investigada in vivo, testando-se várias estruturas com diferentes graus de desadaptação. O autores ressaltam ainda que próteses cimentadas induzem menor estresse do que as parafusadas, pois o ato de aperto do parafuso se associado a grandes desadaptações, gerarão forças deletérias aos componentes do sistema. Em sua revisão de literatura, eles encontraram um estudo com 236 pacientes que usaram por 5 anos próteses com graus de desadaptação que variaram de 38 a 345 μm sem relato de qualquer prejuízo ao sucesso dos componentes protéticos ou da osseointegração.

2.5) ELETROEROSÃO

LEFKOVE & BEALS (1992), descreveram uma técnica em que uma barra fina é instalada sobre implantes na maxila e uma sobredentadura removível e adaptada intimamente sobre ela através da eletroerosão. Segundo o autor, este protocolo protético permite uma máxima retenção e estabilidade da prótese e soluciona muitos problemas existentes quando da reabilitação oral de maxilas edêntulas como, localização e posicionamento dos implantes, perda óssea excessiva comprometendo esteticamente a confecção de próteses fixas o que indica a confecção de sobredentaduras.

VAN ROEKEL (1922a) descreveram a técnica de eletroerosão, afirmando que o ciclo começa quando a voltagem é aplicada produzindo um campo elétrico entre o eletrodo e a peça, removendo metal e dando contorno adequado às peças trabalhadas. O autor ressalta algumas vantagens deste procedimento como poder ser utilizado sem distorção da peça, conferir grande precisão e superfície de assentamento ideal.

VAN ROEKEL (1992b) apresentou a técnica de EDM para criar um ajuste passivo e preciso entre a barra da infra-estrutura protética sobre implantes e a supraestrutura removível. Segundo o autor, este tipo de prótese está indicada para solucionar problemas estéticos e fonéticos.

MIYAZAKI *et al.* (1993) classificaram os usos da eletroerosão como correção de defeitos relacionados a fundição de próteses, fabricação de coroas e próteses parciais fixas e fabricação de *copings* de titânio utilizando o sistema CAD-CAM. Os autores citam que o uso da EDM em Odontologia é promissor, mas que ainda são necessários muitos estudos para efetivar a sua correta aplicação.

WEBER & FRANK (1993) justificam o uso do EDM desde que vários tipos de ligas começaram a ser substitutos para as convencionais restaurações em ouro cuja adaptação é comprovadamente excelente. A eletroerosão supera estes problemas associados com adaptação e precisão das peças metálicas. A utilização da eletroerosão em indústria, segundo os autores, data 1940 e na Odontologia 1982. O processo é acompanhado de descargas elétricas em forma de “relâmpago” geradas entre um eletrodo de cobre ou grafite e a restauração. Minúsculos pedaços da liga são fundidos pelo calor de 3000° a 5000° C gerado. A eletroerosão remove pequenas quantidades de metal até que uma boa adaptação da peça seja alcançada. O processo é todo feito em um líquido dielétrico que previne a combustão da liga.

As restaurações metálicas implanto-retidas, são normalmente, confeccionadas através de técnicas tradicionais, como a técnica da cera perdida seguida da fundição do metal. De modo nada convencional, os autores SCHMITT & CHANCE em 1995, associaram 3 técnicas e construíram restaurações metálicas implanto-retidas com adaptação marginal melhores e mais precisas do que aquelas obtidas por métodos convencionais. Os 3 métodos utilizados foram: Laser Scanning, sistema CAD-CAM (Computer Aided Design- Computer Aided Manufacturing) e o EDM (Electrical Discharge Machining). Eles

argumentam que as técnicas convencionais tem problemas de distorção relacionados à confecção dos padrões de cera, revestimentos e resfriamento do metal, além de provocarem reações galvânicas intraoralmente por serem confeccionadas em ouro ou alguma liga de metal básico. No Laser Scanning, feixes de luz (laser de baixa energia) são projetados sobre o modelo a ser escaneado e captados pelo sensor do aparelho. Os dados captados são arquivados no formato STL (stereolithography) e transferidos para o sistema CAD-CAM que reproduzirá o modelo em três dimensões. Em seguida, a restauração metálica em titânio é feita através do processo de eletroerosão (EDM).

Sabe-se que restaurações metálicas obtidas pela técnica da cera perdida e posterior fundição do metal produzem certos graus de desadaptação nas peças protéticas. Este fato se repete quando em próteses sobre implantes são utilizados abutments do tipo UCLA fundidos em metal. Para minimizar estas desadaptações, a utilização do processo de eletroerosão (EDM) está perfeitamente indicado. Em seu artigo de 1995, SCHMITT et al. descreveram esta técnica. Eles descreveram o processo de EDM como sendo um procedimento que utiliza correntes elétricas que causam microerosões nas porções da peça que estão em contato com o eletrodo, controladas por um gerador e submersas sob a proteção de um líquido dielétrico. A remoção destas micropartículas da restauração metálica diminuía a fenda marginal. Utilizando o EDM em abutments do tipo UCLA os autores obtiveram uma visível e excelente adaptação marginal destes abutments.

ANDERSSON et al. em 1996 utilizaram a eletroerosão em corpos de prova em titânio associada ao Sistema ProCera CAD/CAM. Para cada corpo de prova, algumas vezes, foram utilizados até 4 eletrodos. Isto se deve ao fato de que os eletrodos sofrem desgaste

durante a eletroerosão. Em corpos de prova elípticos, o desajuste após a eletroerosão foi de 42 a 56 μm e para corpos quadrados de 43 μm . Níveis de adaptação sugeridos como aceitáveis clinicamente (menores que 100 μm) foram encontrados.

SCHMITT & CHANCE em 1996 fizeram o relato de um caso clínico onde aplicaram o processo EDM em uma restauração metálica fundida em titânio para melhorar a adaptação marginal. Os autores classificam este metal como sendo barato, biocompatível, passível de aplicação de porcelana. No entanto, a utilização da eletroerosão se faz necessária para corrigir falhas inerentes ao processo de fundição do titânio.

Para EVANS (1997), procedimentos clínicos e laboratoriais imprecisos contribuem para que hajam erros no assentamento das restaurações. Por isto, a avaliação cuidadosa na prova clínica da peça é indispensável. Quando discrepâncias no assentamento são encontradas, a infra-estrutura deve ser seccionada e soldada em uma nova relação. Um fator complicante deste processo consiste em muitas vezes o material de revestimento estético ter que ser removido para facilitar o acesso à soldagem. O que implica em um custo maior, maior consumo de tempo e o fato de o paciente ter que vir mais vezes ao consultório. O processo de eletroerosão pode ser usado para melhorar o contato circunferencial da interface entre a infra-estrutura metálica e seu respectivo componente. O processo de Electrical Discharge Machining (EDM) é relativamente rápido, pode ser realizado durante a prova clínica e pode eliminar os processos de seccionamento e soldagem, bem como evita a remoção do material de recobrimento estético antes da sua aplicação. O autor explica que no processo de EDM é usada alta corrente elétrica melhorar a precisão de componentes metálicos. Neste procedimento, a energia elétrica é gerada entre

o eletrodo de grafite ou cobre e a peça de trabalho, provocando pequenas corrosões no metal. Com esta corrente elétrica, é produzida uma temperatura de 3000° a 5000° C. A peça de metal é maquinada com a forma negativa da configuração do eletrodo. O processo ocorre com a peça submersa em um líquido dielétrico que tem as funções de isolante, refrigerante e condutor. A descarga elétrica ocorre com uma frequência de 250,000 vezes por segundo. A máquina de eletroerosão tem uma exatidão de 0,01mm. A existência de porcelana ou resina na restauração não é afetada pelo EDM pois nenhum calor é conduzido ou transferido à restauração. O processo de EDM é um procedimento industrial recentemente adaptado ao uso laboratorial em odontologia para fabricar componentes de precisão, coroas telescópicas, coroas em titânio, restaurações implanto-suportadas em titânio, e barras metálicas para próteses fixas ou removíveis sobre implantes. A energia do EDM é também utilizada para refinar irregularidades da fundição de “abutments” do tipo UCLA para implantes.

CONTRERAS *et al.* (2002) avaliaram a adaptação marginal de coroas fabricadas com titânio comercialmente puro e Ti-6Al-4V antes e após refinamento com eletroerosão. Este procedimento foi capaz de melhorar significativamente a adaptação das coroas. Os melhores resultados de adaptação foram para as coroas de Ti-6Al-4V (50,8 µm para 24,5 µm).

3- METODOLOGIA

3.1 - MATERIAIS

Os principais materiais utilizados, juntamente com as marcas comerciais e fabricantes, estão especificados no Quadro 1.

