



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



**UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE**

TATIANA BERNARDON PEIXOTO SILVA

Cirurgiã-Dentista

**ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE PRÓTESES FIXAS
IMPLANTO-SUPORTADAS EM LIGA DE TITÂNIO, FUNDIDAS EM
MONOBLOCO OU SUBMETIDAS À SOLDAGEM LASER E
ELETROEROSÃO ATRAVÉS DO ASSENTAMENTO PASSIVO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do título de Mestre em Clínica
Odontológica, área de Prótese Dental.

**PIRACICABA-SP
2001**



TATIANA BERNARDON PEIXOTO SILVA

Cirurgiã-Dentista

**ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE PRÓTESES FIXAS
IMPLANTO-SUPORTADAS EM LIGA DE TITÂNIO, FUNDIDAS EM
MONOBLOCO OU SUBMETIDAS À SOLDAGEM LASER E
ELETROEROSÃO ATRAVÉS DO ASSENTAMENTO PASSIVO**

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Banca Examinadora: Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela

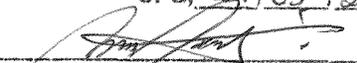
Prof.Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do título de Mestre em Clínica
Odontológica, área de Prótese Dental.

**PIRACICABA-SP
2001**

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG, 29/05/2001


Assinatura de Orientador

9186110

UNIDADE BC
N.º CHAMADA:
T/UNICAMP
Si 38a
V. _____ Ex. _____
TOMBO BC/ 46139
PROC. 16-392/04
C D
PREÇOS R\$ 11,00
DATA 17-03-01
N.º CPD _____

CM00158823-9

Ficha Catalográfica

Si38a Silva, Tatiana Bernardon Peixoto.
Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo. /
Tatiana Bernardon Peixoto Silva. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.
98p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária fixa. 2. Lasers. 3. Adaptação. I. Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 12 de Março de 2001, considerou a candidata TATIANA BERNARDON PEIXOTO SILVA aprovada.

1. Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

Handwritten signature of Mauro Antonio de Arruda Nobilo in black ink, written over a horizontal line.

2. Prof. Dr. WELLINGTON CARDOSO BONACHELA

Handwritten signature of Wellington Cardoso Bonachela in black ink, written over a horizontal line.

3. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

Handwritten signature of Guilherme Elias Pessanha Henriques in black ink, written over a horizontal line.

“CADA UM QUE PASSA EM NOSSA VIDA, PASSA SOZINHO, POIS CADA PESSOA É ÚNICA E NENHUM SUBSTITUI O OUTRO. CADA UM QUE PASSA EM NOSSA VIDA, PASSA SOZINHO, MAS NÃO VAI SÓ, NEM NOS DEIXA SÓS, LEVA UM POUCO DE NÓS MESMOS, DEIXA ALGO DE SI MESMO. HÁ OS QUE LEVAM MUITO, MAS NÃO HÁ OS QUE NÃO LEVAM NADA. HÁ OS QUE DEIXAM MUITO, MAS NÃO HÁ OS QUE NÃO DEIXAM NADA.”

(Antonie de Saint Exupéry)

À minha filha Gabriela, cuja chegada deu razão especial a minha vida e apesar de toda sua inocência me ensinou o quanto um ser humano pode amar.

Ao meu esposo Fred que nos momentos difíceis se fez em apoio e companheirismo.

...hoje eu gostaria que tu vibrasses comigo, não porque eu venci , mas porque juntos, vencemos mais um desafio em nossas vidas. Que diante dos próximos, Deus permita estarmos juntos, para, mais fortes, podermos enfrentá-los.

À minha mãe Tania pelo dom da vida, por me ensinar o caminho certo, pelo exemplo de luta e honestidade.

À meu pai Emerson pelo carinho e exemplo de bondade e desprendimento.

Obrigada meus pais por tudo o que fizeram por mim sem que ao menos eu soubesse, obrigado pela lição de amor que me ensinaram por toda a vida. Tomara Deus que eu possa transmití-la e ensiná-la a meus filhos, com a mesma dignidade com que fizeram chegar até mim. Pois se eu conseguir isto, estarei realizada...

A meus irmãos Juliana e Emerson Júnior pela nossa história de vida, de união desde a infância, todo meu carinho.

A meu irmão Léuzinho.

Dedico esta tese.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof .Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Como é difícil ser mestre, ser amigo, guia e companheiro e ao mesmo tempo instrutor que transmite conhecimentos teórico-científicos. A você que soube ser tudo isto, só me resta agradecer, pois fostes verdadeiramente um mestre.

À FAPESP,

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pelo apoio financeiro, fundamental à realização deste trabalho (processo nº 1998/01504-3) e pela confiança depositada em nosso potencial.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas na pessoa de seu digníssimo diretor Prof. Dr. Antonio Wilson Sallum.

À Conexão Sistemas de Prótese pela doação dos componentes e eletrodos para o processo de eletroerosão.

Meus agradecimentos,

Ao Mestre e amigo Professor **Nereu Roque Dartora** pelos ensinamentos e pelo exemplo de responsabilidade, seriedade, competência e dedicação.

À minha voela **Alzira** pelo carinho constante e dedicação no tempo em que moramos juntas.

À meus tios e primos que torceram por mim, em especial à minha tia **Sandra** por ter acreditado em meu potencial e à minha prima **Elisa** pela amizade e carinho.

À coordenadora do Curso de Pós - graduação da FOP – UNICAMP Prof^a. **Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury** pela competência em administrar suas funções e à coordenadora do curso de Pós – graduação em Clínica Odontológica desta instituição Prof^a. **Dra. Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes**.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo** na pessoa do Professor **Rui Getúlio Soares**, seu Digníssimo Diretor, por recomendar-me a este curso de Pós – Graduação.

Aos professores da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo que com sinceridade vibraram por minha conquista: **Maria Salete Sandini Linden, Carlos Alberto Kochemborger,**

Djalma Roque Woitchunas, Fábio Milan e Heloísa Helena Corrêa Brusco.

Ao Professor **Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques** pelo auxílio nas fundições de titânio e processo de eletroerosão e por tão gentilmente ter-nos cedido os equipamentos.

À Prof^ª. **Dra. Célia M. R. Barbosa** por tão prontamente ter colocado à nossa disposição o microscópio para realização das aferições. (Obtido através do processo FAPESP 98/01705-6.)

À Prof^ª. **Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury** por ceder as dependências do Laboratório de Prótese Parcial Removível.

À banca do exame de qualificação composta pelos Professores Doutores **Guilherme Elias Pessanha Henriques, Mário Alexandre Coelho Sinhoreti e Luiz André Freire Pimenta.**

Aos técnicos do Laboratório **Central de Titânio** – São Paulo - SP, **Antonio Vaiano Júnior e Rômulo Gavazzi** pela receptividade e pelo valioso auxílio nas soldagens à laser.

Aos funcionários da FOP – UNICAMP: **Eduardo Pinez Campos, Maria Cecília Gregório Gomes, Eliete Rigueto, Érica, Patrícia, Sônia, Dona Jose e Dona Cida** pelo apoio e amizade.

Ao Engenheiro Mecânico **Marcos Blanco Cangiani** do laboratório de Materiais Dentários da FOP-UNICAMP pelo auxílio com o microscópio.

À colega e amiga **Samira** por esta jornada juntas, e todo carinho e atenção a mim dispensados.

Ao Prof. **Dr. Carlos Tadeu dos Santos Dias** da ESALQ-USP pela análise estatística.

À Bibliotecária **Marilene Girello** da FOP – UNICAMP, pela correção da bibliografia e confecção da ficha catalográfica deste trabalho.

Ao colega **Edwin** por me ensinar a manusear a máquina de eletroerosão e ao colega **Bruno** pelo apoio num momento de especial dificuldade.

Aos colegas do curso de mestrado **Juliana, Paulo Nadin, Manoel, Juvenil, Ricardo, Viviane, Andréa, Liliana, Joane, Marco Antonio, Johnson, Adérico, Sidney, Alexandre, Almenara, Roberto, José Renato, Rafael, Maurício.**

***“AULAS? COMENTEMOS AS DA VIDA, A ESCOLA
ONIPRESENTE DO ESPÍRITO.”***

EMMANUEL

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	3
1. INTRODUÇÃO	5
2. REVISÃO DE LITERATURA	11
3. MATERIAL E MÉTODOS	49
4. RESULTADOS	71
5. DISCUSSÃO	79
6. CONCLUSÃO	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89
ANEXOS	97

RESUMO

A proposta deste trabalho foi avaliar o desadaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem laser, antes e após a eletroerosão através da análise do assentamento passivo. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas a partir de um modelo mestre metálico com cinco implantes fixados na região inter-forâmes paralelos entre si, e fundidas em titânio comercialmente puro - Ti c. p. (Rematitan – Dentaurum - Pforzheim – Alemanha). As amostras foram divididas em dois grupos: G1- 10 estruturas fundidas em MONOBLOCO e G2- 10 estruturas previamente seccionadas em 04 pontos, fundidas e submetidas à SOLDAGEM LASER (Desktop Laser – Dentaurum - Pforzheim – Alemanha). O assentamento passivo abutment tipo UCLA/infra-estrutura metálica foi avaliado antes e após a eletroerosão (Electrical Discharge Machining- Tel-Med Technologies - Port Huron - EUA) dando-se um torque de 10N no parafuso de titânio do implante da extremidade aferindo-se as discrepâncias marginais no implante mais central (IC) e no distal (ID), utilizando o microscópio ótico Olympus STM (Japão) 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), foram submetidos ao teste t-Student (análises inter-grupos) e teste t-Student pareado (análises intra-grupos), evidenciando diferenças entre G1 e G1+EDM 0,0001), G2 e G2+EDM, G1 e G2 , G1 e G2+EDM, G1+EDM e G2+EDM, não sendo encontrada diferença entre G1+EDM e G2. **PRÓTESE SOBRE IMPLANTE - ASSENTAMENTO PASSIVO - SOLDA LASER – ELETROEROSÃO**

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 procedure. Twenty 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 (Rematitan – Dentaaurum - Pforzheim – Germany). The specimens were divided into two groups: G1 - 10 specimen cast in one-piece and G2 - 10 specimen sectioned previously in four pieces, cast and laser welded (Desktop Laser – Dentaaurum – Pforzheim - Germany). The passive fit between the UCLA abutment framework and the implant were evaluated before and after the spark erosion procedure (Electrical Discharge Machining- Tel-Med Technologies - Port Huron - USA), tightening 10N in the titanium screw of the extremity implant, measuring the gaps at the central and distal implants, using a optical microscope Olympus STM (Japan) 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), were submitted to statistical analyses by means of t-Student and paired t-Student test, showing differences among G1 e G1+EDM, G1 e G2, G1 e G2+EDM, G1+EDM e G2+EDM, however, no statistical difference were noted in G1+EDM e G2.

FIXED IMPLANT-SUPPORTED PROSTHESIS - LASER WELDING - SPARK EROSION - PASSIVE FIT

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

1 - INTRODUÇÃO

Os progressos obtidos nos últimos trinta anos em implantes osseointegrados de titânio são creditados principalmente aos trabalhos pioneiros de Brånemark e seus colaboradores. (BRÅNEMARK, 1983). Baseados nisto, podemos afirmar que estamos diante de uma alternativa reabilitadora segura para pacientes parcial ou totalmente edêntulos.

A reabilitação protética configura a etapa final da terapia com implantes osseointegrados, sendo parte integrante do seu sucesso. Fatores relacionados à transmissão dos esforços oclusais para o osso, distribuição das tensões sobre os componentes protéticos e adaptação passiva da infra-estrutura da prótese sobre o implante, têm sido considerados essenciais para a longevidade da peça protética e dos implantes. (BRÅNEMARK, 1987).

