

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

**Samira Albuquerque de Sousa**  
CIRURGIÃ-DENTISTA

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE INFRA-ESTRUTURAS  
IMPLANTO-SUPORTADAS PRÉ-FABRICADAS OU FUNDIDAS EM  
TITÂNIO, SUBMETIDAS À ELETROEROSÃO**

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

Piracicaba  
2003

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

**Samira Albuquerque de Sousa**  
CIRURGIÁ-DENTISTA

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE INFRA-ESTRUTURAS  
IMPLANTO-SUPORTADAS PRÉ-FABRICADAS OU FUNDIDAS EM  
TITÂNIO, SUBMETIDAS À ELETROEROSÃO**

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

**Orientador:**

Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Piracicaba

2003

### Ficha Catalográfica

So85a Sousa, Samira Albuquerque de.  
Avaliação da adaptação marginal de infra-estruturas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas à eletroerosão. / Samira Albuquerque de Sousa. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2003.  
x, 64f. : il.

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

1. Prótese fixa. 2. Lasers. 3. Implantes dentários endósseos. 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.

## **DEDICO ESTE TRABALHO**

Ao meu pai (in memorian), **VANDERLY**, pela saudade eterna.

*.....hoje eu gostaria que tu estivesses comigo, não só para vibrar este momento contigo, mas também para ouvir teus conselhos tão sábios e dizer o quanto eu me sentia forte quando você estava do meu lado.*

À minha mãe, **TERESINHA**, pelo amor incondicional, pela força em todos os momentos, pelo apoio e confiança.

*Obrigada mãe por ser tão especial, por me ouvir e me apoiar sempre.*

À minha irmã gêmea, **SÂMIA**, pelas nossas diferenças, grande amizade e por seu tão intenso amor.

Aos meus irmãos, **VENÂNCIO, SARAH, MARÍLIA, MARILDA, ERNANI, ALBERTO, BETTH, SÂMIA e MAURO** por sermos tão cúmplices.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

A **DEUS**, pela presença constante, pelas oportunidades que tem surgido em minha vida, pela força interior que me impulsiona a seguir em busca dos meus sonhos.

Ao meu orientador, Prof. Dr. **MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO**, pelo grande exemplo de cordialidade, pela sabedoria na orientação deste trabalho e amizade conquistada durante todos esses anos. Minha mais profunda admiração e respeito.

À minha irmã, **BETTH**, pelo seu amor, intensa amizade e oportunidade que me proporcionou na vida profissional, a qual eu não esqueço em nenhum segundo da minha vida. Que DEUS me permita te retribuir em dobro.

Ao meu amor, **ADRIANO**, pela força, companheirismo, exemplo de profissionalismo e principalmente por me proporcionar tantas alegrias.

## **AGRADECIMENTOS**

À *Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP*, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. **TALHES ROCHA DE MATTOS FILHO**.

À *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP*, pelo grande incentivo à pesquisa.

À *Conexão Sistema de Prótese LTDA*, pela doação dos componentes e confiança depositada nesse trabalho.

Ao Prof. Dr. **GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES**, pela sua constante ajuda na troca de informações e por ter nos cedido os equipamentos para os trabalhos de fundição e eletroerosão.

Ao Coordenador da Pós-Graduação Prof. Dr. **LOURENÇO C. SOBRINHO** e a Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **BRENDA DE PAULA F. DE ALMEIDA GOMES**, Coordenadora do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **CÉLIA MARISA RIZZANTI BARBOSA**, pelo uso do microscópio mensurador.

Aos meus colegas de pós-graduação **SILVIA, ANDREA, TATIANA, GRACE, ALEXANDRE, LILIANA, ROSENA, EMILENA, JULIANA, ALESSANDRA, MANOEL, PRISCILA, FERNANDA, MARGARETH, FREDERICO, EDWIN, JOANE, RAFAEL, VIVIANE, SIDNEY, BRUNO, JUVENIL, NOELY, LUIZ AUGUSTO, LAÍS, SANDRA SARDINHA, LUCIANA ASPRINO, CECÍLIA, e ALMENARA** pelo doce convívio e troca de conhecimentos.

Aos meus pequenos amores, **JOÃO ANTONIO, RICARDO, OLGA, VITORIA, SARAH CAROLINA, MARIA CAROLINA, MARIA THERESA, LUCAS e VANDERLY NETO**, pela felicidade que trazem a minha vida.

À minha amiga, **ANDREA CARVALHO**, pela nossa busca incansável, pelos nossos sonhos profissionais e pessoais compartilhados e sincera amizade.

À minha amiga, **SILVIA ANSELMO**, que sempre se fez presente de uma forma muito especial. Mais do que uma amiga, uma irmã.

À minha amiga, **TATIANA BERNARDON**, que a distância não conseguiu apagar a verdadeira amizade.

À minha amiga **ANA EMÍLIA FIGUEIREDO**, pela nossa sincera e grandiosa amizade.

À minha amiga **SANDRA MEIRINHO**, pela nossa tão querida e valiosa amizade que se manteve com a distância.

Aos funcionários do Laboratório de Prótese, *CECÍLIA, CIDA, EDUARDO, NEIDE, EMILÍA, VERA* e em especial minha querida *DONA JOSÊ*, pelo carinho constante e tão agradável convívio.

## **SUMÁRIO**

RESUMO .....	<b>1</b>
ABSTRACT .....	<b>2</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>3</b>
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>7</b>
<b>3. PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>37</b>
<b>4. METODOLOGIA</b> .....	<b>38</b>
<b>5. RESULTADOS</b> .....	<b>54</b>
<b>6. DISCUSSÃO</b> .....	<b>61</b>
<b>7. CONCLUSÃO</b> .....	<b>67</b>
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	<b>68</b>
APÊNDICE .....	<b>75</b>