Quadro 1 – Materiais, marca comercial e fabricante

MATERIAL	MARCA COMERCIAL	FABRICANTE
Poliéter	Impregum F [®]	3M/Espe
Titânio comercialmente puro	Rematitan [®]	Dentaurum- Pforzheim/Germany
Revestimento para fundição de titânio	Rematitan [®] Plus	Dentaurum - Pforzheim/Germany
Implantes, análogos, postes de impressão, pilares UCLAs* e esteticone**	Conexão [®]	Conexão sistemas de prótese – São Paulo - Brasil
Análogos de cobre formato UCLA e esteticone	Conexão [®]	Conexão sistemas de prótese – São Paulo - Brasil

* *abutment* desenvolvido pela Universidade da Califórnia - EUA

***abutment* desenvolvido pelo Instituto de Biotecnologia Aplicada de Göteborg-Suécia.

3.2 - MÉTODO

3.2.1 CONFECÇÃO DO MODELO MESTRE

O modelo padrão foi obtido a partir da moldagem de uma mandíbula humana. Foi confeccionado um modelo metálico em cobre alumínio simulando essa mandíbula (Fig. 1). Foram feitas cinco perfurações onde, com o auxílio de um delineador (BIO-ART- Indústria e Comércio de Máquinas e Aparelhos para uso em Odontologia - São Carlos, São Paulo, Brasil), foram fixados cinco implantes com hexágono externo de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento do Sistema Conexão (Conexão Sistema de Próteses – São Paulo – SP – Brasil). Para a fixação destes implantes utilizou-se resina epóxica com o cuidado de manter expostos os hexágonos e as bases de assentamento.



Figura 1: Vista oclusal do modelo metálico.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

Para padronizar as mensurações e facilitar a análise estatística, os implantes foram denominados com letras A, B, C, D e E (Fig. 2).

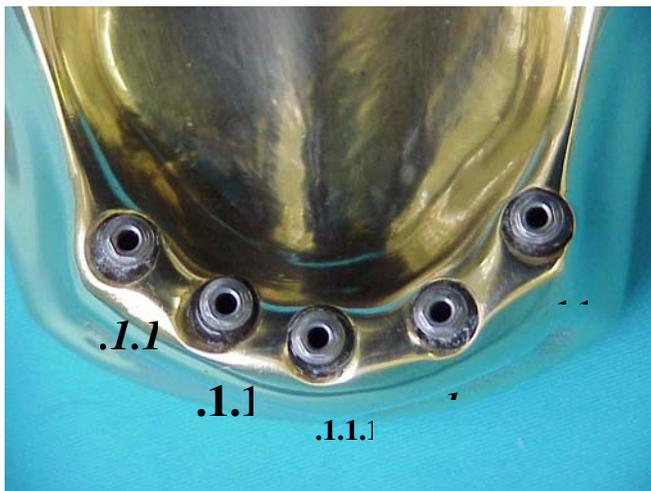


Figura 2 - Representação dos implantes (A, B, C, D, E).

3.2.2 OBTENÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

3.2.2.1 Moldeira individual

Com os transferentes cônicos (Conexão) posicionados sobre os implantes, foi feito alívio com duas lâminas de cera 7 (Wilson). Este procedimento visou criar espaço suficiente para o material de moldagem (aproximadamente 3 mm) como é recomendado pelo fabricante. Sobre a matriz metálica devidamente aliviada com cera, foi confeccionada a moldeira individual (**Fig. 3**) em resina acrílica ativada quimicamente (Clássico Artigos

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

Odontológicos LTDA, São Paulo, Brasil) adequada à técnica da moldeira aberta, isto é, com abertura oclusal para o acesso aos parafusos dos transferentes de moldagem quadrado (Conexão).

Com a moldeira posicionada sobre o modelo metálico foi encontrado o centro geométrico da moldeira traçando-se duas linhas imaginárias da região de canino até a área retro-molar. Neste centro geométrico foi exercida a pressão de moldagem sobre o cabo da moldeira devidamente posicionado com a finalidade de distribuição uniforme da carga.



Figura 3 – Moldeira individual.

3.2.2.2 Moldagem de transferência

A moldagem de transferência foi realizada com o sistema de postes de impressão quadrados e pino-guia (Conexão). Para a técnica de transferência, os postes foram amarrados entre si com fio dental e realizado recobrimento deste com resina acrílica (Duralay- Reliance Dental Co)- técnica do arrasto- (HERBST *et al.*, 2000) (**Fig. 4**). Em seguida, o material de moldagem poliéter (Impregum® F – 3M/ESPE) foi espatulado conforme as especificações do fabricante, levado a moldeira e injetado com auxílio de uma seringa de moldagem ao redor dos transferentes para efetuar a moldagem.

Para padronizar a pressão de moldagem, obtendo escoamento uniforme do material, foi aplicado sobre o cabo da moldeira uma carga de 1.500g (0,014N) através de uma prensa pneumática, o que foi suficiente para escoar o excesso do material de moldagem e mantê-lo confinado sob pressão constante até sua polimerização total (6 minutos).

Após este tempo, os pinos-guia foram desrosqueados através da abertura superior da moldeira, permanecendo os transferentes quadrados fixos no molde para adaptação dos análogos dos implantes. Depois da adaptação dos análogos, o molde foi preenchido sob vibração com gesso tipo IV (Herostone - Vigodent®), proporcionado de acordo com as instruções do fabricante, e manipulado em espatulador a vácuo (Espatulador/Incluser Elétrico a Vácuo – Multivac 4 – Degussa S.A.). Após completa cristalização do gesso, o conjunto moldeira-molde foi removido através do desparafusamento dos transferentes protéticos, obtendo-se um modelo de trabalho com os análogos dos implantes nele fixados. (**Fig. 5**)

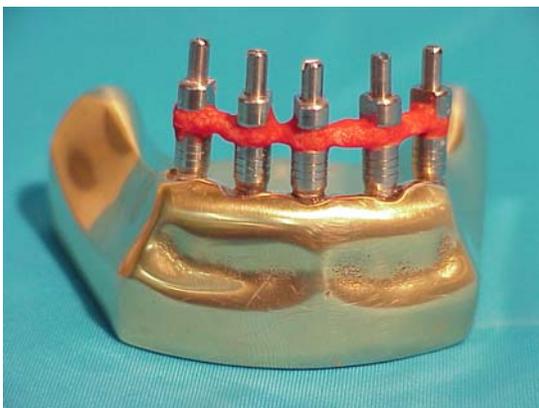


Figura 4: Transferentes quadrados unidos.



Figura 5: Modelo de trabalho com análogos.

Uma vez obtido o modelo de trabalho, foram confeccionados os corpos-de-prova utilizando 100 *abutments* plásticos tipo UCLA e 100 tipo esteticone (Conexão).

Os *abutments* tipo UCLA foram posicionados diretamente sobre os análogos do modelo de trabalho, com os pinos de enceramento (Conexão). Para o enceramento da barra pelo pilar tipo esteticone, primeiramente os intermediários foram posicionados no modelo de trabalho da mesma maneira que estavam posicionados na matriz metálica (**Fig. 8**) para depois adaptar os componentes calcináveis que deram origem à estrutura protética. Uma barra cilíndrica de cera com 4mm de diâmetro (Dentaurum – Pforzheim – Germany código n. 111-840-00), foi recortada e colocada entre os *abutments* (GORDON & SMITH,1970). Para que a cera azul fosse unida aos *abutments* foi aplicada cera PK Opaque para escultura (Kota – Industria e Comércio - São Paulo – SP - Brasil) nas extremidades, unindo os

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

abutments uns aos outros. Nas extremidades livres, foi padronizada uma extensão distal de 10mm de comprimento (**Fig. 6**). As barras foram posicionadas acima da cinta cervical dos *abutments* plásticos que corresponde a 2mm de altura. Depois do enceramento, os UCLA foram cortados no nível da barra encerada utilizando discos diamantados (**Fig.7**). Os componentes calcináveis esteticone não necessitaram corte. Posteriormente, foi realizada a prova da passividade (GOLL, 1991) sobre a matriz metálica, finalizando o enceramento dos corpos- de-prova, sendo que para as peças do sistema esteticone foram posicionados os intermediários na matriz metálica (**Fig. 8**) e para o sistema UCLA a passividade foi verificada diretamente sobre os análogos. Este procedimento consistia no aperto de um único parafuso em uma das extremidades do padrão de cera com a finalidade de visualizar e eliminar distorções do processo de enceramento.



Figura 6: Pilares UCLA encerados com extensão distal em barra.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.



Figura 7: Infra-estrutura pronta para fundição.



Figura 8: Modelo mestre com pilares esteticone.

3.2.3 OBTENÇÃO DAS ESTRUTURAS METÁLICAS

3.2.3.1 Inclusão

Todos os canais de alimentação foram fixados às estruturas ainda posicionadas sobre o modelo de trabalho, numa configuração padrão e após, fixadas ao anel de silicone. Procedeu-se o alisamento da cera evitando a formação de ângulos vivos nos cruzamentos, o que poderia tornar difícil a injeção da liga fundida no molde de revestimento (YOUNG *et al.*, 1987).

Todo conjunto foi unido à base formadora de cadinho (**Fig. 9**) e adaptado ao anel de inclusão nº 6 de forma cilíndrica (Dentaurum – Pforzheim – Germany). Para reduzir a tensão superficial da cera e melhorar o umedecimento, toda ela foi pulverizada utilizando líquido umectante (Waxit, Degussa AG – Hanau – Alemanha) e esperou-se a secagem da solução à temperatura ambiente.