Dentre os fatores que influenciam a adaptação entre os implantes e componentes, estão a fabricação dos componentes e os passos clínicos e laboratoriais envolvidos na reabilitação . Entre eles, o processo de fundição envolve uma série de variáveis que podem alterar a adaptação da peça protética. Esse problema é particularmente importante em próteses implanto-suportadas devido a inexistência do ligamento periodontal, originando uma união rígida. Os implantes osseointegrados não possuem

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

resiliência no osso, assim, a relativa precisão entre a restauração implanto-suportada e seus abutments deve ser maior. (APARICIO, 1995; HELLDÉN & DÉRAND, 1999).

Segundo APARICIO (1994), é essencial que a prótese assente com total passividade aos implantes ou pilares intermediários, já que uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, que poderá resultar em perda ou fratura dos parafusos de ouro, dos parafusos do intermediário, ou do próprio implante, podendo afetar também os elementos biológicos, levando a perda da osseointegração.

A estrutura metálica de uma prótese fixa sobre implantes deve ser resistente à corrosão, suficientemente rígida para resistir às forças de distorção, além de apresentar precisão e assentamento passivo aos abutments e/ou implantes. Entre os materiais utilizados na sua confecção, o titânio tem se tornado uma opção perfeitamente viável. A descoberta deste material ocorreu no ano de 1795 pelo químico alemão Klaproth, sendo o titânio comercialmente puro (Ti c.p.) produzido por volta de 1895. Tal metal apresenta densidade de $4,51\text{g/cm}^3$, módulo de elasticidade de 103,4 MPa, e alongamento no intervalo de 15 a 24% (WANG & FENTON, 1996). O titânio tem várias propriedades desejáveis para aplicação em Odontologia que incluem biocompatibilidade excelente, baixa condutibilidade térmica, dureza, baixo custo e alta resistência à corrosão. Apresenta-se como um interessante material alternativo às ligas nobres e semi-nobres de alto custo e às ligas de metais básicos. Porém, existem alguns problemas na prática da soldagem deste metal por ele ter alta afinidade pelo oxigênio e rápida reação a altas temperaturas. Por esta razão,

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

métodos de soldagem convencionais com chama de oxigênio ou maçarico são inviáveis para o titânio e suas ligas. O que ocorre é uma alteração na microestrutura causando profundos efeitos nas propriedades mecânicas do metal. (WANG & WELSCH, 1995; NAKAJIMA & OKABE, 1996).

A utilização do titânio em prótese dental data 1977, sendo feitas fundições experimentais de coroas metálicas unitárias, próteses parciais removíveis e fixas por Waterstrast (LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993) (NAKAJIMA & OKABE, 1996). Os resultados promissores envolvendo fundições deste metal (HAMANAKA et al., 1989) (HERO et al., 1990) (WANG & FENTON, 1996), estão relacionados às propriedades semelhantes e até superiores às apresentadas pelas ligas nobres e/ou semi-nobres e deixando a desejar apenas em relação à adaptação marginal. (TAIRA et al., 1989).

As fundições das infra-estruturas das próteses fixas implanto-suportadas, convencionalmente realizadas pela técnica da cera perdida (TAGGART, 1907), de peça única e que cruzam o arco, são imprecisas quanto ao assentamento passivo (JEMT & LINDEN, 1992). Desta forma, para se obter um selamento satisfatório entre a prótese e os implantes, freqüentemente são confeccionadas estruturas maiores ou segmentadas, indexadas e soldadas para se minimizar as distorções de fundição. (RIEDY et al., 1997).

Recentemente, o uso da energia laser para a obtenção de pequenos reparos ou mesmo a união de componentes protéticos, parece trazer bons resultados, eliminando ou reduzindo passos laboratoriais (CASTILIO & BONACHELA, 2000). O seccionamento de

peças fundidas e posterior soldagem, proporcionam um melhor assentamento passivo da peça sobre os implantes e conseqüentemente melhor distribuição das cargas. O uso do laser para a fusão de ligas odontológicas, foi inicialmente descrita por GORDON & SMITH em 1970. Estes autores foram os primeiros a relatar uma taxa de sucesso para o uso de soldagem a laser, onde nenhuma falha da união foi relatada em um período de 6 a 20 meses. Uma melhora significativa no assentamento de próteses foi verificada por outros autores. (RIEDY et al., 1997; JEMT & LINDEN, 1992).

Outra alternativa encontrada para contornar as dificuldades da fundição e do assentamento passivo é a utilização da eletroerosão (EDM - Electrical Discharge Machining) (ANDERSON et al., 1989). O EDM ou eletroerosão, têm sido utilizada pelas indústrias desde a década de 40, mas o primeiro relato do seu uso em Odontologia data 1982 (VAN ROEKEL, 1992). Este processo é utilizado na fabricação de attachments precisos para implantes, coroas metalocerâmicas à base de titânio, próteses e coroas de titânio sobre implantes e infra-estruturas de próteses removíveis. O EDM também têm sido usado na correção de imprecisões das próteses sobre implantes, no refinamento das irregularidades de fundições dos abutments de implantes do tipo UCLA (SCHMITT et al., 1995, EVANS, 1997) e na correção dos desajustes cervicais das coroas unitárias de titânio. O mecanismo de funcionamento está relacionado com a readaptação das margens cervicais da coroa por meio de um processo que envolve descargas elétricas leves entre o eletrôdo (ânodo) e a restauração metálica (cátodo) e transferências de íons. A superfície usinada é bombardeada com pulsos de energia elétrica de alta intensidade que gradualmente fundem

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

o metal até que a configuração desejada seja obtida (ANDERSON et al.,1989) (VAN ROEKEL, 1992) (WEBER & FRANK, 1993). ANDERSON et al. (1989), obtiveram resultados promissores ao avaliar a integridade marginal obtida com o processo EDM, sendo que 99,5% das coroas apresentavam-se em estado excelente ou satisfatório.

Para EVANS (1997), a obtenção de um exato e passivo assentamento entre a restauração implanto-retida e seu respectivo componente é crítica e pode comprometer o sucesso da prótese a longo prazo. Quando as cargas oclusais forem aplicadas e a restauração estiver com um pobre assentamento estará susceptível a danos e provavelmente falhará. A constante tensão gerada pelo desajuste pode levar à fratura do implante, do parafuso ou da prótese como um todo. Outras possíveis complicações incluem dor intra-oral e perda da osseointegração do implante.

No intuito de contribuir com dados científicos para novos avanços da Odontologia este estudo teve o objetivo de avaliar a diferença na desadaptação marginal entre infra-estruturas protéticas e implantes de um modelo simulado de paciente, em peças fundidas em titânio. Avaliando a efetividade do processo EDM (Electrical Discharge Machining) e da soldagem à laser na diminuição do desajuste marginal entre infra-estruturas protéticas e implantes, através da análise do assentamento passivo.

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 nítrico 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 Kg/cm² e 0,54 Kg/cm², 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, Dentaurem). 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 regulagem 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;

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

- 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, Dentaurem, 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

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:

1. Houve uma melhora no assentamento das fundições em aproximadamente 50% após o seccionamento;
2. A distorção foi tridimensional, sendo sua maior discrepância na superfície mesiogengival do retentor anterior e distolingual do retentor posterior;
3. A menor distorção ocorreu nas próteses de 3 elementos e a maior nas próteses de 5 elementos;
4. O diâmetro vestibulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior que os preparos do modelo mestre na maioria dos casos;
5. 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.

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 comunmente 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 (fistulas, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica em ouro (0,8%), sem ter havido 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 observado presença de estresses. Devido à dificuldade de se avaliar clinicamente a passividade de infra-estruturas metálicas em próteses sobre implantes, os autores sugerem que a peça seja seccionada e soldada para que se possa assegurar um grau aceitável de passividade a estas próteses sobre implantes. Este estudo indicou que nenhum stress foi produzido em volta dos implantes após a peça ter sido seccionada e soldada.

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 $37\mu\text{m}$ para as próteses mandibulares e $75\mu\text{m}$ para as próteses maxilares. No entanto, para as medidas intra-orais os valores obtidos foram de $90\mu\text{m}$ para as prótese mandibulares e $111\mu\text{m}$ 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 à fabricação da prótese, escolha das técnicas de impressão ou do metal para fundição.

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 freqüentemente 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.

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.

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 70µm e 40µm 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 $41 \pm 4,3\text{N}$ nos parafusos para fechar desajustes de $180\mu\text{m}$ e valores de $8 \pm 8,0\text{N}$ para fechar desajustes de $30\mu\text{m}$. As medidas dos testes para as armações adaptadas resultaram em registros próximos de zero (< 5). A carga aplicada para fechar um desajuste de $50\mu\text{m}$, localizado no implante central, foi de $30 \pm 26\text{N}$ 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.

Em 2000, CASTILIO & BONACHELA avaliaram a adaptação da interface intermediário /cilindros plásticos fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser. Foi confeccionado um modelo mestre em resina acrílica incolor e fixado 3 implantes (Sistema conexão) com 10mm x 3,75mm , sendo um no centro da base de resina e os outros dois equidistantes nas extremidades da base. Sobre cada implante foram acomodados parafusos intermediários do tipo Estheticone 22CNB-A, com cinta de 3mm e torque mecânico de 20N. Foram encerados 10 corpos de prova, sendo, 5 incluídos e fundidos em liga de cobalto-cromo (Rexillum[®] N.B.F. - Jeneric[®]/ Pentron[®] Incorporated) e os outros 5 incluídos e fundidos em titânio (rematitan[®] - Dentaurum Pforzheim – Alemanha), sendo então avaliados por meio de inspeção microscópica. Os autores

concluíram que: 1 – existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em titânio e cobalto-cromo, sendo a menor interface encontrada nas estruturas fundidas em titânio (21,262 μ m); 2 – existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em monobloco e após soldagem laser, sendo os melhores resultados encontrados nas estruturas após a soldagem laser (19,943 μ m); 3 - Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os três cilindros das estruturas, fundidas em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem laser; 4 – não houve interações entre as três condições estudadas (Material, Técnica e Cilindros).

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.

2.5) ELECTRICAL DISCHARGE MACHINING OU ELETROEROSÃO

VAN ROEKEL (1992) 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.

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 μ m e para corpos quadrados de 43 μ m. Níveis de adaptação sugeridos como aceitáveis clinicamente (menores que 100 μ m) 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 para melhorar a precisão de componentes metálicos. Neste procedimento, a energia elétrica é gerada entre o eletrodo de grafite ou cobre e a peça de trabalho, provocando pequenas corrosões no metal. Com esta corrente elétrica, é produzida uma temperatura de 3000° a 5000° C. A peça de metal é maquinada com a forma negativa da configuração do eletrodo. O processo ocorre com a peça submersa em um líquido dielétrico que tem 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

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

EDM é também utilizada para refinar irregularidades da fundição de “abutments” do tipo UCLA para implantes.

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 [®]	Espe
Titânio Comercialmente Puro	Rematitan	Dentaurum- Pforzheim/Germany
Revestimento para fundição de titânio	Rematitan [®] Plus	Dentaurum - Pforzheim/Germany
Implantes, análogos, postes de impressão e UCLAs*	Conexão	Conexão sistemas de prótese – São Paulo - SP

* abutment desenvolvido pela Universidade da Califórnia - EUA

3.2 - MÉTODO

3.2.1 CONFECCÃO DO MODELO MESTRE

O modelo padrão foi obtido a partir da moldagem de uma mandíbula humana de proporções médias. Foi então confeccionada uma matriz metálica em cobre alumínio simulando uma mandíbula edêntula, representativa de um caso clínico. 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.