## RESUMO

O presente estudo avaliou a adaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas à eletroerosão. Uma matriz metálica contendo cinco análogos de transmucosos (*abutments*) do tipo Standard (3,75 x 13 mm) foi utilizada para esse estudo. Foram confeccionadas vinte estruturas metálicas, sendo 10 confeccionadas a partir de cilindros pré-fabricados de titânio e barras pré-fabricadas e 10 a partir de cilindros plásticos, encerados e fundidos em titânio comercialmente puro. As amostras foram divididas em quatro grupos: G1 - 05 estruturas fundidas em monobloco; G2 - 05 estruturas fundidas em monobloco e submetidas à eletroerosão; G3 - 05 estruturas pré-fabricadas, soldadas a laser e G4 - 05 estruturas pré-fabricadas e soldadas a laser, submetidas à eletroerosão. A adaptação marginal *abutment*/infra-estrutura foi avaliada em ambos os grupos, dando-se um torque de 10N no implante mais distal aferindo-se as discrepâncias marginais no lado oposto da peça, que correspondia aos implantes central e distal. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste estatístico F, em nível de 5% de probabilidade. Os resultados indicaram que: as estruturas fundidas em monobloco apresentaram maior interface (desajuste médio de IC 182  $\mu\text{m}$  e ID 326  $\mu\text{m}$ ) que as soldadas a laser (IC 103  $\mu\text{m}$  e ID 159  $\mu\text{m}$ ). Nos grupos das estruturas submetidas à eletroerosão, houve melhora significativa no desajuste cervical, independente da técnica utilizada. Havendo também diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas monobloco após a eletroerosão (desajuste médio de IC 146  $\mu\text{m}$  e ID 214  $\mu\text{m}$ ) e soldagem a laser após a eletroerosão (IC 65  $\mu\text{m}$  e ID 92  $\mu\text{m}$ ), sendo os melhores resultados para a técnica de soldagem a laser. Pode-se concluir que os processos de eletroerosão e soldagem a laser são eficazes na obtenção da adaptação marginal, principalmente se forem associados.

## ABSTRACT

The present study evaluated the passive fit of fixed implant-supported prosthesis pre-fabricated or titanium frameworks cast, submitted to spark erosion procedure. The metallic matrix containing five standard abutments (3.75 x 13 mm) was used for this study. Twenty metallic structures were utilized, being 10 made through titanium cylinder and bars pre-manufactured and 10 remnant structures made of plastic cylinder casted in titanium. The samples were separated in four groups: Group I: five specimen cast in one-piece; Group II: five specimen cast in one-piece, submitted to spark erosion procedure; Group III: five pre-fabricated specimen, laser welded; and Group IV: five pre-fabricated specimen and laser welded, submitted to spark erosion procedure. The passive fit between the abutment framework and implant were evaluated in both groups, tightening 10N in the distally located implant, measuring the gaps at the central and distal implants. Data were submitted to ANOVA and F test ( $p < 0.05$ ). According to the results, one-piece casted structures showed higher interface (mean desajustment of CI 182  $\mu\text{m}$  e DI 326  $\mu\text{m}$ ) in comparasion to the structures welded in laser (CI 103  $\mu\text{m}$  e DI 159  $\mu\text{m}$ ). In the groups II and IV, a significant decrease in cervical gap, independent on the technique. Statistical significant differences between the one-piece structures after spark erosion procedure (mean desajustment of CI 146  $\mu\text{m}$  e DI 214  $\mu\text{m}$ ) and laser welding after spark erosion procedure (CI 65  $\mu\text{m}$  e DI 92  $\mu\text{m}$ ), were observed, being the best results for laser welding. It was conduced that the spark erosion and laser welding processes are efficient in the passive fit obtention, mainly if associated.

## 1. INTRODUÇÃO

A substituição de dentes naturais perdidos com próteses suportadas por implantes osseointegrados é um passo importante na reabilitação oral de pacientes parcial ou totalmente desdentados (SOUZA *et al.*, 2000).

A precisão de adaptação de próteses sobre implantes é essencial para longevidade do implante dental e preservação do osso de suporte (MAY *et al.*, 1997). Sabe-se que uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, que poderá resultar em perda ou afrouxamento dos parafusos protéticos, dos parafusos do intermediário, fratura do próprio implante, podendo afetar também os elementos biológicos, levando a perda da osseointegração (APARICIO, 1994; ROMERO *et al.*, 2000).

O critério de fabricação das próteses sobre implantes ainda é mais rigoroso do que o dos dentes naturais devido ao fato dos implantes não apresentarem ligamento periodontal, e portanto, não podem adaptar-se em uma prótese desajustada sem gerar tensão no osso adjacente e estrutura metálica (HUSSAINI & WONG, 1997). Portanto, o sucesso clínico dos implantes após a instalação da prótese, segundo SKALAK (1983), JOHANSSON & PALMQVIST (1990) e SERTGÖZ (1997) é previsível desde que haja um processo metuculoso, com assentamento passivo de uma estrutura metálica conectada aos pilares dos implantes.

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
SuportasPré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Uma observação feita por SJÖGREN *et al.* (1988), salienta que a estrutura metálica de uma prótese fixa sobre implantes, na maioria das vezes é confeccionada em liga de ouro tipo III ou de prata-paládio, e que esta estrutura metálica deve ser resistente à corrosão, ter precisão, rigidez, capacidade para suportar cargas e assentamento passivo aos pilares dos implantes.

MISCH (2000) reforça que a exatidão na fabricação da estrutura metálica e uma oclusão adequada determina o sucesso no tratamento restaurador protético, pois contribuem para a redução de esforços na prótese, no implante e na interface osso/implante. Segundo SJÖGREN *et al.* (1988) e SOUZA *et al.* (2000) as causas mais comuns de insucessos no tratamento com implantes envolvem forças excessivas, aplicação muito rápida de forças, esquemas oclusais falhos e principalmente estruturas metálicas não passivas. Dessas causas, a dificuldade em se obter a adaptação em estruturas protéticas, principalmente nas mais extensas como no caso os monoblocos fundidos, é responsável pela grande maioria dos insucessos (SJÖGREN *et al.*, 1988).

O emprego da soldagem entre os elementos pilares, durante a fase de confecção da estrutura metálica, tem sido um artifício utilizado na solução de problemas de adaptação. A técnica de soldagem tem como vantagem a possibilidade de se trabalhar com segmentos da prótese, os quais permitem, além da melhor adaptação, a distribuição uniforme de forças, minimizando traumas ou falhas na prótese (SOUZA *et al.*, 2000).