O anel de inclusão foi totalmente preenchido pelo revestimento tomando-se o cuidado de evitar a formação de bolhas. Para isto a inclusão foi feita sob vibração e o revestimento pincelado na porção interna dos abutments UCLA e dos cilindros protéticos tipo esteticone calcináveis. O revestimento utilizado foi o Rematitan Plus® (Dentaurum – Pforzheim – Germany) proporcionado conforme as especificações do fabricante (80 ml de líquido + 500 gr pó). A espatulação do revestimento consistiu em incorporar pó ao líquido, espatular por aproximadamente 10 segundos e levar à espatulação mecânica a vácuo por 60 segundos (Degussa S.A.). Em seguida, o conjunto foi deixado em bancada até a cristalização do revestimento (40 minutos) (**Fig. 10**).

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

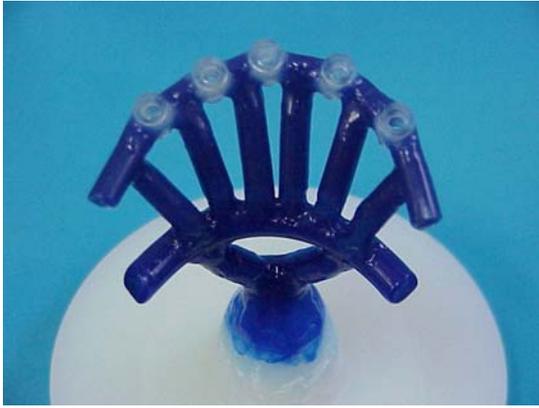


Figura 9: Corpo-de-prova preparado para inclusão.



Figura 10: Cilindro de revestimento.

3.2.3.2 Fundição

Com o bloco cristalizado colocado no forno elétrico de pré-aquecimento (Vulcan 3.550 NDI Box Furnace – Degussa –Ney Dental Inc – Yucaipa, CA, USA), programou-se o forno conforme Quadro 4.

Quadro 4 – Ciclos de temperatura, velocidade e tempo de aquecimento

PROGRAMA	TEMPERATURA (H) (H= C)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (A = C/min)	TEMPO DE AQUECIMENTO (P = min)
CICLO 1	H1= 250 °C	A1= 7C/min	P1= 60 min
CICLO 2	H2= 1000 °C	A2= 7C/min	P2= 90 min
CICLO 3	H3= 550 °C	A3= 7C/min	P3= 120 min

Para evitar a penetração de impurezas e permitir a eliminação de cera e resíduos plásticos, o bloco de revestimento foi posicionado no forno com a base formadora de cadinho voltada para baixo. Após o tempo de aquecimento, a máquina de fundição Rematitan[®] (Dentaurum, Pforzheim – Germany) foi programada e ajustada para 31g de metal, ajustando automaticamente o tempo de fundição e a corrente elétrica a ser descarregada. Esta máquina é constituída de um sistema fechado de duas câmaras unidas entre si: uma superior, de fundição, que recebe um cadinho de cobre refrigerado e um eletrodo de volfrâmio; e a parte inferior, que recebe o revestimento e realiza o vácuo. As câmaras estão em contato através de uma abertura, sendo que o selamento para a ocorrência do vácuo é provido por uma argola de silicone colocada sobre a base formadora de cadinho

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

no bloco de revestimento imediatamente à fundição (VALLITTU & LUOTIO, 1996). A distância entre o eletrodo e a pastilha da liga foi padronizada de acordo com um dispositivo metálico fornecido pelo fabricante. Para o processo de fusão, o gás argônio é injetado automaticamente na câmara superior, criando um ambiente inerte e uma descarga é fornecida sobre a pastilha de metal.

Para a fundição das estruturas foi utilizado o titânio comercialmente puro que se apresenta em forma de “lingotes cilíndricos” de 31 gramas, com um grau de pureza, segundo DIN 17850, mínimo de 99,5% de titânio. Atingida a temperatura de fusão da liga no interior da máquina (1.700°C), o processo de injeção ocorreu em função do vácuo existente na câmara inferior e a pressão do argônio na câmara superior. Uma vez transcorrido o tempo de fusão, o titânio fluiu para baixo no cilindro de revestimento passando pelo cadinho de cobre refrigerado.

3.2.4 DESINCLUSÃO/ ACABAMENTO

A desinclusão foi realizada após o imediato esfriamento do revestimento em água para evitar contaminação do metal, como recomendação do fabricante. A amostra foi desincluída do revestimento através de um desinclusor pneumático (Silfradent – F. LLI Manfred – Itália). Após a desinclusão, foram seccionados os condutos de alimentação com disco de óxido de alumínio (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha). Em seguida, cada corpo-de-prova foi jateado com óxido de alumínio de granulação 100µm e pressão 5,09Kg/cm². Existindo bolhas, as mesmas eram cuidadosamente removidas. No

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

intuito de preservar as interfaces protéticas foi utilizado um protetor metálico apropriado para realização do acabamento e polimento (“Polishing protector”- Restore/ Lifecore - USA). O acabamento e polimento foi realizado com discos de oxido de alumínio de granulação regular e borrachas abrasivas. As peças após este procedimento podem ser visualizadas na figura 11 A e B.

Com o intuito de detectar possíveis defeitos decorrentes do procedimento de fundição, as estruturas metálicas de titânio, foram submetidas a exames radiográficos através de filmes periapicais.

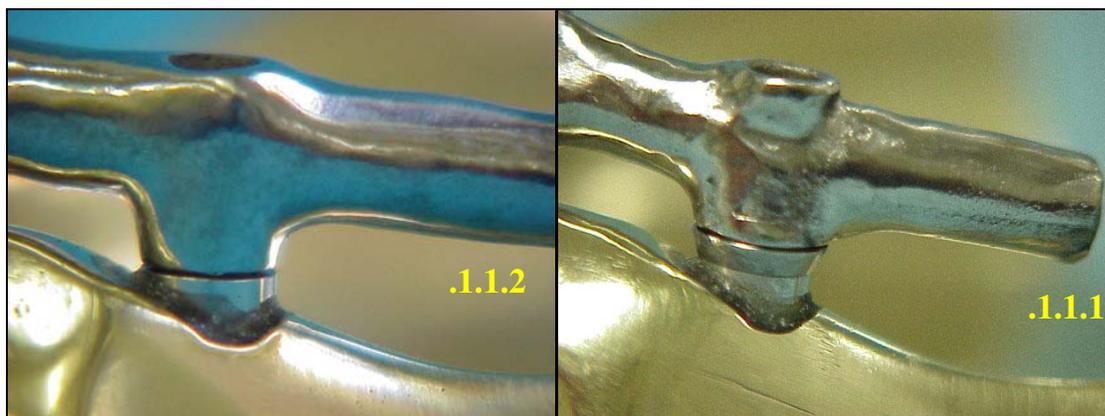


Figura 11: Estruturas metálicas logo após acabamento A) pilar UCLA B) pilar esteticone

Foram realizadas 40 estruturas e divididas como mostram os Quadros 2 e 3.

Quadro 2 – Amostras grupo UCLA divididas em grupos

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

Grupos	Nº de Amostras	Procedimento
G1	10 armações	MONOBLOCO ANTES EDM
	10 armações*	MONOBLOCO APÓS EDM
G2	10 armações	SOLDAGEM A LASER ANTES EDM
	10 armações*	SOLDAGEM A LASER APÓS EDM

* mesmas estruturas.

Quadro 3 – Amostras grupo esteticone (est.) divididas em grupos

Grupos	Nº de Amostras	Procedimento
G3	10 armações	MONOBLOCO ANTES EDM
	10 armações*	MONOBLOCO APÓS EDM
G4	10 armações	SOLDAGEM A LASER ANTES EDM
	10 armações*	SOLDAGEM A LASER APÓS EDM

* mesmas estruturas.

3.2.5 SOLDAGEM A LASER

Para o procedimento de soldagem a laser as estruturas metálicas do grupo 2 e 4 foram posicionadas sobre o modelo de trabalho, uma marcação foi feita no centro da extensão de cada barra, onde procedeu-se o seccionamento destas em quatro pontos com um disco de carboneto de silício ultra fino (Dentorium), os componentes após separados foram parafusados com um torque mecânico de 10Ncm. A distância entre as partes seccionadas foi padronizada pelo disco separador que correspondia a aproximadamente 0,25 mm. Esse conjunto, foi levado para o interior da máquina de soldagem a laser (Desktop – Dentaurum - Alemanha).

Para soldar as estruturas de titânio, foi utilizada lâmina de titânio (espessura de 0,25mm, Rematitan[®] - Drant – Dentaurum), sendo a máquina programada a 310V, pulso de 6,0 ms e frequência de focus -2. Houve uma sobreposição dos feixes laser de 50%. Após a soldagem a laser a estrutura foi reposicionada sobre o modelo mestre (Fig. 12) e foram realizadas as leituras utilizando os critérios descritos abaixo.



Figura 12: Estrutura metálica de titânio de *abutments* UCLA após soldagem a laser.

3.2.6 ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

Para as leituras dos valores de desadaptação marginal, representando o grau de adaptação entre os componentes protéticos e os implantes (**Fig.13**), foi utilizado um microscópio mensurador (STM Digital – OLYMPUS - Japan) com precisão de 0,0005 mm.