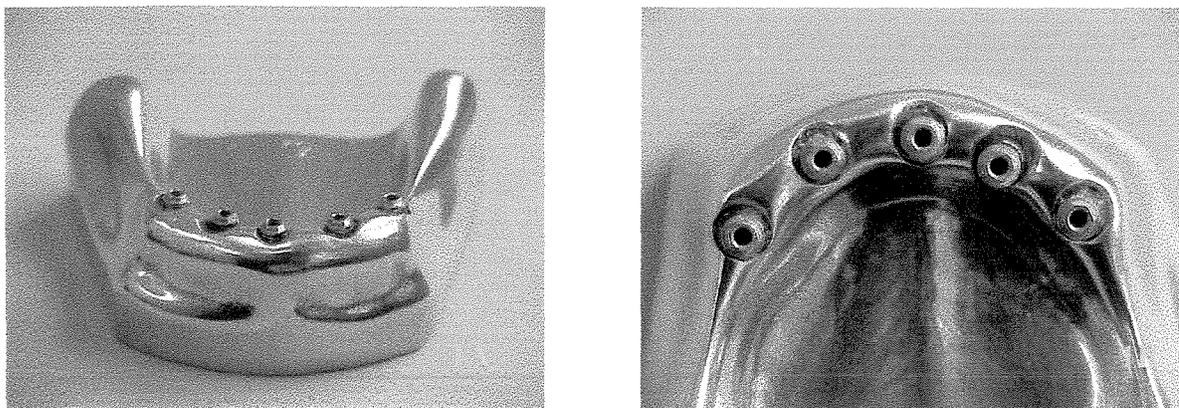


Figura 1: Matriz metálica – A) vista vestibular e B) vista oclusal.

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

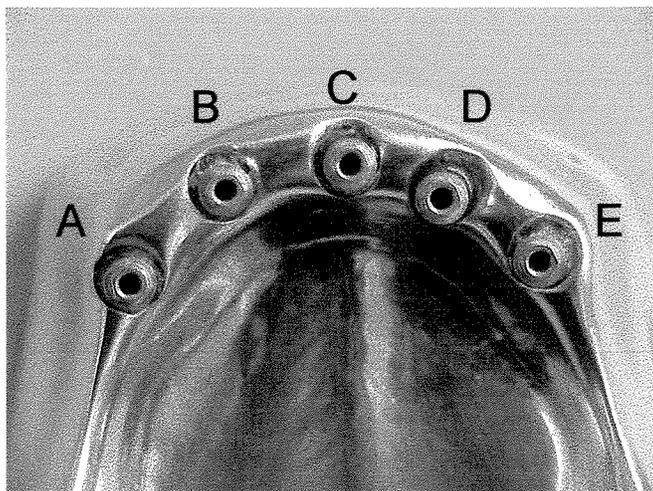


Figura 2 - Representação esquemática dos implantes (A, B, C, D, E).

3.2.2 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

3.2.2.1 Moldeira individual

Com os transferentes cônicos (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo - Brasil) 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 em resina acrílica

ativada quimicamente (Clássico Artigos Odontológicos LTDA, São Paulo) adequada à técnica da moldeira aberta, isto é, com abertura oclusal para o acesso aos parafusos dos tranferentes de moldagem quadrado (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – Brasil) (Fig.3).

Com a moldeira posicionada sobre a mandíbula metálica foi encontrado o centro geométrico da moldeira traçando-se duas linhas imaginárias da região do 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.

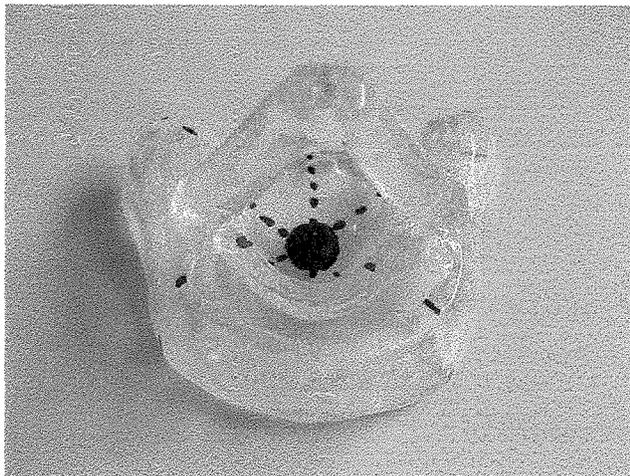


Figura 3 – Moldeira individual.

3.2.2.2 Moldagem de transferência

A moldagem de transferência foi realizada com o sistema de postes de impressão quadrados e pino guia do Sistema Conexão. Para a técnica de transferência, os postes foram amarrados entre si com fio dental e recobrimento deste com resina acrílica (Duralay-Reliance Dental Co)- técnica do arrasto- (HERBST et al., 2000) (**Fig. 4**) e em seguida, o material de moldagem poliéter (Impregum®) foi espatulado conforme as especificações do fabricante, levado a moldeira e injetado com auxílio de uma seringa plástica 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 1500g (0,014N) através de uma prensa pneumática, o que foi suficiente para extruir o excesso do material de moldagem e mantê-lo confinado sob pressão constante até sua presa 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 à vácuo (Espatulador/Inclusor 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 o modelo de trabalho com os análogos dos implantes nele fixados. (

Fig. 5)

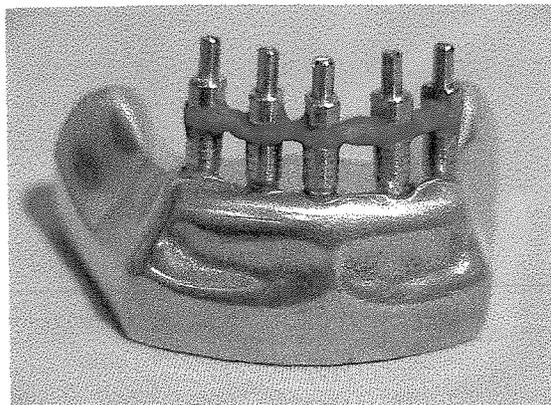


Figura 4: Transferentes quadrados unidos.

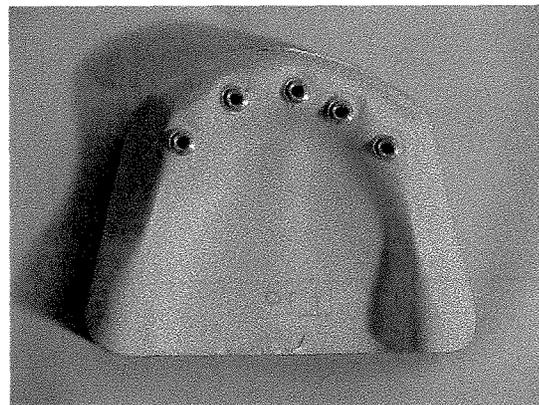


Figura 5: modelo de gesso com análogos.

Uma vez obtido o modelo de trabalho foram confeccionados os corpos de prova utilizando 200 abutments plásticos tipo UCLA (Universidade da Califórnia – Los Angeles - USA) fornecidos pela empresa Conexão.

Os abutments tipo UCLA foram posicionados diretamente sobre os análogos com os pinos de enceramento (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo – Brasil). Uma barra cilíndrica em cera de 4mm de diâmetro (Dentaurum – Pforzheim – Germany código n. 111-840-00), (GORDON & SMITH,1970), foi recortada e colocada entre os abutments. Para que a cera azul fosse unida aos abutments foi aplicada cera PK Opaque para escultura (Kota – Industria e Comércio - São Paulo – SP) nas extremidades, unindo os abutments

uns aos outros (Fig. 6). Nas extremidades livres, foi padronizada uma extensão distal de 10mm de comprimento (Fig. 7). As barras foram posicionadas acima da cinta cervical dos abutments plásticos que corresponde a 2mm de altura. Depois do enceramento, os UCLAS foram cortados no nível da barra encerada utilizando discos diamantados.(Fig. 8). Posteriormente, foi realizada a prova da passividade, finalizando o enceramento do corpo de prova. 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.

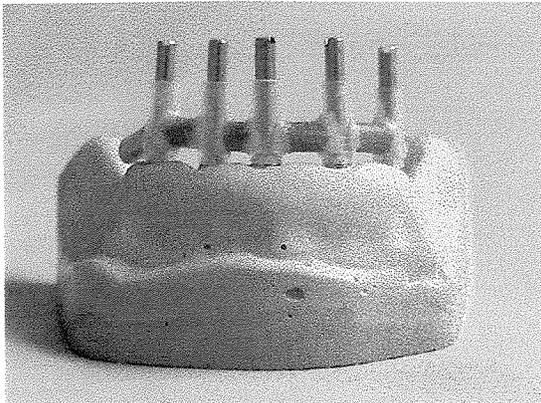


Figura 6: UCLAS e cera posicionados.

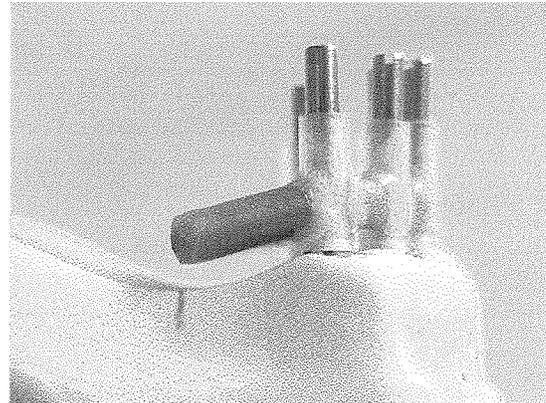


Figura 7: extensão distal.

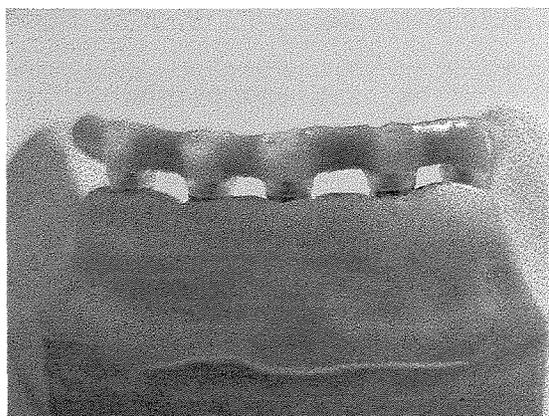


Figura 8: Infra-estrutura pronta para fundição.

Foram realizados 20 infra-estruturas, fundidas em titânio comercialmente puro (Rematitan[®] - Dentaureum - Pforzheim – Alemanha) e divididas como mostrado no Quadro 2.

Quadro 2 – Amostras divididas em grupos.

Grupos	Nº de Amostras	Procedimento
G1	10 armações	MONOBLOCO ANTES EDM
	10 armações*	MONOBLOCO DEPOIS EDM
G2	10 armações	SOLDAGEM À LASER ANTES EDM
	10 armações*	SOLDAGEM À LASER DEPOIS EDM

* mesmas infra-estruturas.

3.2.3 OBTENÇÃO DAS ESTRUTURAS METÁLICAS

3.2.3.1 Inclusão

Seis canais de alimentação com 4mm de diâmetro e medindo cerca de 10mm cada um foram colocados sobre a barra numa angulação de $\pm 45^\circ$ em relação a ela. Foi situada uma barra em U em cera de 5mm de diâmetro (Dentaurum – Pforzheim – Germany ref. 111-850-00) unindo os seis canais e a partir dela dois canais em V foram necessários para fixar a peça na base formadora de cadinho do anel de inclusão. Procedeu-se então o alisamento da cera evitando a formação de ângulos vivos nos cruzamentos, o que poderia tornar difícil a injeção da liga líquida no molde de revestimento (YOUNG et al. , 1987).

Todo conjunto foi unido à base do anel de inclusão nº 6 de forma cilíndrica (Dentaurum – Pforzheim – Germany) .Para quebrar a energia 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. O revestimento utilizado foi o Rematitan Plus® (Dentaurum – Pforzheim – Germany) proporcionado conforme as especificações do fabricante (80 ml de líquido + 500 gr pó). A espátulação do revestimento foi efetuada de acordo com as recomendações do fabricante, o que consiste em incorporar pó ao líquido, espátular por aproximadamente 10 segundos e levar à espátulação mecânica

à vácuo por 60 segundos. (Espatulador/Inclusor Elétrico a Vácuo – Multivac 4 – Degussa S.A. Em seguida, o conjunto foi deixado sob bancada até a cristalização do revestimento (40 minutos).