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Entre as técnicas de confecção de infra-estruturas para implantes usadas na maioria das situações clínicas, estão a convencional técnica de fundição da cera perdida e a técnica que envolve a soldagem a laser para união de próteses odontológicas. O uso de energia laser para a fusão de ligas odontológicas foi inicialmente descrito por GORDON & SMITH em 1970. Os autores relatam que o primeiro estudo com esta soldagem data de 1967, sendo que a primeira parte prática foi realizada em dezembro de 1968 sobre uma prótese parcial fixa de quatro elementos.

Segundo WANG & WELSCH (1995) a soldagem através do 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.

A precisão de adaptação entre ambas as técnicas têm sido relatada por vários autores (RIEDY *et al.*, 1997; ÖRTORP *et al.*, 1999; BERGENDAL & PALMQVIST, 1999). Entretanto, RIEDY *et al.*, (1997) encontraram que infra-estruturas soldadas a laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas pela técnica convencional.

Outra alternativa utilizada para minimizar as distorções de fundição e melhorar a adaptação marginal das infra-estruturas protéticas é a utilização da eletroerosão (EDM – Electrical Discharge Machining) (VAN ROEKEL, 1992). Esta tecnologia tem sido utilizada pelas indústrias desde a década de 40, sendo na Odontologia o primeiro relato em 1982 (WEBER & FRANK, 1993).

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportadas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Segundo RÜBELING, em 1999, o EDM ou eletroerosão promove uma melhora significativa no assentamento passivo dos elementos protéticos. E trabalha com qualquer tipo de metal, incluindo o titânio. O autor comenta que com o uso desta tecnologia, as barras serão usinadas e adaptadas ao modelo de trabalho e uma adaptação absolutamente passiva será previsivelmente alcançada.

Esta técnica é definida como sendo um processo que remove pequenas quantidades de metal através de faíscas elétricas em um meio contendo líquido dielétrico sob condições rigorosamente controladas (VAN ROEKEL, 1992).

Para EVANS, em 1997, o processo de EDM é um procedimento industrial recentemente adaptado ao uso laboratorial em Odontologia, para fabricar componentes de precisão, coroas de titânio, restaurações implanto-suportadas em titânio e principalmente refinar irregularidades da fundição de *abutments* do tipo UCLA para implantes.

Pesquisas recentes foram feitas para avaliar a adaptação passiva de próteses implanto-suportadas, fundidas em titânio pela técnica monobloco ou soldadas a laser (HELLDÈ & DERAND, 1998; BERTRAND *et al.*, 2001; SOUSA, 2001), adaptação de infra-estruturas de implantes (WEE *et al.*, 1999), utilização da eletroerosão em prótese sobre implantes (BERNARDON, 2001). Desta forma, evidencia-se o interesse nesta área e a necessidade de pesquisas adicionais sobre a adaptação de infra-estruturas implanto-suportadas, titânio, soldagem a laser e eletroerosão, uma vez que existem poucos trabalhos

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
SuportasPré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

envolvendo a efetividade da eletroerosão na precisão de adaptação entre os componentes protéticos.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### O uso do titânio em Odontologia

**PARR *et al.***, em 1985, apresentaram aos cirurgiões-dentistas a importância do titânio e suas ligas. Salientaram que o sucesso à longo prazo dos implantes, estava relacionado à sua biocompatibilidade, dureza, resistência a corrosão e resistência a fratura. O titânio é o nono elemento mais abundante na terra e o quarto dentre os elementos estruturais. Grandes reservas deste metal são encontradas no Canadá, Austrália e EUA. A maioria do titânio usado hoje vem de minas localizadas na Austrália. Parte do metal extraído é convertido em pigmento para tinta, e somente 5% a 10% é usado como metal. O titânio puro recomendado para implantes, tem adicionado em sua composição certas quantidades de carbono, oxigênio, nitrogênio e ferro que vem a melhorar suas propriedades mecânicas. E quando exposto à atmosfera resulta na formação de uma camada de óxido, que teoricamente, pode ser formada por vários óxidos, que incluem  $TiO$ ,  $TiO_2$  e  $Ti_2O_3$ , sendo a mais comum a  $TiO_2$ . Tanto o titânio puro quanto suas ligas são facilmente passivadas pela formação da camada estável de dióxido de titânio que provê a base para a resistência à corrosão deste material. Segundo os autores, a camada de óxido de superfície age para proteger o titânio de sofrer corrosão quando usado no corpo humano.

**LUCAS & LEMONS**, em 1992, estudaram sobre a biodegradação dos materiais utilizados em Odontologia, dando ênfase à resistência à corrosão. Dentre as ligas

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

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

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

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

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

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

### **Assentamento passivo**

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

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

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

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

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

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

**JEMT**, em 1991, através do acompanhamento de um ano de 380 próteses totais fixas sobre implantes, obteve taxa de sucesso de 99,5% para as próteses e 98,1% para os implantes. Embora o número de complicações tenha sido baixo, estas foram mais freqüentes na maxila. Entre as complicações encontradas destacaram-se: problemas de dicção (31,2%) sendo mais freqüente na maxila, mordida do lábio e bochecha (6,6%) sendo mais freqüente na mandíbula, irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fistulas, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica (0,8%). Não houve fratura de nenhum dos componentes. Segundo o autor, 271 próteses (69,3%) apresentaram estabilidade no parafuso de ouro ao primeiro exame (após duas semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados neste primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas sete próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A instabilidade dos parafusos de ouro foi maior na maxila, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Quando o desenho da prótese está adequado, sendo esta rígida e assentando passivamente, o risco de fratura dos componentes é baixo e sua ocorrência é maior no primeiro ano de função. Foi sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese. Considerando-se uma prótese fixa suportada por cinco implantes, numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Por meio deste procedimento verifica-se a adaptação dos demais componentes. Repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso 5). Uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os 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,

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

anotando-se a posição da chave e um máximo de ½ volta (180°) é permitido para o aperto final da prótese. Outra forma utilizada para avaliar a adaptação foi feita pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso do ouro, quando mais de ½ volta era necessário para o aperto completo do parafuso, a estrutura era considerada desadaptada, sendo seccionada e soldada.