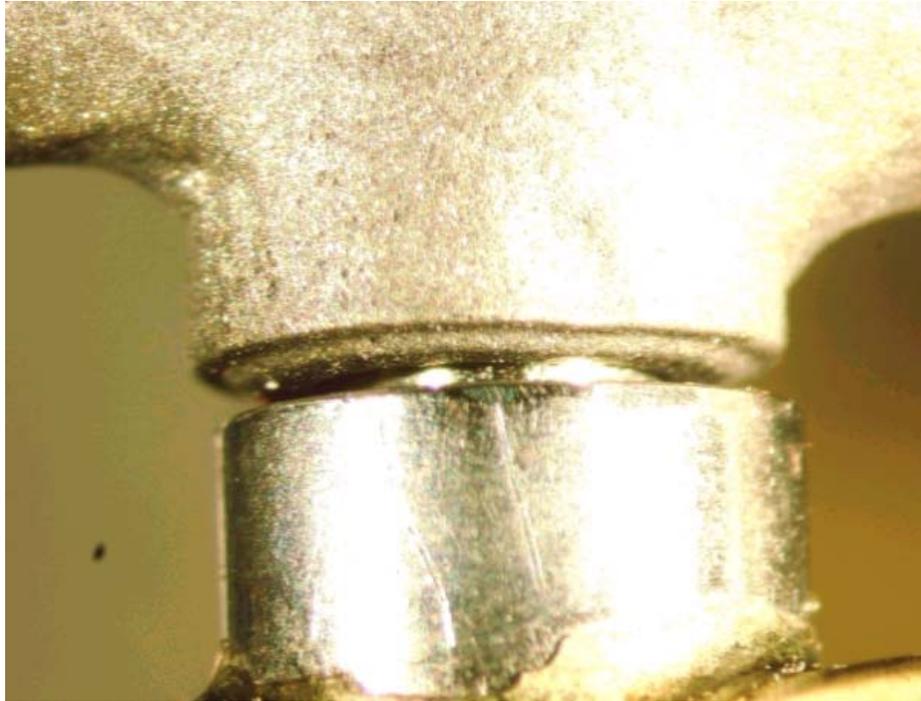


Figura 13: Imagem da interface implante/peça protética (pilar UCLA).

As estruturas metálicas foram encaixadas e posicionadas no modelo mestre, e o parafuso de titânio (Conexão) que corresponde ao implante A foi apertado com um torque de 10Ncm (WASKEWICZ *et al.*, 1994), com o auxílio de um torquímetro (Conexão). Por meio desse procedimento verificou-se o grau de adaptação dos componentes E e C. O procedimento foi repetido com o outro implante mais distal (implante E) para a mensuração dos componentes A e C. (JEMT, 1991).

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

Para facilitar e padronizar o posicionamento dos corpos-de-prova sob o microscópio, foram confeccionadas bases em resina acrílica autopolimerizável incolor (Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo) que se assentavam sobre a platina do microscópio mensurador posicionando o modelo mestre e a estrutura metálica para as leituras (Figs. 14 A e B). As leituras foram efetuadas na região vestibular (V) e lingual (L), diametralmente opostas, em um ponto previamente marcado com uma lâmina de bisturi na interface implante/prótese dos três implantes previamente denominados com letras A, C e E. Cada implante foi avaliado por três vezes em cada face, totalizando seis aferições em cada implante, calculando-se a média aritmética para cada implante. Reunindo os dados de A e E, obteve-se a média dos implantes distais denominada ID e para a média dos centrais C denominou-se IC. O cabeçote micrométrico corria da superfície do implante até a linha que consistia na base do cilindro protético.

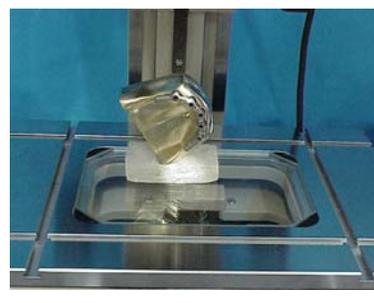


Figura 14: (A) Análise microscópica da face lingual do implante C e (B) da face vestibular do implante E.

3.2.7 – APLICAÇÃO DA ELETROEROSÃO

Para aplicação da eletroerosão foi utilizado o equipamento Electrical Discharge Machinig - Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – EUA. Este equipamento possui uma base metálica, onde com o auxílio de uma cola especial (Quick Lock - Tel

Med Technologies – Port Huron – Michigan – EUA) fixa-se o modelo de gesso (**Fig. 17 e 18**). Este modelo é conseguido através da impressão (**Fig. 15**) da posição original dos implantes nos quais a peça deverá assentar-se e abriga eletrodos formato UCLA e esteticone (Conexão) e um fio de cobre que os envolve e interliga para que a corrente elétrica seja transferida para toda a infra-estrutura metálica (**Fig. 16**). Os eletrodos são fixados aos postes de impressão, vaza-se a primeira camada de gesso, espera-se a cristalização do gesso, envolve-se os eletrodos com o fio de cobre e vaza-se a segunda camada de gesso tendo o cuidado de deixar um pedaço do fio exposto.

A infra-estrutura metálica foi fixada à haste de movimentação vertical do aparelho, assentada sobre o modelo de gesso obtido e então conectada ao polo positivo - eletrodo vermelho. Ao modelo de gesso foi ligado o polo negativo – eletrodo preto (**Fig.19**).



Figura 15: Impressão da posição dos implantes.



Figura 16: Eletrodos e fio de cobre.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.



Figura 17 : Modelo de gesso final para receber peças UCLA.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.



Figura 18 : Modelo de gesso final para receber peças esteticone.

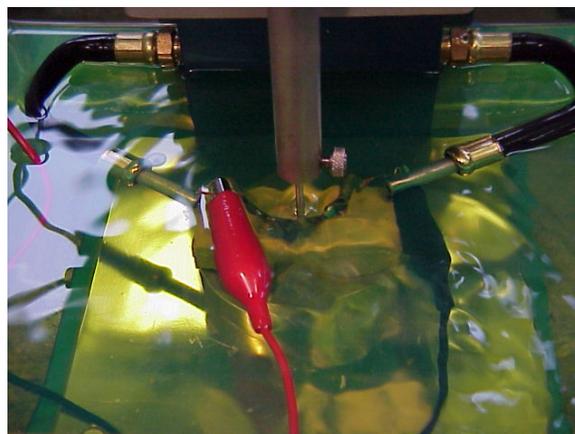


Figura 19: Eletrodo vermelho - restauração (polo positivo) e preto - modelo de gesso (polo negativo).

Para iniciar a eletroerosão, o conjunto todo fica submerso em um líquido dielétrico (Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – EUA) (**Fig.20**) que tem as funções de isolante, condutor e refrigerante (VAN ROEKEL, 1992a).

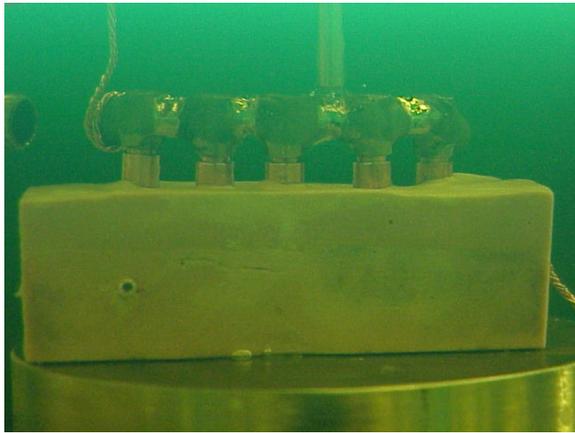


Figura 20: Conjunto submerso no líquido dielétrico.

Os movimentos da haste vertical são controladas pela base geradora que controla também a amperagem e frequência das descargas elétricas. A amperagem tem relação direta com o poder de usinagem do aparelho (precisão de 0,01mm) e a frequência com o número de descargas elétricas por segundo (250.000/segundo). (CLARK, 1992). Entre o eletrodo de cobre e a peça estabelece-se uma corrente elétrica que gera temperaturas de 3000°C a 5000°C (WEBER & FRANK, 1993). Esta energia vaporiza o metal neste determinado ponto de interferência refinando o término cervical. O processo ocorre constantemente em movimentos de sobe-desce por 8 horas, até que toda extensão dos cinco implantes tocasse seu respectivo eletrodo uniformemente. Neste momento podia-se visualizar faíscas em toda esta área de contato entre peça e eletrodos. Procedeu-se então o desligamento do aparelho e retirada da peça que foi novamente submetida à análise microscópica.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

3.3 –ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística foi utilizado o programa *GraphPad InStat®*, versão 3,01, da *Graph Pad Software Inc.*. Os dados coletados foram submetidos à análise estatística aplicando-se o teste *Mann - Whitney*: teste não paramétrico para dados não pareados, aplicado para verificar diferenças estatísticas entre 2 grupos com valores simétricos onde pelo menos um apresentou distribuição não normal, porém com valores que não podem ser pareados; considerando valor $- p < 0,05$: significativo, valor $- p < 0,01$: altamente significativo e valor $p > 0,05$: não significativo.

4 – RESULTADOS

Após aplicação do teste estatístico não paramétrico *Mann – Whitney*, chegou-se aos seguintes resultados:

O grupo UCLA (g1 – monobloco, g2 – solda laser, antes e após a eletroerosão) para o implante central e distal, estão expressos no gráfico abaixo e os valores de significância estatística (p) entre as comparações na tabela 1.