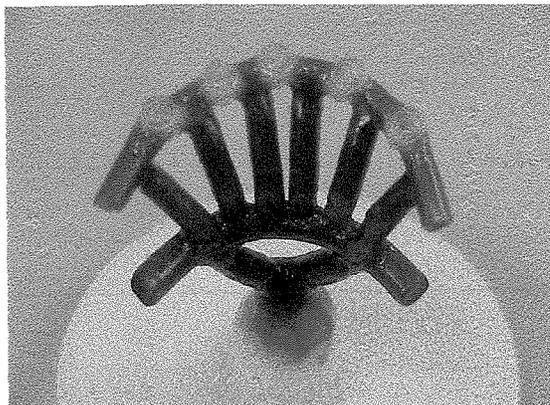


Figura 9: Inclusão do corpo de prova

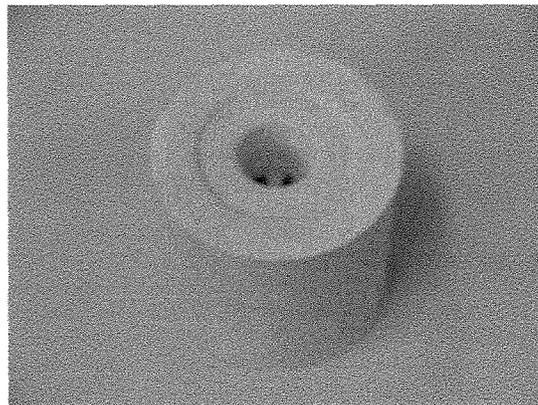


Figura 10: Cilindro de revestimento

3.2.3.2 Processo de Fundição

Com o bloco cristalizado colocado no forno elétrico de pré-aquecimento (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controle Ltda. – São Carlos), programou-se o forno conforme Quadro 3.

Quadro 3 – Ciclos de temperatura, velocidade e tempo de aquecimento.

PROGRAMA	TEMPERATURA (H= °C)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (A = °C/min)	TEMPO DE AQUECIMENTO (P = min)
CICLO 1	H1= 150 °C	A1= 10°C/min	P1= 60min
CICLO 2	H2= 250°C	A2= 10°C/min	P2= 60min
CICLO 3	H3= 1000°C	A3= 10°C/min	P3= 90min
CICLO 4	H4= 550°C	A4= 10°C/min	P4= 120min

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) (Fig.11) 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 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 liga.

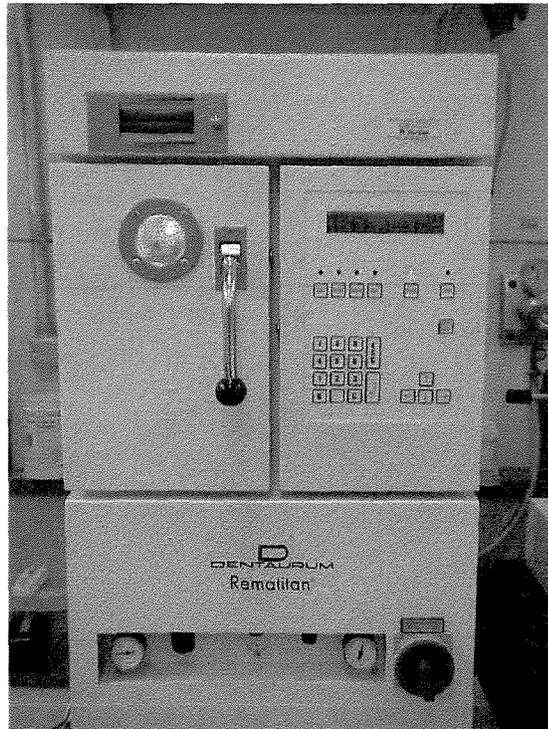


Figura 11: Máquina de fundição Rematitan.

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. Além da temperatura de fusão da liga ser atingida no interior da máquina (1700°C), o processo de fundição 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.

3.4 DESINCLUSÃO/ ACABAMENTO

O procedimento de desinclusão foi realizado após o imediato resfriamento do revestimento em água para evitar contaminação do metal, por 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. No caso de bolhas, as mesmas eram cuidadosamente removidas. No 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 óxido de alumínio de granulação regular e borrachas abrasivas.

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

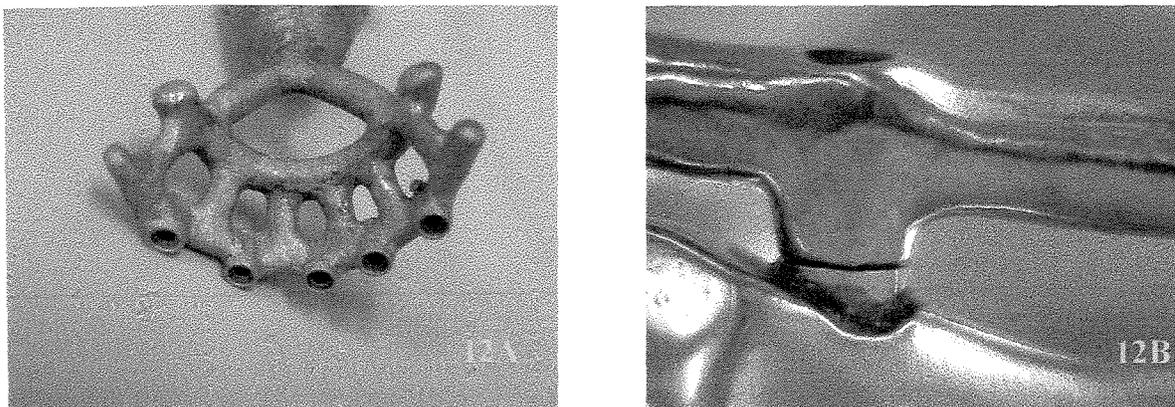


Figura 12: Estruturas metálicas A) logo após a fundição B) vista aproximada da peça sobre a matriz após o polimento.

3.5 SOLDAGEM À LASER

Para o procedimento de soldagem à laser as estruturas metálicas do grupo 2 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 Carborundum 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. Todo

o conjunto, foi levado para o interior da máquina de soldagem à laser (Desktop – Dentaureum - Alemanha). (Fig. 13).



Figura 13: Máquina de solda à laser Desktop

Para soldar as estruturas de titânio, foi utilizado lâmina de titânio (espessura de 0,25mm, Rematitan[®] - Drant – Dentaureum), 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 à laser foram realizadas as leituras, utilizando os mesmos critérios das leituras das peças em monobloco.

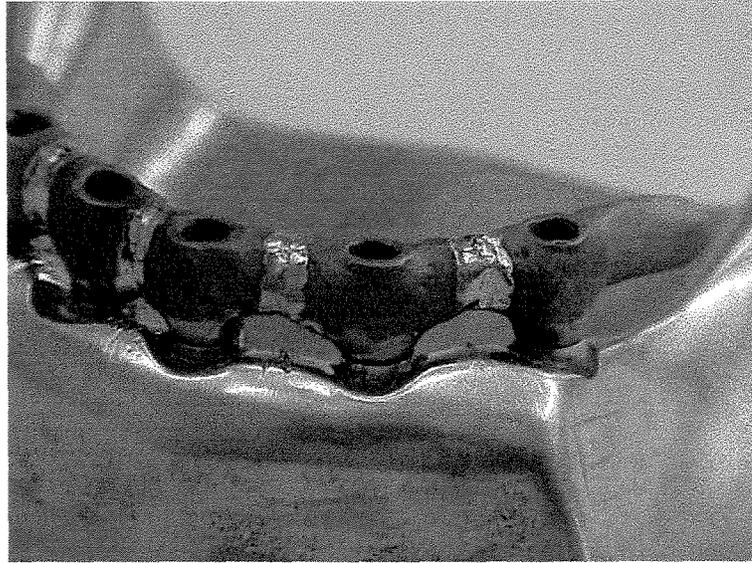


Figura 14: Estrutura metálica de titânio após soldagem à laser.

3.6 ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO

Para as leituras dos valores das alterações dimensionais, representando o grau de adaptação entre os componentes protéticos e os implantes, foi utilizado um microscópio mensurador (STM Digital – OLYMPUS - Japan) com precisão de 0,0005 mm (Fig.15).

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

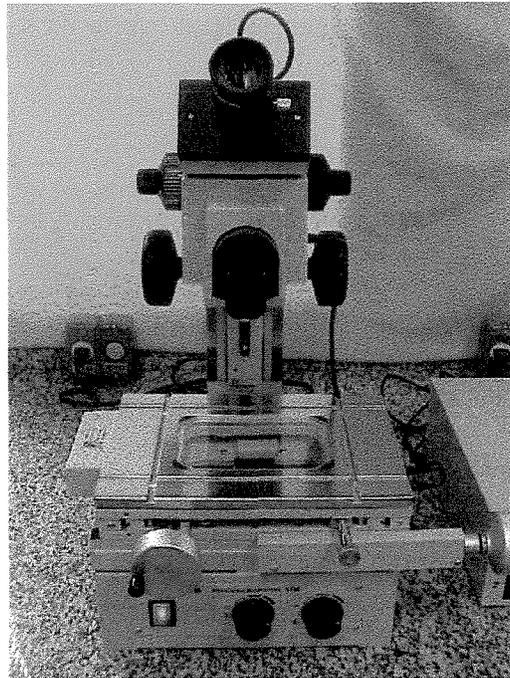


Figura 15: Microscópio mensurador digital.

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. 16 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 e C'denominou-se IC. O cabeçote micrométrico corria da superfície do implante até a linha que consistia na base do cilindro protético.

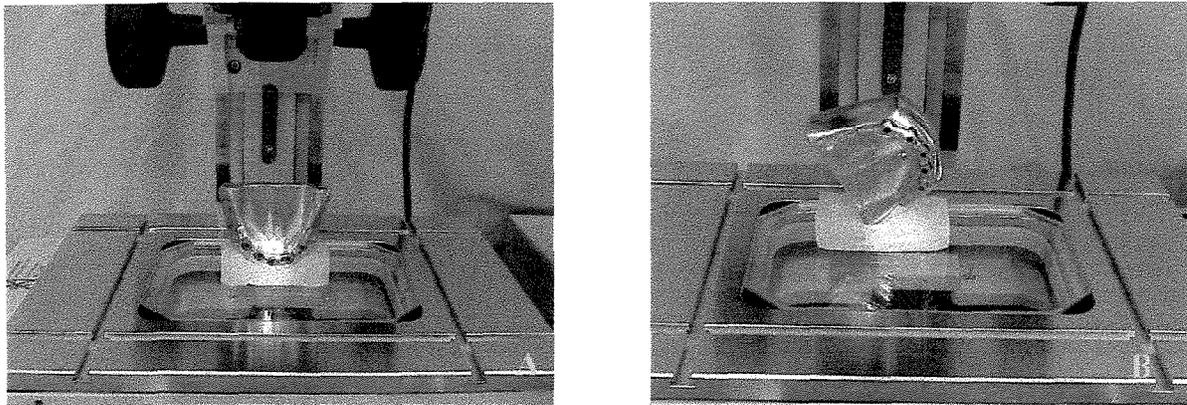


Figura 16: Análise microscópica da face lingual do implante C (A) e da face vestibular do implante E (B).

3.7 – APLICAÇÃO DA ELETROEROSÃO

Para aplicação da eletroerosão foi utilizado o equipamento Electrical Discharge Machinig - Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – EUA (Fig. 17) . 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. Este modelo é conseguido através da impressão da posição original dos implantes nos quais a peça deverá assentar-se (Fig. 18) e abriga eletrodos e um fio de cobre que os envolve e interliga para que a corrente elétrica seja transferida para toda a infra-estrutura

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

metálica (**Fig. 19**). 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 – **fig 21**). Ao modelo de gesso foi ligado o polo negativo (**fig 21** – eletrodo preto).