**WASKEWICZ *et al.***, em 1994, através de análise fotoelástica compararam os padrões de estresse gerados ao redor de implantes em infra-estrutura com adaptação passiva e não passiva. Foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula com cinco implantes Nobelpharma (3,75mm X 10mm) e intermediários convencionais de 4 mm de diâmetro, que receberam um torque de 20Ncm. 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 constatada a desadaptação da infra-estrutura, sendo a mesma analisada fotoelasticamente pelo aperto dos parafusos de ouro com torque de 10Ncm em três diferentes seqüências: 1) 1, 2, 3, 4, 5; 2) 5, 4, 3, 2, 1; 3) 3, 2, 4, 1, 5. Após um registro inicial, a infra-estrutura foi então seccionada e soldada. O aperto dos parafusos na infra-estrutura sem adaptação passiva mostrou maior concentração de estresses ao redor dos implantes, observado pela presença de franjas. Esta concentração de estresses foi indiferente nos três métodos de aperto testados. Todos os implantes apresentaram a presença de franjas no modelo fotoelástico, sendo que os implantes mais distais (1 e 5) mostraram uma maior concentração. O estresse foi maior no terço médio e menor na região apical e cervical dos implantes. Na infra-estrutura seccionada e soldada não foi observado

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportadas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

presença de estresses. Para os autores, devido a impossibilidade de se prever a resposta biológica dos implantes frente a tensões é recomendável o seccionamento e soldagem das infra-estruturas com o intuito de obter uma adaptação o mais passiva possível.

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

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

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Em 1996, **JEMT** avaliou por meio de um método fotogramétrico computadorizado com medidas tridimensionais, o grau de adaptação de próteses sobre implantes a partir de modelos, comparando os resultados com medidas obtidas na cavidade oral. Foram selecionados 17 pacientes, sendo 7 com próteses na maxila e 10 com próteses na mandíbula, confeccionadas através de 2 métodos. Cinco foram fabricadas em titânio (Ti-3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e, doze em ouro através do processo de fundição em monobloco. Todas 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 $\mu$ m para as próteses mandibulares e 75  $\mu$ m para as próteses maxilares. No entanto, para as medidas na cavidade oral, os valores obtidos foram de 90  $\mu$ m para as próteses mandibulares e 111 $\mu$ 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 clinicamente podem apresentar distorções de vários microns na interface entre a infra-estrutura e os implantes. Para o autor, a adaptação de uma prótese sobre implantes pode apresentar resultados significativamente diferentes quando avaliados na cavidade oral e isto requer maiores investigações.

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

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

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

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

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

adaptação e desadaptação na ordem de 25,4  $\mu\text{m}$ , 50,8  $\mu\text{m}$ , 101,6  $\mu\text{m}$ , com torque de 20Ncm. De acordo com os resultados a desadaptação na interface implante e intermediário resultou um valor PTV negativo ( $r=0.54$ ), porém para as mesmas magnitudes de desadaptação na interface intermediário e cilindro de ouro o valor PTV foi positivo ( $r=0.72$ ), causando desta forma uma maior instabilidade. Para os autores esta instabilidade pode ser explicada se analisarmos as superfícies internas dos componentes. A superfície superior da interface do intermediário é composta por uma superfície de contato externa plana e uma parte elevada central cônica. Caso exista contato entre a superfície interna do cilindro de ouro com a parte cônica do intermediário a carga acontece entre as duas superfícies dos dois componentes. A adaptação desses componentes no plano horizontal permite algum movimento na colocação do cilindro de ouro, antes do aperto do parafuso, no entanto a altura vertical é preservada. Outro fator que pode levar a instabilidade diz respeito ao menor diâmetro e a metalurgia do parafuso de ouro, isto porque o parafuso do intermediário é mais rígido. Os autores concluíram que: 1- o instrumento Periotest demonstrou que os intermediários e os cilindros de ouro tinham PTVs médios diferentes; 2- o instrumento Periotest pode ser usado para quantificar a adaptação das interfaces dos componentes; 3- o instrumento Periotest demonstrou confiabilidade. Os resultados sugerem que a desadaptação na interface implante e intermediário não tem efeito na instabilidade. Porém, uma desadaptação na interface intermediário e cilindro de ouro, pode produzir instabilidade significativa que aumenta linearmente com o grau de desajuste.

No mesmo ano, **SERTGÖZ** realizou um estudo utilizando análise tridimensional de elemento finito para avaliar os efeitos, tanto dos materiais utilizados na

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportadas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

confeção de infra-estrutura, como da superfície oclusal na distribuição de estresse em próteses fixas implanto-suportadas e no tecido ósseo de suporte. O autor simulou uma típica prótese total fixa no arco mandibular suportada por seis implantes localizados na região anterior e com extensões em *cantilever* bilaterais de 16 mm. O objetivo desse estudo foi determinar a melhor combinação de materiais para a confecção da restauração protética. Assim, resina acrílica, resina composta e porcelana foram utilizadas como materiais para suporte oclusal e ligas de ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio, como materiais para a confecção da infra-estrutura. Uma carga vertical total de 172 N foi aplicada, este valor correspondia à média de força durante a mastigação em uma prótese fixa implanto-suportada mandibular, com duas unidades em *cantilever* posteriores bilaterais ocluindo contra uma prótese total superior. Os pontos de aplicação estavam localizados no centro dos implantes terminais, no final das extremidades livres, à meia distância entre o centro dos implantes terminais e o final dos *cantilevers* e também em 4 pontos distribuídos na região anterior, entre os centros dos implantes distais. Doze diferentes combinações foram analisadas. Os resultados deste estudo mostraram que o estresse no tecido ósseo ao redor dos implantes foi de baixa magnitude. Os estresses máximos foram bem inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. A utilização de materiais mais resilientes para a confecção da superestrutura não mudou o prognóstico biológico das próteses fixas implanto-suportadas. O uso de um material mais rígido para a confecção da estrutura de próteses sobre implantes diminui o estresse gerado nos parafusos de ouro. Isto provavelmente significa que a alta resistência da infra-estrutura à torção reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, principalmente em infra-estruturas com *cantilever*. O autor concluiu que: 1- a utilização de materiais rígidos para a confecção da

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

infra-estrutura ajuda a prevenir as falhas protéticas; 2- do ponto de vista biomecânico, a melhor combinação de materiais encontrada neste estudo foi a liga de cobalto-cromo para a infra-estrutura e a porcelana para a superfície oclusal.