Desadaptação marginal em micrometros dos grupos pilar UCLA

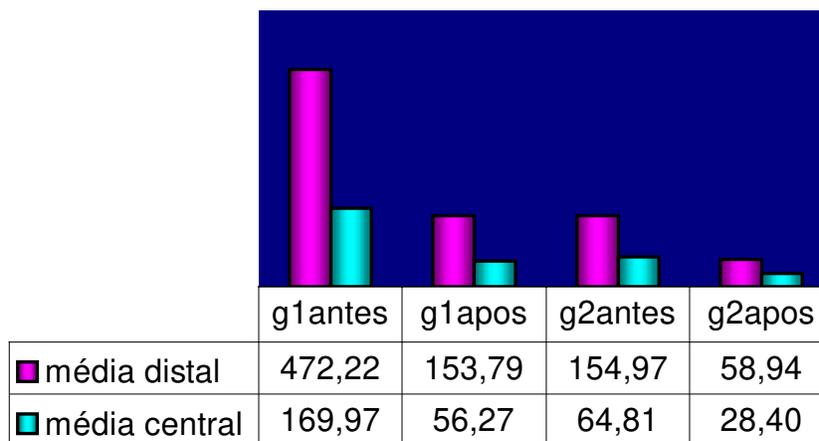


Gráfico 1: Desadaptação marginal do pilar UCLA.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

	G1 antes X G1 após	G2 antes X G2 após	G1 antes X G2 antes	G1 antes X G2 após	G1 após X G2 após	G1 após X G2 antes
Implante distal	<i>P=0,0001</i>	<i>p=0,0052</i>	<i>P=0,0002</i>	<i>p<0,0001</i>	<i>P=0,0007</i>	<i>p=0,7959</i>
Implante central	<i>p=0,0001</i>	<i>P=0,0232</i>	<i>p=0,0007</i>	<i>P<0,0001</i>	<i>p=0,0068</i>	<i>P=0,6842</i>

Tabela 1. Valores significativos nas comparações feitas dentro do grupo UCLA, exceto para G1 após X G2 antes.

Os resultados do grupo esteticone (g1 – monobloco, g2 – solda laser, antes e após a eletroerosão) para o implante central e distal, estão expressos no gráfico a seguir e os valores de significância estatística (*p*) entre as comparações na tabela 2.

Desadaptação marginal em micrometros dos grupos pilar ESTETICONE

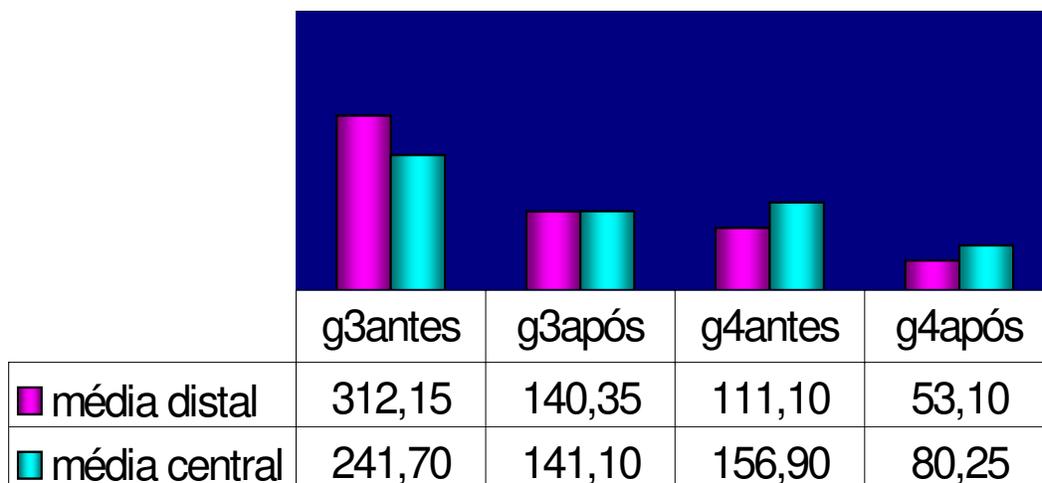


Gráfico 2: Desadaptação marginal do pilar esteticone.

	G3 antes X G3 após	G4 antes X G4 após	G3 antes X G4 antes	G3 antes X G4 após	G3 após X G4 após	G3 após X G4 antes
Implante distal	<i>p=0,0029</i>	<i>p=0,0015</i>	<i>p=0,0001</i>	<i>p<0,0001</i>	<i>p=0,0003</i>	<i>p=0,4813</i>
Implante central	<i>p=0,0011</i>	<i>p=0,0021</i>	<i>p=0,0115</i>	<i>p<0,0001</i>	<i>p=0,0185</i>	<i>p=0,4359</i>

Tabela 2. Valores significativos nas comparações feitas dentro do grupo esteticone, exceto para G3 após X G4 antes.

Desadaptação marginal em micrometros - Comparação entre os pilares UCLA e ESTETICONE

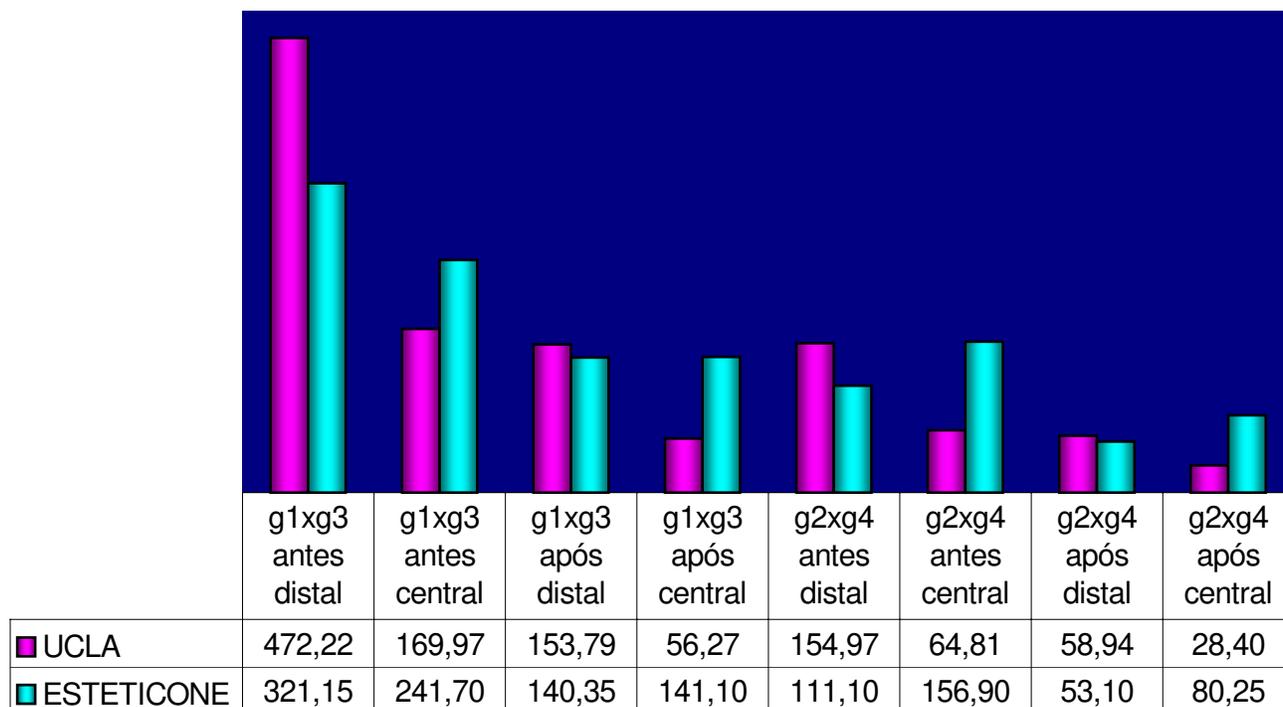


Gráfico 3- Desadaptação marginal em micrometros – comparação entre pilares UCLA e ESTETICONE.

O gráfico acima expressa dados referentes a comparação entre UCLA e esteticone e a tabela 3 os valores de significância estatística das diversas comparações.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

G1 x G3	G1 x G3	G1 x G3	G1 x G3	G2 x G4	G2 x G4	G2 x G4	G2 X G4
antes distal	após distal	antes central	após central	antes distal	após distal	antes central	após central
p=0,0753	p=0,4813	p=0,0433	p=0,0003	p=0,2475	p=0,9118	p=0,0015	p=0,0015

Tabela 3: Comparações entre pilares UCLA X esteticone.

Na tabela 3, conforme pode-se observar pelo valor de $p > 0,05$, nas comparações em vermelho não houve diferença estatisticamente significativa.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

5 – DISCUSSÃO

Um aceitável ajuste marginal em próteses sobre implantes não significa um ajuste passivo. Porém, existe um consenso que diz que uma estrutura mal assentada causa adversidades nas respostas biológicas do hospedeiro e mecânicas do sistema. A quantidade clinicamente aceitável de passividade da superestrutura ainda não está bem definida em restaurações implanto-suportadas. (SAHIN & CEHRELI, 2001; WEE *et al.*, 1999).