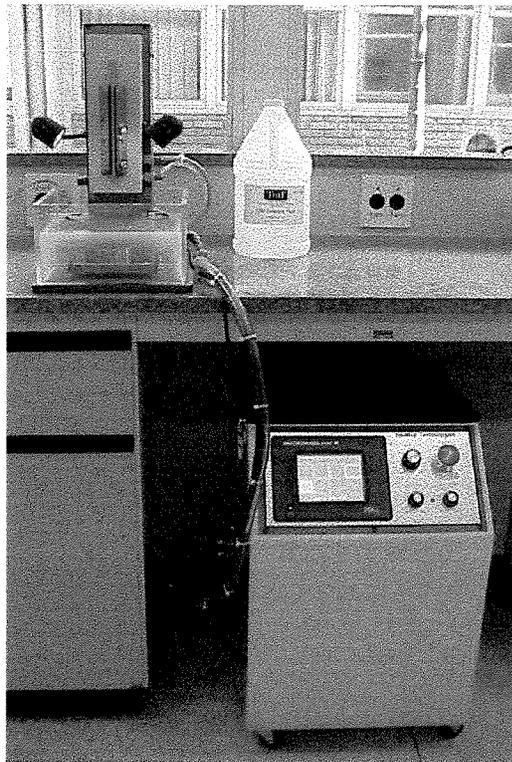


Figura 17: Máquina de eletroerosão

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

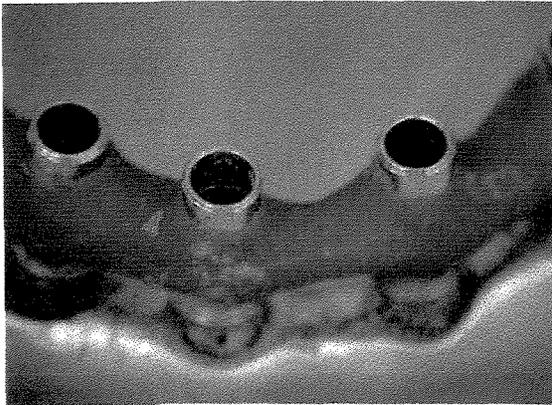


Figura 18: impressão da posição dos implantes.

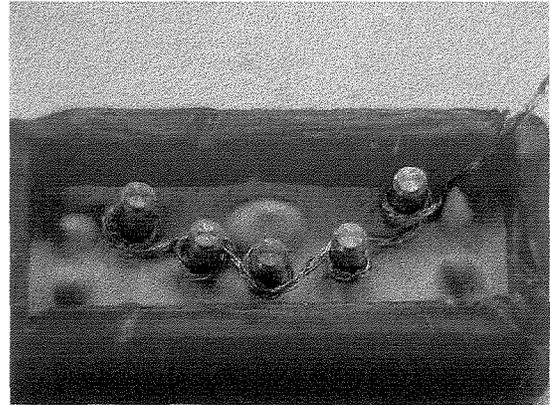


Figura 19: eletrodos e fio de cobre.

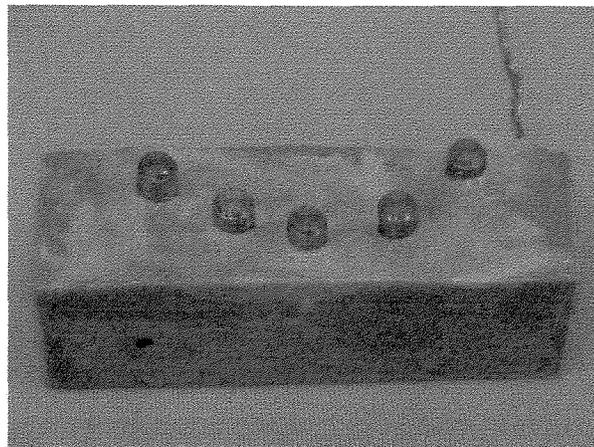


Figura 20 : modelo de gesso final.

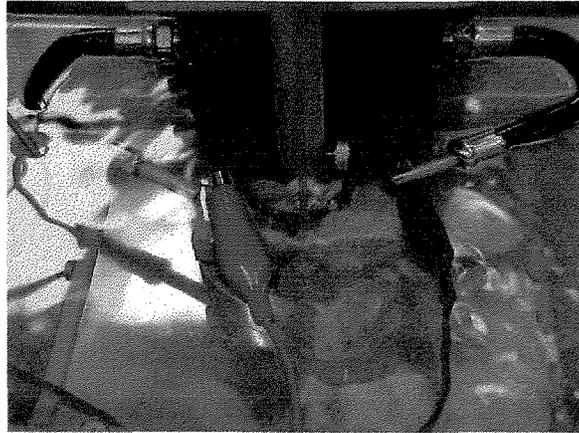


Figura 21: eletrodo vermelho - restauração (polo positivo) e preto - modelo de gesso (polo negativo).

Para iniciar a eletroerosão, o conjunto todo fica (**Fig.22**) submerso em um líquido dielétrico (Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – EUA) que tem as funções de isolante, condutor e refrigerante (VAN ROEKEL, 1992).

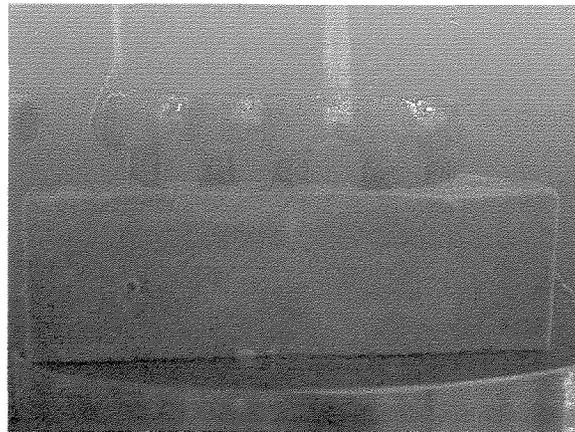


Figura 22: conjunto modelo de gesso com eletrodos/peça colada à haste vertical do aparelho.

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 minuto (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 ocorria constantemente em movimentos de sobe-desce 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.

3.8 – FORMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para realização da análise estatística utilizou-se o teste *t* para observações pareadas quando as análises foram intra-grupos e o teste *t* para observações independentes quando as análises foram inter-grupos.

4 - RESULTADOS

Para efetuar a comparação entre corpos de prova do mesmo grupo (antes e após a eletroerosão) foi indicada a utilização do teste *t* para observações pareadas. As comparações dos grupos 1 e 2 antes e após a eletroerosão, tanto para as médias dos implantes distais e centrais estão ilustrados nos **gráficos 1 e 2**. Diferenças significantes estatisticamente foram constatadas quando comparou-se: GRUPO 1(MONOBLOCO) antes e após eletroerosão, tanto para o implante central ($p=0,0003$) quanto para o implante distal ($p=0,0001$); GRUPO 2 (SOLDA LASER) antes e após a eletroerosão, implante central ($p=0,0092$) e implante distal ($p=0,0008$).

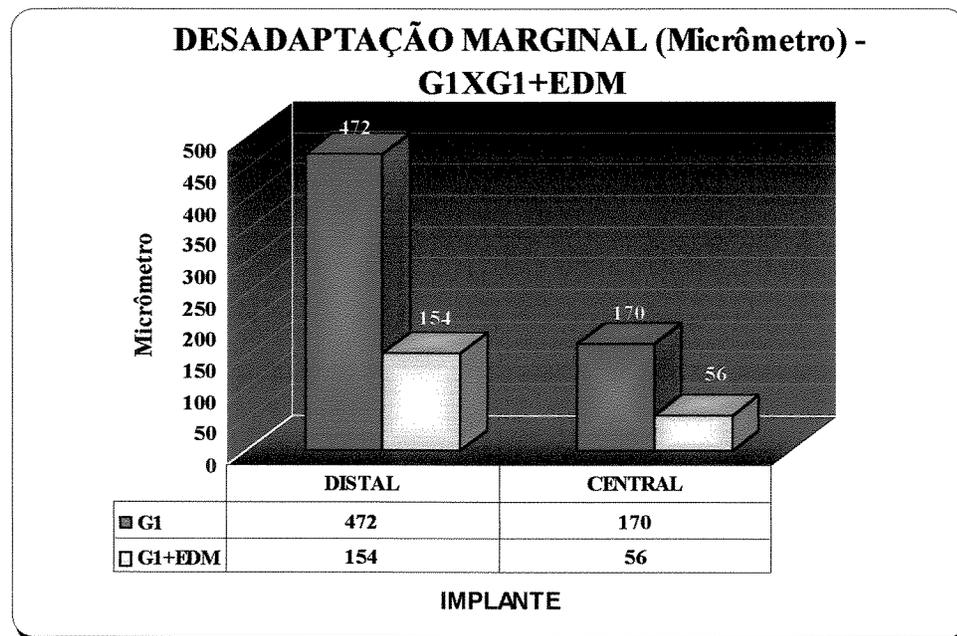


Gráfico 1: Implante central e distal do GRUPO 1 (MONOBLOCO), comparados antes e após a eletroerosão.

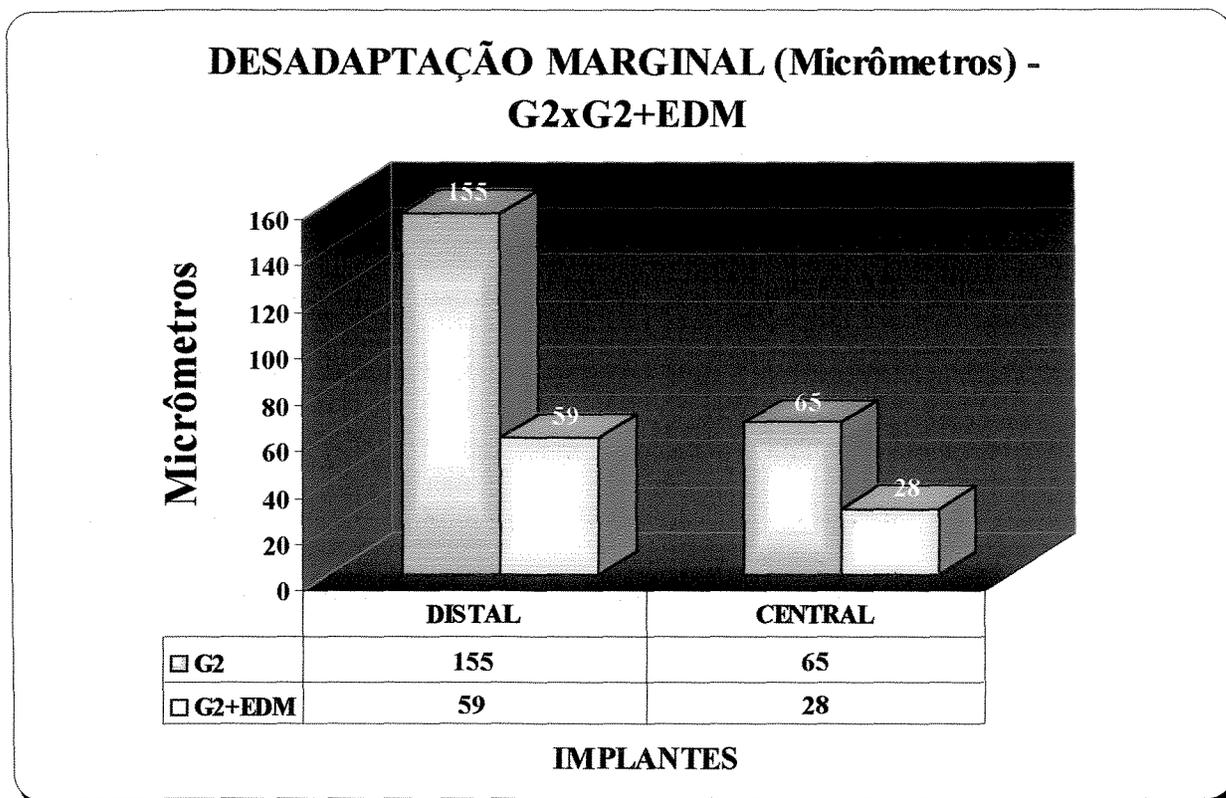


Gráfico 2: Implante central e distal do GRUPO 2 (SOLDA LASER), comparados antes e após a eletroerosão.