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

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

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Em 1998, **HELLDÉN & DÉRAND** descreveram o método “*Cresco Ti Precision*“, que objetivou corrigir a distorção da fundição das armações de titânio. Em um modelo fotoelástico foram colocados 3 implantes Cresco Ti Systems AB (3,75mm x 13mm) e sobre estes foram montados cilindros plásticos e 4 armações foram enceradas e então incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro. Duas das quatro armações foram submetidas ao procedimento Cresco Ti Precision, enquanto as outras duas, não foram. As armações não adaptadas foram observadas ao microscópio e foram encontradas fendas verticais de 70  $\mu\text{m}$  e 40  $\mu\text{m}$  nos implantes A e B. No entanto uma maior concentração de estresse estava presente através da análise fotoelástica. Quando foram medidas as cargas através de um mecanismo apropriado, os resultados revelaram cargas associadas as armações não adaptadas e ausência de cargas estáticas nas armações adaptadas. Quando medidas as cargas, foi encontrado para os implantes distais valores de  $41 \pm 4,3 \text{ N}$  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.

**WEE *et al.***, em 1999, através de uma revisão da literatura, verificaram artigos clínicos ou técnicos que advogavam estratégias para melhorar o assentamento passivo em

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

próteses implanto-suportadas. De todas as estratégias sugeridas, apenas alguns métodos têm cientificamente provado a melhora deste assentamento passivo. Embora a maioria das estratégias testadas, ainda resultam em um ligeiro desajuste das infra-estruturas com o intermediário dos implantes, múltiplos fatores impedem que o conceito de “assentamento passivo” possa ser alcançado nas próteses sobre implantes, mesmo com o uso de estratégias avançadas. Os autores concluíram que, o uso de procedimentos meticulosos e precisos é necessário, e que muitos métodos estão disponíveis para o clínico decidir individualmente qual a melhor estratégia para o alcance do assentamento passivo.

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

Em 2000, **ROMERO *et al.*** avaliaram três técnicas para a correção da não passividade entre uma barra fundida e suas interfaces com dois pilares de implantes. Distorções podem ser geradas a qualquer passo no processo de fabricação da infra-estrutura protética, no entanto, várias técnicas têm sido desenvolvidas com o objetivo de corrigir essas imprecisões de adaptação. Segundo os autores, uma fenda de 10  $\mu\text{m}$  ou menos é

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

necessária para que o ajuste da infra-estrutura seja passivo. Neste estudo foi utilizado um modelo mestre contendo dois implantes e sobre este, foram confeccionadas trinta barras em liga de ouro, fundidas em monobloco. As amostras foram divididas em 3 grupos: grupo 1 formado por dez estruturas seccionadas e corrigidas pela fundição da mesma liga; grupo 2 formado por dez estruturas seccionadas e unidas por soldagem e grupo 3 formado por dez estruturas submetidas ao processo de descarga elétrica (MedArc M-2 EDM). As medidas de desajuste foram inicialmente feitas no eixo y no implante esquerdo através de um microscópio mensurador, sendo as medidas calculadas para a face vestibular, distal e lingual de cada estrutura. De acordo com os resultados todas as estruturas avaliadas neste estudo reproduziram uma desadaptação inicial acima da precisão aceitável. No entanto, após a utilização das técnicas para melhorar o grau de desajustes, os resultados mostraram haver diferença significativa ( $p < 0,05$ ) em espaços médios entre o grupo 1 (15  $\mu\text{m}$ ) e grupo 2 (72  $\mu\text{m}$ ) tanto quanto entre o grupo 2 e grupo 3 (7,5  $\mu\text{m}$ ), porém não houve diferença entre os grupos 1 e 3. Os autores concluíram que o grupo submetido ao processo de descarga elétrica resultou no menor espaço (7,5  $\mu\text{m}$ ), dentro do critério de passividade considerado pelos autores.

**SAHIN & ÇEHRELI**, em 2001, realizaram uma revisão da literatura sobre o significado clínico de adaptação passiva em infra-estruturas sobre implantes e os fatores que afetam o resultado final desta adaptação. Segundo os autores, o assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da osseointegração. Entretanto, os métodos clínicos e laboratoriais utilizados para fabricação de infra-estruturas são inadequados para obtenção de uma adaptação passiva absoluta. Não há nenhum estudo

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

clínico longitudinal que relate falhas nos implantes, especificamente atribuídas à falta de assentamento da infra-estrutura. A questão que surge é, se uma conexão com assentamento passivo absoluto é realmente essencial e se é um fator governante para o sucesso do implante. Para os autores uma adaptação marginal aceitável não é um sinal de assentamento passivo e o único método para determinar a quantidade de passividade da infra-estrutura *in vivo* é a análise de força em cada implante pilar e/ou componente da prótese antes e/ou depois da cimentação ou aparafusamento. Por outro lado, devido a fenda marginal de fundições em monobloco ser de vários micrometros, uma fundição desse nível para próteses fixas implanto-suportadas certamente terá grandes espaços entre o *abutment* e a estrutura. O aperto do parafuso causa forças no implante e ao redor do mesmo e sua magnitude depende da quantidade de desadaptação. Distorção da infra-estrutura e do implante é observada durante o aparafusamento da peça. Em tais casos, a quantidade de distorção pode alcançar um nível de desadaptação de 500  $\mu\text{m}$  que não pode ser detectada com uma sonda exploradora. A presença de uma desadaptação requer o seccionamento e soldagem da peça. No entanto, a soldagem convencional ou soldagem a laser não provê necessariamente um assentamento passivo, mas sim um decréscimo no total de forças ao redor dos implantes, que pode resultar num decréscimo na frequência de perda dos parafusos de ouro. Os autores afirmam que a cada passo na fabricação da infra-estrutura influencia no resultado final da adaptação. Fatores como o material de impressão, técnica utilizada, expansão de cristalização do gesso especial, expansão do material de revestimento e o tipo de liga utilizada influenciam no assentamento final da infra-estrutura. As infra-estruturas em monobloco geralmente requerem seccionamento e soldagem para

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

uma melhor adaptação. Os autores concluíram que um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas e os materiais e as técnicas utilizadas na confecção de estruturas metálicas não são dimensionalmente precisos, necessitando desta forma, de maiores investigações científicas e desenvolvimento.