Os desajustes são mais deletérios quando se trata de próteses parafusadas, pois 500 μ m de desadaptação são “mascarados” quando um torque de apenas 10N é aplicado. Isto, possivelmente gera uma distribuição de forças inadequada, e as conseqüências disto podem levar ao insucesso da prótese e dos implantes. (APARICIO, 1994; KAN *et al.*, 1999).

Os valores compatíveis com passividade encontrados na literatura variam de 10 μ m a 400 μ m, o que incita cada vez mais dúvidas quanto a um valor exato a ser seguido. Analisando 236 pacientes por 5 anos, KALLUS & BESSING (1994) registraram desadaptações com valores entre 38 μ m e 345 μ m e apesar destas diferenças, a resposta biológica foi similar. Os autores concluíram que problemas como afrouxamento de parafusos pode estar relacionado com o desajuste da armação, no entanto os resultados não são conclusivos, já que próteses com ajuste favorável apresentaram parafusos soltos e próteses com desajustes permaneceram com os parafusos apertados. A maioria dos valores encontrados neste estudo (inclusive nas peças em monobloco) corroboram com os dos autores anteriormente citados.

JEMT (1996), através do método fotogramétrico, encontrou valores de desadaptação em torno de 90 a 110 μ m. RIEDY *et al.* (1997), soldaram a laser armações em titânio e chegaram a obter 25 μ m de desadaptação. Neste estudo, valores de 28 μ m foram encontrados no implante central do grupo 1 UCLA após eletroerosão. BRÄNEMARK (1983) e KAN *et al.* (1999) citam que valores compatíveis com passividade estão em torno de 10 μ m. No presente estudo as peças que mostraram melhores resultados de adaptação foram do grupo UCLA, no implante central após soldagem a laser e EDM (9 e 12 μ m). JEMT (1991) e NAKAJIMA & OKABE (1996) concordam em afirmar que 100 a 150 μ m são níveis de desadaptação aceitáveis clinicamente. Vale ressaltar que a grande maioria dos resultados deste trabalho permaneceram dentro destes valores.

Apesar das fundições em monobloco terem apresentado desadaptação média com valores altos (grupo UCLA, implante distal: 472,2 μ m e implante central 169,97 μ m; grupo esteticone, implante: distal 321,15 μ m e implante central: 241,7 μ m), estão dentro daqueles encontrados na literatura. GOLL (1991) afirmou que a fundição de peças em monobloco estão indicadas por manter as propriedades do metal, sendo que o seccionamento e soldagem alteram a estrutura. O autor advoga também que o tempo de laboratório é menor nestes casos.

HELDÉN & DÉRAND (1998), encontraram valores de desadaptação em fundições de titânio maiores para o implante distal (180 μ m) que para o central (50 μ m). No presente estudo, para o grupo UCLA 1 e 2, isto também ocorreu, devido ao empenamento provocado pela aplicação do torque de 10N. Por outro lado, apesar de para o grupo 1 do pilar

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

esteticone, valores semelhantes entre implante distal e central tenham sido encontrados, no caso do grupo 2 houve maior desadaptação no implante central. Esta diferença deve estar ligada a diferença do formato dos pilares UCLA e esteticone.

As conseqüências dos diferentes graus de desajuste (JEMT,1991; BERGENDAL & PALMQVIST, 1995; ÖRTORP *et al.*,1999) vão depender de fatores ligados ao hospedeiro (KALLUS & BESSING, 1994), como grau de tolerância biológica e qualidade e densidade óssea (SAHIN & CEHRELI, 2001), correta confecção da estrutura, extensão da peça protética (SCHIFFLEGER, 1985), espessuras inadequadas das peças, bolhas internas na fundição, comprimento e diâmetro dos implantes e ainda, características de superfície dos implantes.

A mensuração do grau de adaptação pode ser realizada de muitas maneiras como: através da aferição vertical da interface pelo microscópio (MAY *et al.*, 1997), aplicação de testes de mobilidade como o perioteste (MAY *et al.*, 1997), programas computadorizados que avaliam tridimensionalmente (JEMT *et al.*, 1996), análises fotoelásticas (WASKEWICS *et al.*, 1994; SERTGÖZ, 1997), fotografias e programas específicos de computador HELLDÉN & DÉRAND (1998). Embora para muitos dos autores, a adaptação de uma prótese deva ser avaliada em três eixos, observa-se que a maioria dos trabalhos sobre adaptação consideram apenas o eixo vertical, sendo o termo “adaptação passiva”, constantemente empregado na literatura como sinônimo de adaptação vertical. Neste trabalho, também o eixo vertical foi considerado e avaliado, depois do torque ter sido dado no parafuso distal, de acordo com as metodologias de GOLL (1991), JEMT (1991) e

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

WASKEWICZ *et al.* (1994). Esta metodologia parece ser eficiente, pois através dela pode-se verificar o grau de empenamento que a peça sofreu pelo processo de fundição.

Para minimizar discrepâncias, concordamos com JEMT (1996), HENRY (1997), HUSSAINI & WONG (1997) e HERBST (2000) que uma correta moldagem é de fundamental importância e deve ser realizada com critério e método, utilizando-se bons materiais, que possuem pouquíssima deformação elástica, e sempre avaliando-se radiograficamente a adaptação dos transferentes de moldagem. As outras variáveis envolvidas na confecção de uma peça protética fundida, como expansão do gesso, distorção da cera, expansão do revestimento, contração do metal, inexatidões de soldagem, podem ser minimizadas, mas nunca completamente controladas pelo profissional mesmo que este cumpra com critério todas etapas do tratamento.

O titânio apresenta características favoráveis para o uso em Odontologia como, dureza, resistências ao desgaste, à fratura, à corrosão e à degradação eletroquímica, biocompatibilidade e baixo custo (PARR *et al.*, (1985); CRAIG (1997); TAIRA *et al.*, (1989); LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, (1993)). No entanto, outras características desfavoráveis como problemas de fusibilidade, alto peso específico, falta de preenchimento do molde e porosidades (WANG & FENTON, (1996); HAMANAKA *et al.* (1989); HERO *et al.* (1990), exigem ainda mais critério por parte do profissional e o emprego de altas tecnologias para sua correta utilização e ainda, para correção de adaptações que possivelmente ocorrerão. Ao utilizarmos o titânio neste trabalho, concordamos com SERTGÖZ (1997) quando indica o uso de materiais rígidos tanto para a

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

estrutura protética como para o material de cobertura estética, pois estes parecem induzir menor deformação sobre carga aos componentes do sistema e não são deletérios à osseointegração.

Para corrigir desadaptações após a fundição, várias técnicas tem sido desenvolvidas. Entre elas configuram o seccionamento e soldagem e aplicação de eletroerosão (ROMERO *et al.* 2000). Desde o relato inicial feito por GORDON & SMITH (1970) a soldagem a laser vem sendo avaliada por estudos laboratoriais (SJÖGREN *et al.*, 1988; WANG & WELSH, 1995; YAMAGISHI *et al.*, 1993; BERG *et al.*, 1995; WISKOTT *et al.*, 1997; LEE *et al.*, 1997; WANG & CHANG, 1998) e acompanhamentos clínicos (JEMT & LINDEN, 1992; BERGENDAL & PALMQVIST, 1995; ÖRTORP *et al.*, 1999). As vantagens da soldagem a laser foram citados (TAMBASCO *et al.*, 1996; SOUZA *et al.*, 2000) e parâmetros de soldagem foram estabelecidos (CHAI & CHOU, 1998).

É evidente neste trabalho o quanto o seccionamento e soldagem das peças melhorou a adaptação marginal. Para SCHIFFLEGER *et al.* (1985), GOLL (1991), WASKEWICZ *et al.* (1994), RIEDY *et al.* (1997), HELLDÉN & DÉRAND (1998), também este procedimento está indicado e foi preciso no objetivo de obter assentamento passivo de próteses sobre implantes.

A outra alternativa citada neste trabalho, para melhorar a adaptação é a aplicação da eletroerosão. Comprovou-se neste trabalho que pode-se obter assentamento passivo, utilizando-se este processo e isto evidencia algumas vantagens como evitar remoção do

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

material estético, evitar seccionamento e com isto eliminar a fragilização das peças, diminuição dos procedimentos clínicos e laboratoriais quando comparados com procedimento de seccionamento e soldagem.

LEFKOVE & BEALS (1992), MIYAZAKI *et al.*, (1993) e WEBER & FRANK (1993) indicaram e utilizaram o processo de eletroerosão. SCHMITT & CHANCE em 1995 e 1996 e VAN ROEKEL (1992b) utilizaram esta técnica para criar um ajuste passivo de peças protéticas sobre implantes. Este trabalho corrobora com SCHMITT *et al.* (1995) e EVANS (1997) que obtiveram melhoras na adaptação aplicando eletroerosão em abutments tipo UCLA fundidos em titânio.

ANDERSSON *et al.* (1996) encontraram valores de 42 a 56 μ m utilizando o mesmo processo. Estes dados são semelhantes aos do implante central grupo 1 UCLA, para implante distal grupo 2 UCLA e implante distal grupo 2 esteticone após aplicação de eletroerosão. Para o implante central do grupo 2 UCLA após a eletroerosão, os resultados de 28 μ m são significativamente melhores que os dos autores supra citados. Contudo, CONTRERAS *et al.* (2002) aplicaram a eletroerosão em coroas fundidas em Ti-6Al-4V obtendo com isto uma melhora de 50,8 μ m para 24,5 μ m.