Para estas duas comparações (GIXGI+EDM e G2XG2+EDM) nota-se que aplicação da eletroerosão nas peças em monobloco e submetidas ao seccionamento e soldagem à laser, melhorou significativamente a adaptação marginal tanto para o implante central quanto para o implante distal.

Quando estabeleceu-se comparações entre corpos de prova de grupos diferentes foi indicada a utilização do teste t para observações independentes. Este teste está indicado quando é preciso comparar duas populações. A este teste foram submetidas as seguintes comparações: G1XG2, G1XG2+EDM, G1+EDMXG2 e G1+EDMXG2+EDM. A saber GRUPO 1 : MONOBLOCO e GRUPO 2: SOLDA LASER. Comparou-se implantes centrais e distais entre os grupos. Estas comparações podem ser observadas nos **gráficos 3,4,5 e 6**. Verificando os gráficos pode-se observar que dentre estas comparações a única que não estabeleceu diferença estatisticamente significativa ($p=0,9735$ para média dos implantes distais e $p=0,6319$ para a média dos implantes centrais) foi G1+EDMXG2 (**gráfico 5**).

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

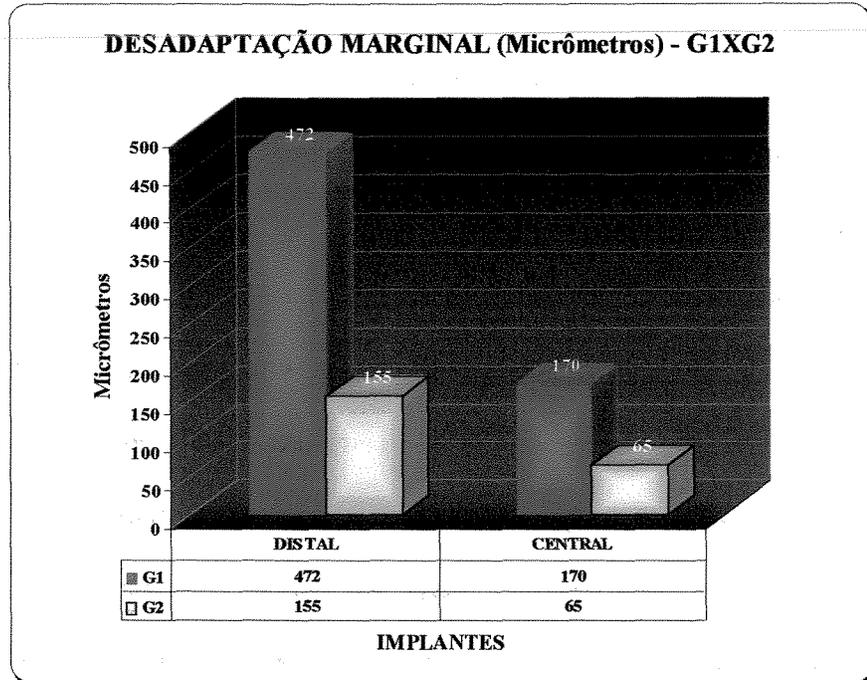


Gráfico 3: Implante central ($p=0,0010$) e distal ($p=0,0002$) do GRUPO 1 (MONOBLOCO) comparados com GRUPO 2 (SOLDA LASER). Nota-se que a soldagem laser melhorou muito o assentamento passivo das peças.

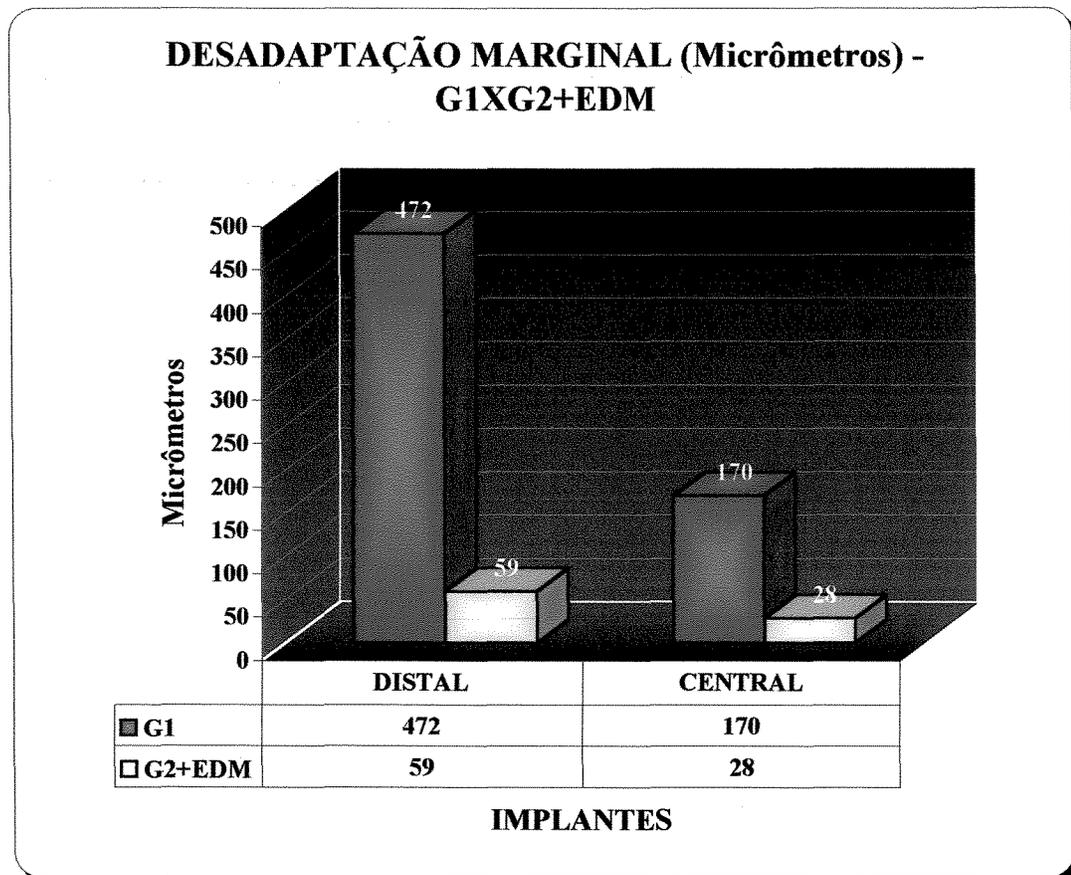


Gráfico 4: Implante central ($p=0,0001$) e distal ($p=0,0001$) do G1 (MONOBLOCO) comparados com do G2+EDM (SOLDA LASER+EDM). Nota-se a significativa melhora de adaptação (assentamento passivo) quando associou-se seccionamento e soldagem das peças com aplicação da eletroerosão.

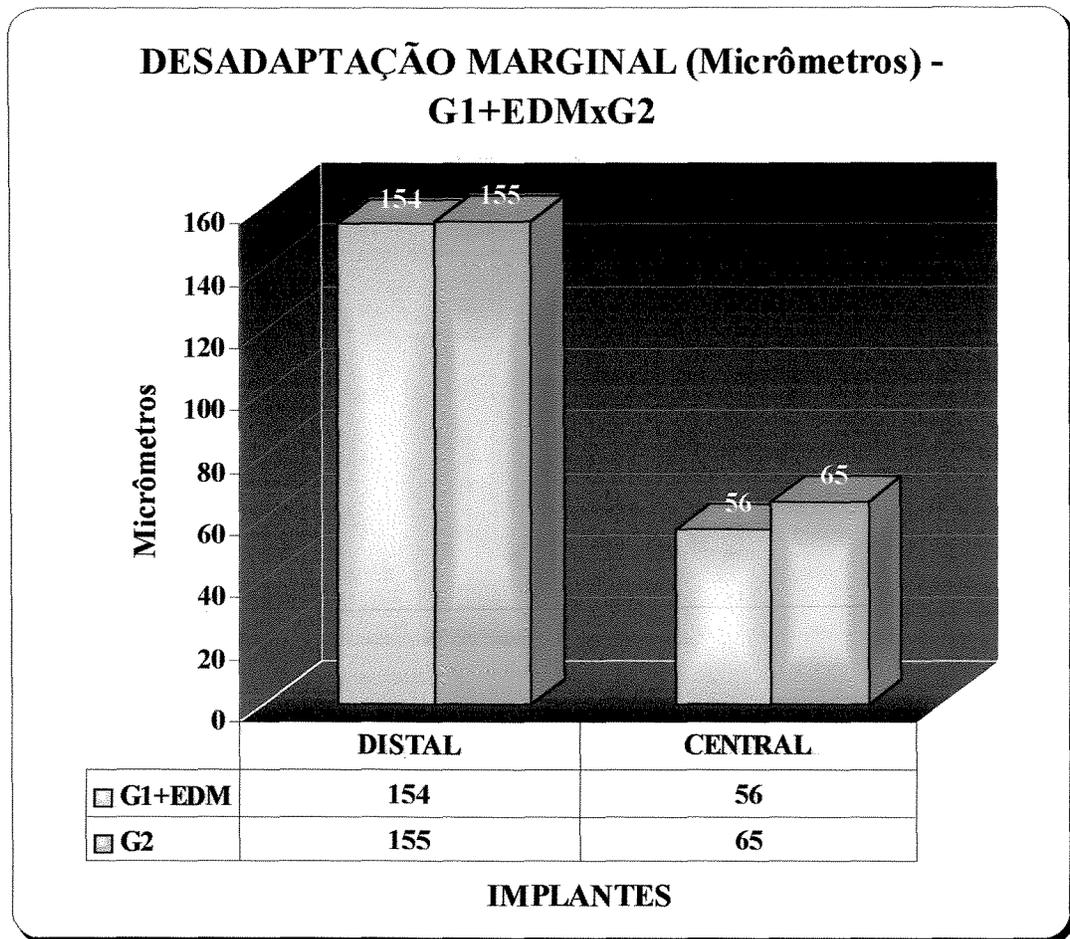


Gráfico 5: Implante central ($p=0,6319$) e distal ($p=0,9735$) do G1+EDM (MONOBLOCO+EDM) comparados com do G2 (SOLDA LASER). Nota-se que não houve diferença significativa de adaptação marginal entre os grupos. Isto significa que tanto o seccionamento e soldagem à laser como a aplicação eletroerosão são efetivamente iguais quanto à melhora na adaptação.