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

Preocupado com a precisão de assentamento dos componentes protéticos ao implante, **CARVALHO**, em 2002, avaliou a interface entre o componente protético e o implante. Foi utilizado nesse estudo, componentes protéticos nas versões Gold UCLA e UCLA calcinável dos sistemas de implante 3I (Implant Innovations Inc) e Implamed. Os componentes calcináveis foram fundidos em titânio c.p. e em liga de níquel-cromo-titânio-

molibdênio. Para a fixação dos componentes protéticos ao implante, foi utilizado um torquímetro manual com 20N de torque. Sendo então, as interfaces analisadas e fotografadas através do microscópio eletrônico de varredura. O autor concluiu que: 1- existiram diferenças significativas entre os componentes protéticos Gold UCLA da Implamed e o Gold UCLA da 3I, sendo a menor interface encontrada nos componentes protéticos Gold UCLA da Implamed; 2- existiram diferenças significativas entre os componentes protéticos Gold UCLA de ambos os sistemas e o grupo de componentes fundidos, sendo os melhores resultados encontrados nos componentes pré-fabricados; 3- não houve diferenças estatisticamente significativas entre os componentes calcináveis, tanto inter como intra-sistemas ou quanto a liga utilizada.

### **Soldagem a laser**

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

**SJÖGREN *et al.***, em 1988, avaliaram a resistência à tração, resistência à flexão a 0,2% e porcentagem de alongamento das juntas de titânio soldadas a laser comparadas com barras em liga de ouro tipo III. O laser Nd:YAG foi utilizado para a realização destas soldagens. Durante os testes de tração todos os corpos de titânio fraturaram no centro da união soldada. As amostras apresentaram porosidades. O grau de deformação na região da fratura foi maior para os corpos não soldados a laser do que para os soldados a laser. As variáveis da solda como as indicadas para infra-estruturas de próteses sobre implantes foram: nível de energia de 18 Joules, pulso com duração de 6 ms, frequência de 10Hz e um total de oito pontos de solda. As variáveis usadas atribuíram diferentes penetrações. No entanto, em barras de 5 mm de diâmetro uma penetração de solda de 0,9 mm provavelmente é suficiente na maioria das situações clínicas. Os autores chamam a atenção para o fato de que o titânio é altamente reativo a altas temperaturas e sua composição é alterada durante a operação de soldagem, isto influencia as propriedades mecânicas na região da solda. Segundo os autores, mais estudos para avaliar a micro-estrutura da solda é necessário para estabelecer condições favoráveis na soldagem a laser do titânio.

Em 1992, **JEMT & LINDÉN** descrevem uma técnica de laboratório alternativa, na qual componentes pré-fabricados de titânio são unidos e soldados a laser para confecção de uma infra-estrutura protética. Foram selecionados 86 pacientes para serem reabilitados com esta nova técnica. Os resultados deste grupo foram comparados com os de 287 infra-estruturas confeccionadas pela técnica convencional. E após um ano de acompanhamento, os autores observaram a mesma incidência de falhas para ambas as técnicas. Entretanto, somente 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

ano de função e ambos os casos estavam relacionados com fraturas da resina ou metal causado por um desenho deficiente da infra-estrutura. Segundo os autores, esta técnica dificulta a colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes, ficando a prótese sobre-estendida buco-lingualmente, desta forma exige o refinamento dos componentes de titânio pré-usinados. Os autores concluíram que as infra-estruturas de titânio usinadas e soldadas a laser tiveram melhor adaptação sobre os *abutment* do que as fundidas pela técnica convencional, porém estudos longitudinais são necessários para verificar a efetividade desta técnica, principalmente propriedades com relação à resistência à fadiga.

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

ocasionou a formação de superfícies côncavas. Em função disto, foi determinado 18 *joules* de nível de energia aplicados durante 2 Hz, e comprimento de pulso de 12m/Seg, para criar melhores interfaces de ligação. De acordo com os resultados todas as uniões soldadas foram intensamente mais fracas do que o metal original (grupo controle sem solda). Para o grupo soldados por radiação infra-vermelha os resultados de resistência à tração e alongamento tiveram menores valores. Pelo microscópico eletrônico, todas amostras soldadas a laser apresentaram ligação incompleta (áreas soldadas na periferia e uma região central sem solda), o que resultou em baixos valores de resistência à tração. Pontos sobrepostos de solda podem ser a solução para este problema. Os maiores valores de microdureza foram encontrados nas zonas afetadas pelo calor de Ti e Ti-6Al-4V nos 3 métodos utilizados, o que está relacionado à mudanças na microestrutura.

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

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

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

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Em 1998, **CHAI & CHOU** avaliaram as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro em diferentes condições de soldagem a laser, para determinar os parâmetros ótimos em termos de duração e voltagem. 57 barras fundidas em titânio de acordo com a especificação ISO 6871 foram divididas em 9 grupos experimentais e um grupo controle. As barras seccionadas foram soldadas a laser em diferentes durações (8, 10 e 12ms) e níveis de energia (290, 300 e 310V) e então avaliadas para classificar a resistência a tensão máxima, 0,2% do produto de resistência e porcentagem de alongamento. Os resultados mostraram que os valores para resistência a tensão oscilaram entre 374 a 562 MPa, 0,2% do produto da resistência ao escoamento de 206 a 338 MPa e a porcentagem de alongamento ficou entre 2,49% e 10,58%. O aumento de impurezas como nitrogênio e oxigênio melhoram as propriedades de resistência a tensão, mas diminuí consideravelmente a ductibilidade e aumenta a fragilidade. Os autores concluíram que melhor resistência à tração foi obtida quando utilizou 305 V e 12 ms, 310 V e 10 ms para 0,2% da resistência ao escoamento e 300 V e 12 ms para melhor porcentagem de alongamento. A voltagem foi o único fator significativo que influenciou a resistência à tensão e a resistência do produto da união. Um aumento da voltagem conduz a maior profundidade de soldagem. A duração não influenciou a resistência das uniões soldadas a laser. 300V /12ms resultou em ótimas condições de soldagem, fornecendo quantidades adequadas de nitrogênio e oxigênio na área da soldagem para permitir melhores propriedades físicas.