As peças em monobloco (grupo 1 UCLA e esteticone) melhoraram grandemente suas desadaptações após eletroerosão e resultados semelhantes foram encontrados nas peças soldadas a laser (grupo 2 UCLA e esteticone). Lembrando que a máquina de eletroerosão ainda não está disponível comercialmente no Brasil, o método que está ao alcance do clínico ainda é apenas a soldagem a laser. Não esquecendo, é claro, das

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

vantagens supra citadas da manutenção de peças em monobloco. Daí a grande importância deste estudo de divulgar a eficácia da eletroerosão e encorajar investimentos de cirurgiões-dentistas e técnicos de laboratório na aquisição desta nova e promissora aparelhagem. Bem como, incitar o desenvolvimento de novas pesquisas sobre o assunto.

Outro objetivo deste trabalho foi o de avaliar comparativamente a adaptação de pilares UCLA e esteticone. Observando o gráfico na página 74 do capítulo resultados, percebemos um certo equilíbrio nos resultados apesar de algumas comparações evidenciarem diferenças estatísticas.

Nos casos em que houveram diferenças estatísticas entre UCLA e esteticone (tabela 3, página 75), o pilar UCLA apresentou os melhores resultados de adaptação. Isto pode estar relacionado ao formato cônico dos pilares esteticone, o que pode ter dificultado a injeção do metal para dentro do molde de revestimento no momento da fundição e também pela área de contato dos pilares esteticone ser maior que os pilares UCLA. Este último pode ter influenciado durante a aplicação da eletroerosão, e esta ter sido mais efetiva nos pilares UCLA. No caso do pilar esteticone, sua área de contato maior pode ter dificultado a obtenção de melhores resultados de adaptação.

Outra vantagem do pilar UCLA é o custo reduzido, o que em alguns casos é essencial para o paciente. Mas por outro lado, apesar de ter proporcionado melhores valores de adaptação, o pilar UCLA, ao contrário do pilar esteticone, não possui intermediários pré-fabricados, e isto, biomecanicamente é desfavorável, pois a presença de intermediários protéticos tem a função de melhor dissipar as cargas envolvidas no sistema.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

6 – CONCLUSÃO

Segundo a metodologia aplicada, os dados obtidos no presente experimento permitiram concluir que:

1. O grupo 1 (peças em monobloco), obteve a pior adaptação marginal,
2. O grupo 2 (seccionamento e soldagem a laser) teve uma melhora significativa na adaptação marginal em relação ao grupo 1,
3. A aplicação da eletroerosão foi efetiva na melhora da adaptação do grupo 1 (monobloco) e do grupo 2 (soldagem a laser),
4. A adaptação do grupo 1 (monobloco) + aplicação da eletroerosão e grupo 2 (solda a laser) não diferiu estatisticamente,
5. Quando houve a associação das técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, foi observada uma melhor adaptação marginal dentre todos grupos avaliados,
6. Utilizando-se eletroerosão nas peças em monobloco, obteve-se graus de adaptação aceitáveis com a vantagem de eliminar o seccionamento e soldagem.
7. O pilar UCLA proporcionou fundições com melhor grau de adaptação marginal que o pilar esteticone.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

7 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ANDERSSON, M. *et al.* Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD-CAM system. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.76, n.2, p.187-193, Aug. 1996.
2. APARICIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Carol Stream, v.14, n.5, p.405-419, Oct. 1994.
3. _____. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Branemark implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.10, n.5, p.614-618, Sept./Oct. 1995.
4. BERG, E. *et al.* Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.74, n.3, p.250-257, Sept. 1995.
5. BERGENDAL, B., PALMQVIST, S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.10, n.2, p.199-205, Mar./Apr. 1995.
6. BRÅNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.50, n.3, p.399-410, Sept. 1983.

* De acordo com a NBR-6023 de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviaturas de periódicos de conformidade com a Base de Dados MEDLINE.

7. CARR, A.B. & BRANTLEY, W.A. Titanium alloy cylinders in implant framework fabrication: a study of the cylinder-alloy interface. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.69, n.4, p.391-397, Apr. 1993.
8. CHAI, T., CHOU, C.K. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.79, n.4, p.477-483, Apr. 1998.
9. CLARK, S. Spark erosion technology. *J Oral Implantol*, Abington, v.18, n.2, p.171-176, 1992.
10. CONTRERAS, E.F.R. *et al.* Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.88, n.5, p.467-472, Nov. 2002.
11. CRAIG, R.G. *et al.* *Restorative dental materials*. 10th ed. Saint Louis : Mosby, 1997. p.428-432.
12. EVANS, D.B. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.77, n.2, p.212-215, Feb. 1997.
13. GOLL, G. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I – Clinical procedures. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v. 66, n.3, p.377-384, Sep. 1991.
14. GORDON, T.E., SMITH, D.L. Laser welding of prosthesis – an initial report. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.24, n.4, p.472-476, Oct. 1970.

15. 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.
16. HELLDÉN, L.B., DÉRAND, T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passiva fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.13, n.2, p.190-196, Mar./Apr. 1998.
17. HENRY, P. J. *et al.* Fit discrimination of implant-supported fixed partial dentures fabricated from implant level impressions made at stage I surgery. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.77, n.3, p.265-270, Mar., 1997.
18. HERBST, D. *et al.* Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.83, n.5, p.555-561, May 2000.
19. HERO, H. *et al.* Mold filling and porosity in castings of titanium. *Dent Mater*, Oxford, v.9, n.3, p.15-18, Jan. 1990.
20. HUSSAINI, S., WONG, T. One clinical visit a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.78, n.6, p.550-553, Dec. 1997.
21. 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*, Lombard, v.6, n.3,

p.270-276, Fall 1991.

22. _____. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.11, n.2, p.151-158, Mar./Apr. 1996.
23. _____, LINDÉN, B. Fixed implant-supported prodtheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Carol Stream, v.12, n.3, p.177-183, 1992.
24. JEMT,T. *et al.* Measuring fit at the implant prodthodontic interface. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.75, n.3, p.314-325, Mar., 1996.
25. KALLUS, T., BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.9, n.2, p.169-178, Mar./Apr. 1994.
26. KAN, J.Y.K. *et al.* Clinical methods for avaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.81, n.1, p.7-13, Jan. 1999.
27. KASEMO, B. Biocompatibility of titanium implants: sSurface science aspects. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.49, n.6, p.832-837, June 1983.
28. KUNAVISARUT, C. *et al.* Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont*, v.11, n.1, p.30-40, Mar., 2002.
29. LAUTENSCHLAGER, E.P., MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, London, v.43, n.1, p.245-253,

June 1993.

30. LEE, W.V. *et al.* Fatigue life of a Nd:YAG laser-welded metal ceramic alloy. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.10, n.5, p.434-439, Sept./Oct. 1997.
31. LEFKOVE, M.D., BEALS, R. Spark erosion fixed/dechatable prothesis for the completely edentulous maxilla. *J Oral Implantol*, Abington, v.18, n.4, p.386-393, 1992.
32. LOOS, L. A fixed prosthodontics technique for mandibular osseointegrated titanium implants. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, n.57, p.198-204, 1987.
33. MAY, K. B. *et al.* The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.77, n.5, p.497-502, May, 1997.
34. MIYAZAKI, T. *et al.* Development of fabrication system of prostheses using electric discharge machining. *Asian J Aesthet Dent*, v.1, p.71-79, 1993.
35. NAKAJIMA, H., OKABE, T. Titanium in dentistry: development and research in the USA. *Dent Mater J*, Tokyo, v.15, n.2, p.77-90, Dec. 1996.
36. NEO, T.K. *et al.* Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.9, n.4, p.379-393, July/Aug. 1996.
37. ÖRTORP, A. *et al.* Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-

- year follow-up study. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.12, n.1, p.65-72, Jan./Feb. 1999.
38. PARR, G.R. *et al.* Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.54, n.3, p.410-414, Sept. 1985.
39. RIEDY, S.J. *et al.* Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.78, n.6, p.596-604, Dec. 1997.
40. ROMERO, G. G. *et al.* Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.84, n.6, p.602-607, Dec., 2000.
41. SAHIN, S., CEHRELI, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*, v.10, n.2, p.85-90, 2001.
42. SCHIEFFLEGER, B.E. *et al.* Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.54, n.6, p.770-776, Dec. 1985.
43. SCHMITT, S.M., CHANCE, D.A. A custom titanium implant-retained single-tooth restoration: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.11, n.6, p.782-786, Nov./Dec. 1996.
44. _____., _____. Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.8, n.4, p.332-336, July/Aug. 1995.