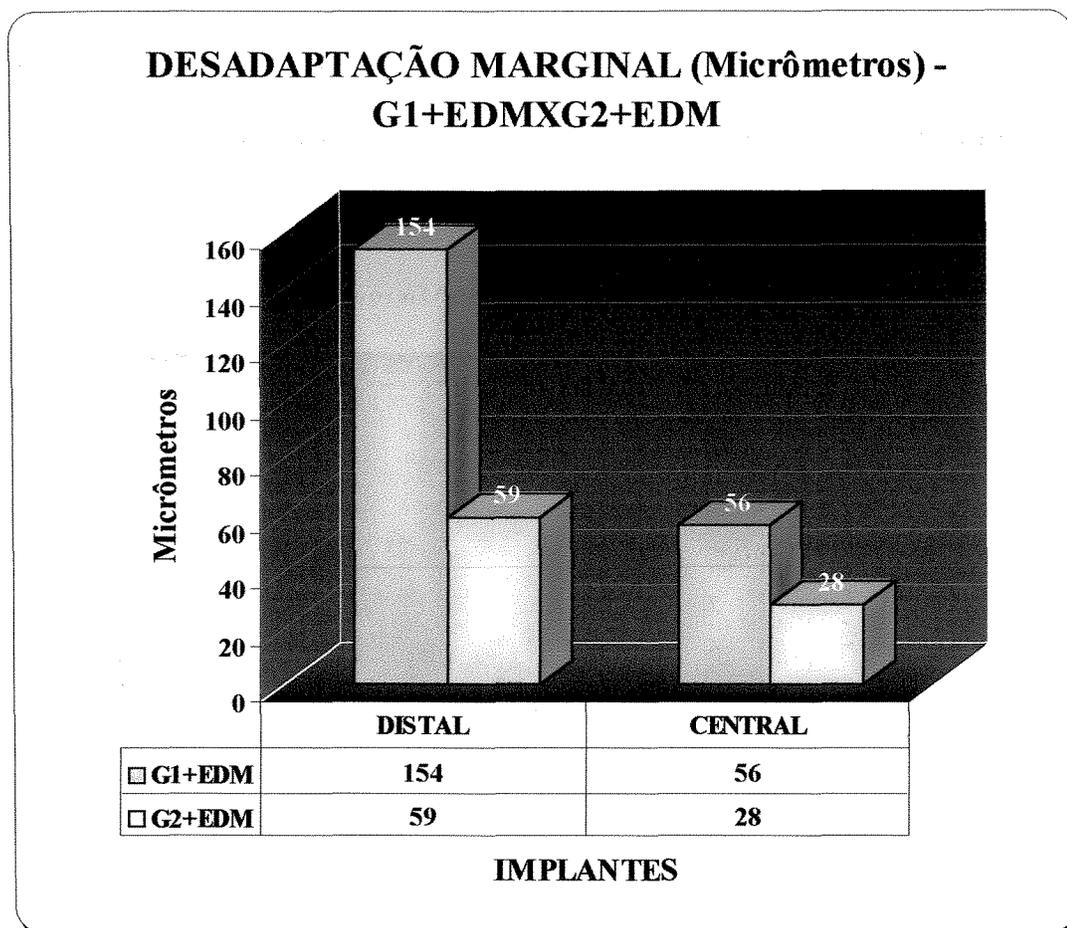


Gráfico 6: Implante central ($p=0,0090$) e distal ($p=0,0044$) do G1+EDM (MONOBLOCO+EDM) comparados com do G2+EDM (SOLDA LASER+EDM). Nota-se que houve diferença significativa de adaptação marginal entre os grupos. Isto significa que o seccionamento e soldagem à laser e a aplicação eletroerosão são técnicas mais efetivas na adaptação quando associadas.

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

Os resultados da diferença de adaptação marginal dos implantes centrais e distais entre os grupos (GRUPO 1 – MONOBLOCO; GRUPO 1 + EDM; GRUPO 2 – SOLDA LASER; GRUPO 2 + EDM) estão evidenciados no **gráfico 7**.

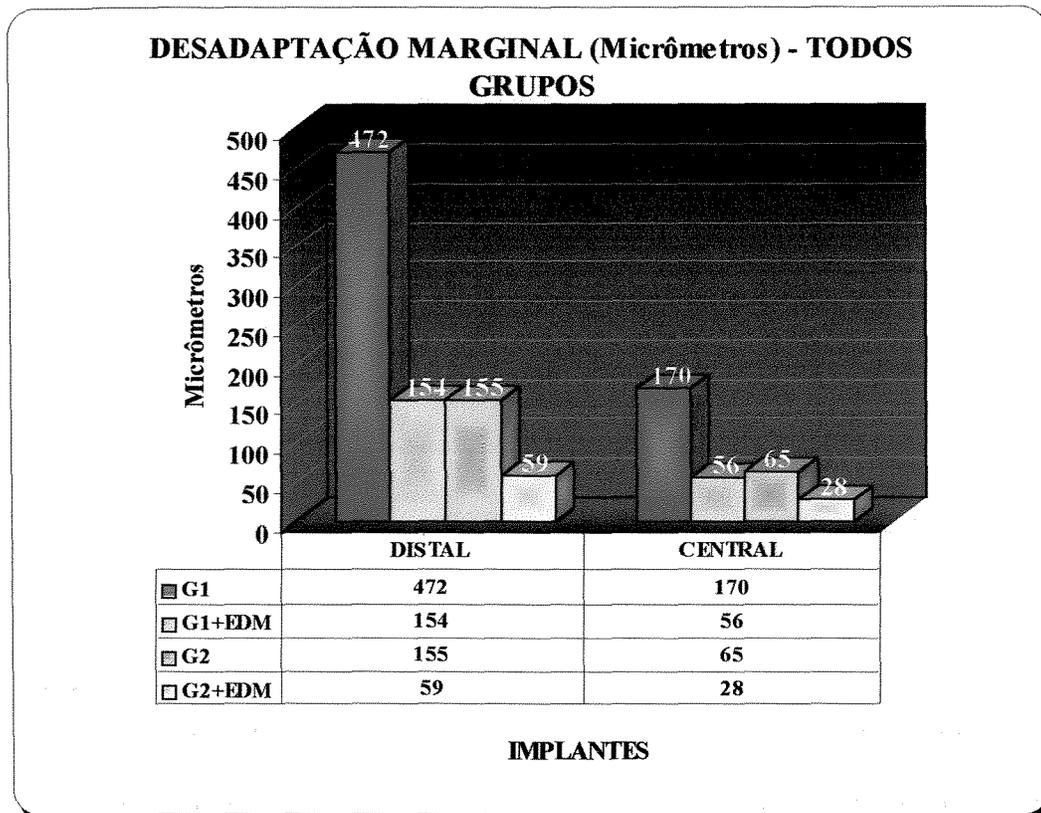


Gráfico 7: Mostra as médias em micrômetros do implante central e distal de todos grupos.

5 – DISCUSSÃO

Uma das causas mais importantes e comuns de complicações a curto prazo em implantes e próteses sobre implantes é a falta de passividade das próteses dada pela desadaptação marginal entre infra-estruturas protéticas e implantes osseointegrados. Esta condição, aumenta as forças aplicadas sobre o implante o que leva à perda óssea, mobilidade do implante e à fratura de componentes protéticos (JEMT, 1991).

A supra-estrutura, o osso e os componentes não flexionam além de seu limite elástico, e as forças de compressão, tração e cisalhamento são dissipadas na interface osso/implante. Uma carga progressiva ou gradual para o osso não é possível com uma estrutura fundida não passiva. O termo ajuste passivo sempre foi usado em implantodontia para descrever um ajuste da prótese que fosse compatível com a capacidade do corpo de se adaptar adequadamente e remodelar-se ao estímulo. Ele foi descrito por BRANEMARK (1983) quando seu valor ficou em torno de 10µm. Resultados semelhantes foram detectados em nosso trabalho no GRUPO 2 (soldagem à laser), após ser submetido à eletroerosão.

O conceito de passividade evoluiu até descrever um ajuste clinicamente aceitável, no qual as condições de tensão estão dentro dos limites fisiológicos e o implante permanece inalterado quando a prótese é parafusada em seu lugar. A deformação elástica dos materiais de moldagem (alteração dimensional), a expansão do gesso, a discrepância do análogo, a distorção da cera, a expansão do revestimento, a contração do metal, acrílico ou porcelana, as inexatidões na soldagem e as variações entre os fabricantes dos componentes

do implante são inter-relacionados na confecção de supra-estruturas completamente passivas, contudo estes fatores podem ser muito bem controlados pelo profissional que executa todas as técnicas com critério, diminuindo a média de erros (LOOS, 1987). Baseados nestas afirmações, procuramos controlar ao máximo todas estas variáveis para que nossos resultados finais fossem fielmente reproduzidos.

Por outro lado, concordamos com a afirmação de CHAI & CHOU (1998) que consistia em dizer que distorções de moldagem são inevitáveis, embora pequenas, e é importante que as peças sejam seccionadas e soldadas para que uma melhora na adaptação das peças ocorra. Para GORDON & SMITH (1970), autores do relato inicial sobre o uso da soldagem à laser em Odontologia, a correta construção da prótese é reflexo de uma moldagem exata, porque a soldagem é feita no modelo mestre, podendo assim minimizar distorções. Estes autores relatam também que para soldar uma peça de três elementos são gastos apenas 4 minutos, uma grande vantagem da soldagem à laser. TAMBASCO et al. (1996), atentaram para o fato da soldagem laser permitir um melhor contato entre as partes a serem soldadas e assim reduzir o potencial de distorção.

Neste trabalho foram encontradas diferenças estatisticamente significantes nas infra-estruturas fundidas em monobloco e soldadas à laser, confirmando o resultado de outros trabalhos que recomendam o seccionamento das peças para melhorar o assentamento passivo de próteses sobre implantes. (ORTÖRP et al., 1999) (NEO et al., 1996) (JEMT & LINDEN, 1992) (RIEDY et al., 1997) (SCHIEFFLEGER et al., 1985).

A soldagem laser têm sido alvo do estudo de diversos pesquisadores que avaliaram as propriedades mecânicas de estruturas soldadas à laser. (SJÖGREN et al., 1982) (YAMAGISHI et al., 1993) (WANG & WELSCH, 1995) (BERG et al., 1995) (WISKOTT et al., 1997) (LEE et al. 1997) (WANG & CHANG, 1998).

Apesar de nosso trabalho ter constatado uma significativa melhora do assentamento nos corpos-de-prova do GRUPO 2 que foram seccionados e submetidos à soldagem laser, BERGENDAL & PALMQVIST (1995) não encontraram significância estatística em complicações biológicas ou protéticas entre armações de implantes fundidas em peça única de titânio e submetidas à soldagem laser. A construção de infra-estruturas em monobloco tem a vantagem de eliminar o tempo de soldagem. Estão concordes com nosso trabalho RIEDY et al. (1997), pois mostraram que armações de titânio soldadas à laser assentam melhor que armações fundidas em monobloco. Até o momento , não surgiram na literatura trabalhos onde utilizou-se EDM em peças de titânio fundidas em monobloco. No entanto, este trabalho constatou que os resultados de tal procedimento foram semelhantes quando utilizou-se seccionamento e soldagem à laser.

HUSSAINI & WONG (1997) encontraram valores de 82 a 139 μ m em fundições em titânio de próteses sobre implantes utilizando moldagem convencional. Estes valores, apesar de altos, estão dentro dos encontrados em nosso estudo (valores obtidos no grupo 1 – monobloco + EDM e grupo 2 - soldagem à laser) onde também utilizou-se tal moldagem.

Concordamos com SKALAK (1983), JEMT (1991) e KALLUS E BESSING (1994) que afirmaram que complicações biológicas como a perda da crista óssea em volta dos implantes e perda da osseointegração são creditados unicamente ao assentamento não passivo da armação protética de infra-estruturas sobre implantes.

Em nosso estudo as infra-estruturas foram todas fundidas em titânio comercialmente puro. O titânio tem propriedades mecânicas como dureza, resistência ao desgaste, à fratura, à corrosão, à degradação eletroquímica (GRAIG, 1997) e de biocompatibilidade (PARR et al., 1985) desejáveis à confecção de aparelhos protéticos e seu uso em odontologia tem se tornado uma alternativa viável ao uso de ligas nobres e semi-nobres. Estas afirmações são compartilhadas com TAIRA et al. (1989), LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN (1993) e WANG & FENTON (1996). São relatados problemas com a fusibilidade deste metal (WANG & FENTON, 1996 e HAMANAKA et al., 1989), falta de preenchimento do molde de revestimento e porosidades (HERO et al., 1990).