Em 1999, **BERGENDAL & PALMQVIST** através de um estudo longitudinal de 5 anos compararam clinicamente infra-estruturas de titânio soldadas a laser com infra-

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportadas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

estruturas de ouro. A taxa de sucesso para os implantes foi de 98,6% para as infra-estruturas de titânio e 99% para infra-estruturas de ouro. Porém, esta diferença não foi estatisticamente significativa. Mais fraturas de infra-estruturas de titânio ocorreram, comparadas com as infra-estruturas de ouro, no entanto, nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada. O número de fratura na resina e nos dentes artificiais foi maior nas infra-estruturas de titânio. Segundo os autores, pelo fato dos técnicos não estarem familiarizados com a fabricação de próteses fixas de titânio na ocasião deste estudo pode ter contribuído para estas complicações.

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

**SOUZA *et al.***, em 2000, avaliaram a microestrutura e a dureza de uma liga metálica odontológica de Au-Pd utilizada na confecção de próteses sobre implantes, quando submetidas aos processos de soldagem a laser e brasagem. A soldagem a laser foi realizada

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

em uma máquina de soldagem Dentaurem DL 20002S que utiliza um cristal Nd:YAG (“Neodímio e Ytrium Aluminium Garnet”) como fonte de laser e uma tensão de 310N durante 10ms. Segundo os autores, era importante avaliar como o calor fornecido durante a soldagem afetaria a microestrutura do material. Assim, foram estudados os efeitos da energia de soldagem fornecida em cada processo sobre a microestrutura e a dureza, bem como, suas vantagens e desvantagens. Verificaram que na brasagem, o metal-base e o cordão de solda apresentaram microestruturas distintas, e na soldagem a laser a microestrutura da liga apresentava três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal-base. Neste estudo, os autores concluíram que: 1- na soldagem por brasagem da liga Au-Pd, obteve-se uma microestrutura granular de maior dureza do que o metal-base; 2- na soldagem a laser a liga Au-Pd, obteve-se uma microestrutura dendrítica refinada no cordão de solda, de menor dureza do que o metal-base; 3- a microestrutura obtida na solda a laser foi consequência da alta velocidade de esfriamento do cordão de solda; e 4- na soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal-base, minimizando o tamanho da ZAC e as distorções nas peças protéticas, sendo esse processo mais adequado do que a brasagem para aplicações odontológicas.

**BERTRAND *et al.***, em 2001, avaliaram a precisão, qualidade e reprodutibilidade da técnica de soldagem a laser aplicada as ligas dentais não preciosas. Segundo os autores, as principais vantagens desta técnica para união de estruturas metálicas protéticas são: 1- economia de tempo laboratorial, pois a soldagem é feita diretamente sobre o modelo de trabalho; 2- correção de imprecisões causadas por erros na moldagem de transferência e/ou das distorções geradas no processo de fundição; 3- possibilidade de

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

soldar regiões próximas às áreas com revestimento estético, sem afetá-los; 4- potencialmente, todos os metais podem ser soldados por esta técnica, particularmente o Ti e suas ligas; 5- alta resistência mecânica das regiões soldadas para todos os metais.

### **Eletroerosão**

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

Segundo **WEBER & FRANK**, em 1993, as ligas de metais básicos foram introduzidas na Odontologia na década de 30. Devido à algumas propriedades vantajosas como, baixa condutibilidade térmica, alta resistência e baixo custo, estas ligas foram substituindo gradualmente as ligas com alto conteúdo de ouro. A eletroerosão surge na Odontologia em 1982 como uma outra grande evolução. O processo é acompanhado de

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportadas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

descargas elétricas em forma de “relâmpagos” geradas entre um eletrodo de cobre ou grafite e a restauração. Minúsculos pedaços de liga são fundidos pelo calor de 3000° a 5000° C gerado. A eletroerosão remove pequenas quantidades de metal sob proteção de um líquido dielétrico até que um ajuste preciso da peça seja alcançado. Esta técnica além de ser utilizada para melhorar a adaptação marginal de coroas e próteses sobre implantes, também é usada em encaixes de precisão para próteses parciais fixas, associadas às próteses parciais removíveis.

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

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Segundo o autor, no processo de EDM é usado descargas elétricas de alta energia para melhorar a precisão de componentes metálicos. Neste procedimento, a energia elétrica é gerada entre o eletrodo de grafite ou cobre e a peça metálica provocando pequenas corrosões no metal. Com esta corrente elétrica, é produzida uma temperatura de 3000° a 5000° C. A peça metálica é maquinada com a forma negativa da configuração do eletrodo. O processo ocorre com a peça submersa em um líquido dielétrico, que simultaneamente funciona como um isolante, condutor e refrigerante. A descarga elétrica ocorre com uma frequência de 250.000 vezes por segundo e tem reportado uma exatidão de 0,01mm. A existência da porcelana ou resina na restauração não é afetada pelo processo de EDM porque o calor não é transferido para a restauração. O processo de eletroerosão pode ser utilizado para refinar irregularidades de fundição de pilares do tipo UCLA para implantes, assim como, também pode ser usado com sistemas que incorporam outros tipos de pilares.

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

Em 2001, **BERNARDON** avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas sobre implantes fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão. A partir de uma matriz metálica com cinco implantes (3,75 x 13 mm), obteve-

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

se um modelo mestre onde foram incorporadas réplicas de implantes em aço inoxidável, e então realizados os procedimentos de enceramento, inclusão e acabamento das estruturas metálicas. Foram encerasdas vinte amostras e fundidas em titânio comercialmente puro (Rematitan – Dentaurum – Pforzheim-Alemanha), sendo avaliadas por meio de inspeção microscópica. O autor concluiu que: 1- as estruturas fundidas em monobloco apresentaram a pior adaptação marginal, porém essa adaptação melhorou significativamente após a aplicação da eletroerosão; 2- as estruturas seccionadas e soldadas tiveram uma melhora significativa na adaptação marginal em relação as estruturas em monobloco; 3- não houve diferenças estatisticamente significativas entre as estruturas em monobloco com eletroerosão e estruturas soldadas a laser; 4- a associação das técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, mostrou o melhor resultado com relação a adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados.