45. _____. *et al.* Refining cast implant-retained restorations by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.73, n.3, p.280-283, Mar. 1995.
46. SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.10, n.1, p.19-27, 1997.
47. SJÖGREN, G. *et al.* Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.46, n.4, p.247-253, Aug. 1988.
48. SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.49, n.6, p.843-848, June 1983.
49. SOUSA, P. C. R. D. *et al.* Soldagem na Odontologia: estudo de uniões soldadas utilizando laser e brasagem. *Revista da APCD*, v.54, n.6, p.470-475, Nov./Dez., 2000.
50. TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlay. *Dent Cosmos*, Philadelphia, v.49, p.1117-1119, 1907.
51. TAIRA, M. *et al.* Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater*, Oxford, v.5, n.1, p.45-50, Jan. 1989.
52. TAMBASCO, J. *et al.* Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol*, Mclean, v.13, n.4, p.23-31, May 1996.
53. TAN, K. B. *et al.* Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J*

Prosthodont, Lombard, v.6, n.4, p.346-363, 1993.

54. VALLITTU, P.K., LUOTIO, K. Effect of cobalt-chromium alloy surface casting on resistance to deflection fatigue and surface hardness of titanium. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.9, n.6, p.527-532, Nov./Dec. 1996.
55. VAN ROEKEL, N.B. Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.5, n.2, p.114-121, Mar./Apr. 1992a.
56. _____. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.7, n.1, p.56-61, Spring 1992b.
57. WANG, R.R., CHANG, C.T. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.79, n.3, p.335-341, Mar. 1998.
58. _____, FENTON, A. Titanium for prothodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*, Berlin, v.27, n.6, p.401-408, June 1996.
59. 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.
60. WASKEWICZ, G.A. *et al.* Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.9, n.4, p.405-411, 1994.

61. 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.
62. WEE, A.G. *et al.* Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.12, n.2, p.167-178, Mar./Apr. 1999.
63. WISKOTT, H.W.A. *et al.* Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.77, n.6, p.607-616, June 1997.
64. YAMAGISHI, T. *et al.* Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.70, n.3, p.264-273, Sept. 1993.
65. YOUNG, H.M. *et al.* Sprue design and its effect on castability of ceramometal alloy. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.57, n.2, p.160-164, Feb. 1987.

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

8 - APÊNDICE

ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO (DESADAPTAÇÃO MARGINAL MICROMETROS – PILAR UCLA)

GRUPO 1: FUNDIÇÃO EM MONOBLOCO						
CORPO	Imp.dista l	Imp.dista l	Imp.Cen.	Imp.Cen.	Média dis.	Média cen
1	638,5	780,9	362,5	270,9	709,7	316,7
2	461,3	399,6	222,8	133,9	430,4	178,3
3	682,9	359,6	268,0	145,9	521,3	206,9
4	556,8	687,0	191,0	185,1	621,9	188,1
5	519,1	483,5	229,6	115,9	501,3	172,8
6	220,3	329,8	84,6	63,1	275	73,9
7	187,4	157,4	083,8	85,4	172,4	84,6
8	418,2	398,3	211,6	95	408,2	153,3
9	498,4	918,0	255,9	131,5	708,2	193,7
10	292,5	455,1	88,8	174,1	373,8	131,4

DISTAL CENTRAL

MÉDIA G1	472,2	170
DESVIO PADRÃO	177	68,4
COEF. VARIA.(%)	37,49	40,27

GRUPO 1(FUNDIÇÃO EM MONOBLOCO) + EDM						
CORPO	Imp.dista l	Imp.dista l	Imp.Cen.	Imp.Cen.	Média dis.	Média cen
1	113,5	239,9	44,5	70,4	176,7	57,4
2	54,5	148,1	47,4	55,8	101,3	51,6
3	130,5	167,6	61,1	33,4	149,1	47,3
4	193,0	289,8	65,8	84,9	241,4	75,3
5	165,4	159	63,9	42,8	162,2	53,3
6	70,3	124,6	40,6	33,6	97,4	37,1
7	45,4	45,9	28,6	26,1	45,6	27,4
8	152	92,4	90,4	61,5	122,2	75,9
9	278,8	369,1	141,6	63,9	323,9	102,8
10	77	159,3	26,6	42,5	118,1	34,6

MÉDIA G1+EDM	153,8	56,3
DESVIO PADRÃO	79,7	22,8
COEF. VARIA.(%)	51,81	40,60

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

GRUPO 2: FUNDIÇÃO E SOLDAGEM À LASER						
CORPO	Imp.dista l	Imp.dista l	Imp.Cen.	Imp.Cen.	Média dis.	Média cen
1	34,4	59	174	61,6	46,7	39,5
2	140,5	220,6	264	44,8	180,6	35,6
3	114,5	325,5	39	66,8	220	52,9
4	125,6	293,1	117,4	103,6	209,4	110,5
5	153	107,8	064,5	24,4	130,4	44,4
6	24,4	110,1	21,5	19,6	67,3	20,6
7	28,9	98	29	17,6	63,4	23,3
8	211	213,3	174,5	163,3	212,1	168,9
9	344,3	199,5	125,5	116,6	271,9	121,1
10	66,9	228,9	28,1	34,4	147,9	31,3

MÉDIA G2	155	64,8
DESVIO PADRÃO	76,9	50,5
COEF. VARIA.(%)	49,63	77,92

GRUPO 2 SOLDAGEM LASER + EDM						
CORPO	Imp.dista l	Imp.dista l	Imp.Cen.	Imp.Cen.	Média dis.	Média cen
1	23,1	30,6	10,4	22,1	26,9	16,3
2	32,3	47,8	12,6	21,9	40,0	17,3
3	30,9	126,3	14,4	18,8	78,6	16,6
4	51,1	62,8	47,6	32,4	56,9	40
5	16,8	49,5	30,3	25,8	33,1	28
6	55,6	53,8	50,8	14,3	54,7	32,5
7	10,5	41,6	9	9	26,1	9
8	106	102,6	80,6	70,4	104,3	75,5
9	109,4	49,5	32,3	37,9	79,4	35,1
10	35,3	143,6	12,1	15,3	89,4	13,7

MÉDIA G2+ED	58,9	28,4
DESVIO PADRÃO	27,8	19,5
COEF. VARIA.(%)	47,15	68,68

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

**PILAR ESTETICONE
MICROMETROS**

GRUPO 3 - MONOBLOCO

CORPO	IMP.DISTAL (E)	IMP.DISTAL (A)	IMP.CENT	IMP.CENT	MÉDIA DISTAL(A/E)	MÉDIACENT
1	195,5	245	300	195,5	218	248
2	433	368	224	277,5	405	251
3	238,5	501,5	81,5	194	370	138
4	249	123	195,5	296,5	186	246
5	162,5	241	290	356	202	323
6	125	227	110	198,5	176	154
7	681	569	396,5	400	625	398
8	301,5	261	254,5	278	281	266
9	431,5	184,5	185,5	191	308	188
10	475,5	415	189	221	445	205

GRUPO 3 – MONOBLOCO + EDM

CORPO	IMP.DISTAL (E)	IMP.DISTAL (A)	IMP.CENT	IMP.CENT	MÉDIA DISTAL(A/E)	MÉDIACENT
1	116	84,5	162	145	100	151
2	227	89,5	152	203	158	177,5
3	79,5	59	72	53	69	62,5
4	163	59	122,5	202	111	162
5	115	83,5	211,5	272,5	97	242
6	52	62,5	37	103,5	57	70
7	328	280	198	211	304	204,5
8	124,5	92,5	112,5	126	108,5	119
9	181,5	104	105	115	142,5	105,5
10	282,5	235	101,5	132	256,5	117

GRUPO 4 - LASER

CORPO	IMP.DISTAL (E)	IMP.DISTAL (A)	IMP.CENT	IMP.CENT	MÉDIA DISTAL(A/E)	MÉDIACENT
1	93,5	87,5	138,5	135	95	134,5
2	80	87	95	133	83,5	114

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

3	109	99	167	137,5	104	152
4	200	195	140	102,5	197,5	121
5	95	69,5	77,5	61,5	80	69,5
6	75	39,5	272,5	173,5	55	223
7	83,5	62,5	254,5	163,5	73	209
8	146,5	96,5	208,5	154	121,5	181
9	157,5	223	90	228	190	159
10	183	49	176,5	235,5	116	206

GRUPO 4 – LASER + EDM

CORPO	IMP.DISTAL (E)	IMP.DISTAL (A)	IMP.CENT	IMP.CENT	MÉDIA DISTAL(A/E)	MÉDIACENT
1	65	52,5	103,5	73	56,5	88
2	39,5	37	41,5	30	38	35,5
3	72	48,5	81,5	64,5	60	73
4	96	92	81,5	65	94	71
5	38	32,5	26	22	35	24
6	28	26,5	91,5	116,5	27	104
7	39,5	27	69	91,5	33	80
8	93,5	35,5	134,5	97,5	64,5	116
9	47,5	71,5	23	108,5	59,5	65,5
10	96,5	31	143	148	63,5	145,5

PILAR ESTETICONE

	G3 ANTES DISTAL	G3 APÓS DISTAL	G3 ANTES CENTRAL	G3 APÓS CENTRAL
MÉDIA	321,15	1435	241,7	141,10
DP	142,32	8284	77,782	57,378

Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes.

	G4 ANTES DISTAL	G4 APÓS DISTAL	G4 ANTES CENTRAL	G4 APÓS CENTRAL
MÉDIA	111,1	53,10	156,9	825
DP	47,87	2144	48,73	36,028

DP= DESVIO PADRÃO