NAKAJIMA & OKABE (1996) encontraram em seu estudo valores abaixo de 100 μ m quando o assentamento de fundições em Titânio puro foi testado. WANG & FENTON (1996) afirmaram que tais fundições deixam a desejar apenas em relação à adaptação marginal, por ela ser difícil de ser obtida. Acreditamos que tal fato se deve à baixa densidade e peso específico deste metal o que dificulta seu escoamento durante o processo de fundição. JEMT (1991) relatou que valores abaixo de 150 μ m são clinicamente aceitáveis.

Para WANG & FENTON (1996) o assentamento passivo não pode ser quantificado e sim associado a maiores ou menores discrepâncias marginais (eixo vertical). Em sua revisão de literatura os autores encontraram valores que variaram de 8 a 196 μ m de desadaptação em coroas de Titânio fundido. Em nosso trabalho, resultados semelhantes foram encontrados no GRUPO 2 - soldagem à laser, e quando os GRUPOS 1 e 2 foram submetidos à eletroerosão. Isto confirma os achados de SHIFFLEGER et al. (1985) que submeteram próteses parciais fixas de cinco elementos fundidas em monobloco, seccionadas e submetidas à soldagem. Estes autores comprovaram uma melhora de aproximadamente 50% no assentamento destas próteses. Seus valores melhoraram de 170 μ m para 41 μ m após seccionamento e se assemelham aos encontrados por nós no GRUPO 1 + EDM e GRUPO 2. Os autores afirmam ainda, que distorções deste tipo de peça podem ocorrer durante o processo de fundição.

Através de análise fotoelástica, WASKEWICKS et al. (1994) observaram que o seccionamento e soldagem da infra-estrutura protética sobre os implantes, eliminaram a formação de estresse em volta destes, tornando-a passiva.

Em um estudo prospectivo de cinco anos, KALLUS & BESSING (1994) investigaram a ocorrência da perda de parafusos retentivo-protéticos em próteses fixas de arco-completo e relacionaram os achados com desajuste da armação. Porém a validade de tal conclusão é questionável, já que o torque não foi utilizado. Utilizamos o torque de 10N baseados em outros trabalhos da literatura. (JEMT, 1991 e WASKEWICZ et al., 1994).

HELLDÉN & DÉRAND (1998) se propuseram a corrigir distorções em fundições de armações de titânio sobre três implantes com fendas verticais de 180 μ m para os implantes distais e 50 μ m para os centrais, dados que se assemelham muito aos de nosso trabalho para GRUPO + EDM e GRUPO 2. Relataram também que são necessários 8N de torque para fechar desadaptações de 30 μ m. Concordamos com os autores quando atribuem tais desajustes à distorção ocorrida durante a fundição.

CASTILHO & BONACHELA (2000), encontraram valores de 21,26 μ m em estruturas fundidas em titânio aplicando um torque de 10N em todos três implantes de sua infra-estrutura. Após a soldagem à laser os valores caíram para aproximadamente 19,94 μ m. Apesar de os autores terem encontrado resultados excelentes em seu trabalho. Podemos considerar nossos resultados satisfatórios, pois nos corpos-de-prova submetidos à soldagem laser, resultados semelhantes foram encontrados mesmo com o torque de 10N tendo sido aplicado apenas na extremidade da peça de cinco elementos.

Concordamos com KAN et al. (1999) e WEE et al. (1999), que as técnicas para se determinar o assentamento passivo entre prótese e implante não fornecem resultados objetivos e tampouco são confiáveis quanto à metodologia. Por isso, é aconselhável que se utilize a combinação de métodos para minimizar tal desadaptação, conduzindo infra-estruturas protéticas extensas sobre implantes a um grau aceitável de passividade.

Até o momento ressaltamos que o seccionamento e soldagem das infra-estruturas melhorou muito seu assentamento sobre os implantes (MONOBLOCO – implante distal: 472 μ m; implante central: 170 μ m; SOLDAGEM À LASER – implante distal: 155 μ m;

implante central: 65 μ m). Encorajados pelas afirmações de KAN et al. (1999), achamos que estes valores poderiam melhorar ainda mais. Para isto, aplicamos a eletroerosão (Electrical Discharge Machining) em todos nossos corpos-de-prova. A eletroerosão permite o assentamento passivo em peças monobloco, evitando o seccionamento e soldagem, eliminando a fragilização e fratura das peças. Outra grande vantagem da utilização do EDM é evitar a remoção do material estético, diminuindo sessões clínicas e laboratoriais.

Autores como SCHMITT & CHANCE (1995) SCHMITT & CHANCE (1996) VAN ROEKEL (1992) indicaram a técnica de eletroerosão para criar um ajuste passivo e preciso entre a infra-estrutura protética e implantes.

Assim como nós, SCHMITT et al (1995) e EVANS (1997) aplicaram eletroerosão em abutments do tipo UCLA e obtiveram uma visível e excelente adaptação marginal destes abutments. Estas afirmações são constatadas quando observamos que a eletroerosão em nosso trabalho melhorou significativamente a adaptação das peças. Atentemos para o fato de que as peças em monobloco (GRUPO 1) quando submetidas à eletroerosão obtiveram adaptação estatisticamente e numericamente semelhantes às peças do GRUPO 2 (soldagem à laser).

Nossos dados para o implante central no GRUPO 1 (MONOBLOCO) e para o implante distal do GRUPO 2 (SOLDAGEM À LASER) submetidos à eletroerosão corroboram com os de ANDERSSON et al (1996) que encontraram de 42 a 56 μ m. Para o implante central do GRUPO 2 (SOLDAGEM À LASER) submetidos à eletroerosão os nossos resultados de 28 μ m foram significativamente melhores que os dos autores acima mencionados.

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

Com este trabalho, esperamos ter contribuído para que os procedimentos clínicos diários onde o desajuste de peças protéticas sobre implantes leva a diversos problemas que desagradam profissionais e pacientes. Sabemos agora que o seccionamento e soldagem de peças fundidas em monobloco nos dá uma adaptação semelhante àquela obtida quando aplica-se eletroerosão. Caberá ao profissional eleger a técnica que melhor se adequa ao caso clínico específico de seu paciente.

6 – CONCLUSÃO

1. O grupo 1 (peças em monobloco), obteve a pior adaptação marginal,
2. O grupo 2 (seccionamento e soldagem à 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 à laser),
4. A adaptação do grupo 1 (monobloco) + aplicação da eletroerosão e grupo 2 (solda laser) não diferiu estatisticamente,
5. Quando houve a associação das técnicas de soldagem à 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 clinicamente com a vantagem de eliminar o seccionamento e soldagem que conduz a uma maior fragilidade estrutural das peças.

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. _____. *et al.* Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.47, n.5, p.279-286, Oct. 1989.
3. APARICIO, C. 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. _____. 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.
5. 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.
6. 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,

* 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.

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

v.10, n.2, p.199-205, Mar./Apr. 1995.

7. BRÂNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.50, n.3, p.399-410, Sept. 1983.
8. _____. *et al.* *Protesis tejido-Integrados la oseointegración en la odontologia clínica*. Berlin : Quintessence, 1987. p.251-257.
9. CASTILIO, D., BONACHELA, W.C. Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser. Bauru, 2000. 93p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
10. 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.
11. CLARK, S. Spark erosion technology. *J Oral Implantol*, Abington, v.18, n.2, p.171-176, 1992.
12. CRAIG, R.G. *et al.* *Restorative dental materials*. 10th ed. Saint Louis : Mosby, 1997. p.428-432.
13. 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.
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. HERBST, D. *et al.* Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstrutures. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.83, n.5, p.555-561, May 2000.
18. HERO, H. *et al.* Mold filling and porosity in castings of titanium. *Dent Mater*, Oxford, v.9, n.3, p.15-18, Jan. 1993.
19. HUMPHRIES, R.M. *et al.* The accuracy of implant master casts constructed from tranfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.5, n.4, p.331-336, Winter 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 prosthesis with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Carol Stream, v.12, n.3, p.177-183, 1992.
24. 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.
25. KAN, J.Y.K. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.81, n.1, p.7-13, Jan. 1999.
26. KASEMO, B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.49, n.6, p.832-837, June 1983.
27. 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.
28. 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.
29. LEFKOVE, M.D., BEALS, R. Spark erosion fixed/removable prosthesis for the completely edentulous maxilla. *J Oral Implantol*, Abington, v.18,

n.4, p.386-393, 1992.

30. LOOS, L. A fixed prosthodontics technique for mandibular osseointegrated titanium implants. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, n.57, p.198-204, 1987.
31. 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.
32. NEO, T.K. *et al.* Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.9, n.4, p.379-393, July/Aug. 1996.
33. 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.
34. 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.
35. 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.
36. 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.
37. 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.
38. _____, _____. Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.8, n.4, p.332-336, July/Aug. 1995.
39. _____. *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.
40. SJÖGREN, G. *et al.* Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.46, n.4, p.247-253, Aug. 1988.
41. SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.49, n.6, p.843-848, June 1983.
42. TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlay. *Dent Cosmos*, Philadelphia, v.49, p.1117-1119, 1907.
43. TAIRA, M. *et al.* Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater*, Oxford, v.5, n.1, p.45-50, Jan. 1989.
44. 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.
45. 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.

46. VAN ROEKEL, N.B. Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.5, n.2, p.114-121, Mar./Apr. 1992a.
47. _____. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.7, n.1, p.56-61, Spring 1992b.
48. 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.
49. _____, FENTON, A. Titanium for prothodontic applicatios: a review of the literature. *Quintessence Int*, Berlin, v.27, n.6, p.401-408, June 1996.
50. 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.
51. 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.
52. 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.
53. 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-

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

178, Mar./Apr. 1999.

54. 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.
55. 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.
56. 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.

Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo

8 - ANEXOS

ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO (DESADAPTAÇÃO MARGINAL) - MILÍMETROS.

GRUPO 1: FUNDIÇÃO EM MONOBLOCO						
CORPO	Imp.dista l	Imp.dista l	Imp.Cen.	Imp.Cen.	Média dis.	Média cen
1	0,6385	0,7809	0,3625	0,2709	0,7097	0,3167
2	0,4613	0,3996	0,2228	0,1339	0,4304	0,1783
3	0,6829	0,3596	0,2680	0,1459	0,5213	0,2069
4	0,5568	0,6870	0,1910	0,1851	0,6219	0,1881
5	0,5191	0,4835	0,2296	0,1159	0,5013	0,1728
6	0,2203	0,3298	0,0846	0,0631	0,2750	0,0739
7	0,1874	0,1574	0,0838	0,0854	0,1724	0,0846
8	0,4182	0,3983	0,2116	0,0950	0,4082	0,1533
9	0,4984	0,9180	0,2559	0,1315	0,7082	0,1937
10	0,2925	0,4551	0,0888	0,1741	0,3738	0,1314

DISTAL CENTRAL

MÉDIA G1	0,4722	0,1700
DESVIO PADRÃO	0,1770	0,0684
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	0,1135	0,2399	0,0445	0,0704	0,1767	0,0574
2	0,0545	0,1481	0,0474	0,0558	0,1013	0,0516
3	0,1305	0,1676	0,0611	0,0334	0,1491	0,0473
4	0,1930	0,2898	0,0658	0,0849	0,2414	0,0753
5	0,1654	0,1590	0,0639	0,0428	0,1622	0,0533
6	0,0703	0,1246	0,0406	0,0336	0,0974	0,0371
7	0,0454	0,0459	0,0286	0,0261	0,0456	0,0274
8	0,1520	0,0924	0,0904	0,0615	0,1222	0,0759
9	0,2788	0,3691	0,1416	0,0639	0,3239	0,1028
10	0,770	0,1593	0,0266	0,0425	0,1181	0,0346

MÉDIA G1+EDM	0,1538	0,0563
DESVIO PADRÃO	0,0797	0,0228
COEF. VARIA.(%)	51,81	40,60