### **3. PROPOSIÇÃO**

Reconhecendo a necessidade de maiores informações científicas a respeito das técnicas utilizadas para obtenção da passividade de infra-estruturas protéticas em titânio, este estudo teve por objetivo:

1. Avaliar a precisão da adaptação entre as infra-estruturas protéticas de titânio fundidas em monobloco e *abutments* de implantes;
2. Avaliar a precisão de adaptação de peças, obtidas através de componentes pré-fabricados unidos por soldagem a laser;
3. Avaliar a efetividade do processo de eletroerosão na diminuição do desajuste marginal das infra-estruturas com diferentes graus de desadaptação.

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

#### 4. METODOLOGIA

##### 4.1 - MATERIAIS

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

**Quadro 1** – Material, marca comercial e fabricante

MATERIAL	MARCA COMERCIAL	FABRICANTE
Titânio comercialmente puro	Tritan <sup>®</sup> (Trilineti)	Dentaurum- Pforzheim/Germany
Revestimento para fundição de titânio	Rematitan <sup>®</sup> Plus	Dentaurum - Pforzheim/Germany
Análogos de <i>abutments Standard</i> , postes de impressão, cilindros torneados plásticos e pré-fabricados em titânio	Conexão <sup>®</sup>	Conexão Sistema de Prótese - Brasil

## 4.2 - MÉTODO

### 4.2.1 Confeção do modelo mestre

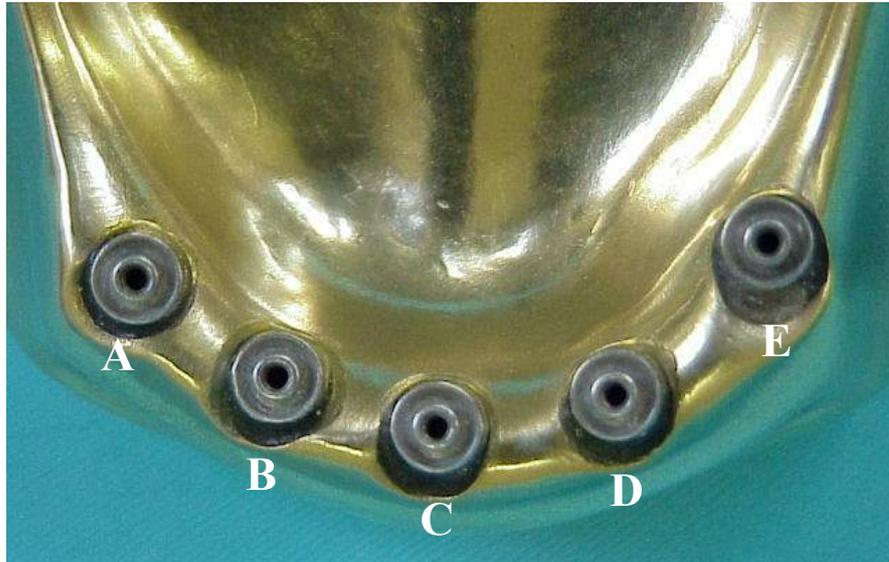
Para obtenção do modelo mestre confeccionou-se uma matriz metálica de cobre e alumínio a partir de um modelo mandibular representativo de um paciente totalmente desdentado. Através de paralelizadores metálicos apropriados, foram realizadas 5 perfurações na matriz metálica, na região inter-forames de acordo com o protocolo clássico de Brånemark *et al.* (1985). Com auxílio de resina epóxica, foram fixados 5 análogos de transmucosos (*abutments*) do tipo *Standard*, do sistema Conexão (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo -SP - Brasil), com 3,75 mm de diâmetro (mesa oclusal de 4,1 mm), por 13 mm de comprimento (Figura 1 – a, b).

Para padronizar as mensurações e análise estatística os análogos de transmucosos foram denominados com letras A, B, C, D, E (Figura 2).



**Figura 1:** (a) vista vestibular e (b) vista oclusal da matriz metálica.

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-Suportas Pré-Fabricadas ou Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão



**Figura 2:** Vista aproximada da matriz metálica com letras representativas.

#### 4. 2. 2 Obtenção dos corpos-de-prova

Para obtenção dos corpos-de-prova foram utilizados 50 cilindros plásticos e 50 cilindros pré-fabricados em titânio (Conexão). Também foram utilizadas barras cilíndricas pré-fabricadas em titânio de 4 mm de diâmetro (Conexão).

Os cilindros plásticos foram conectados aos análogos de transmucosos na matriz metálica, sendo então, parafusados nos respectivos análogos. Um bastão cilíndrico de cera (Dentaurum – Pforzheim - Germany), de secção transversal de 4,0 mm foi recortado e colocado entre os *abutments*. Em seguida, foi aplicada cera líquida azul para coroas e pontes (Kota – Indústria e Comércio - São Paulo – SP) nas extremidades, unindo os *abutments* uns aos outros (Figura 3 – a, b). Nas extremidades livres, foi padronizada uma extensão distal de 10 mm de comprimento. No encerramento da estrutura padrão foi deixado

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-Suportas Pré-Fabricadas ou Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

1,0 mm da superfície de união entre cilindro e análogo, preservando esta interface para observação posterior da adaptação marginal. 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 torque de 10Ncm e em seguida verificava-se a desadaptação no outro lado, com a finalidade de visualizar e eliminar distorções do processo de enceramento.



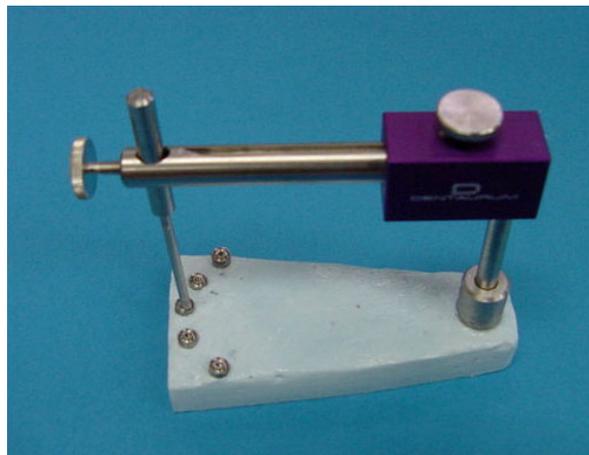
**Figura 3:** (a) vista vestibular e (b) vista oclusal da estrutura padrão em cera.

Este procedimento foi repetido até serem obtidas 10 estruturas em cera. Sendo estas, fundidas em titânio comercialmente puro (Rematitan<sup>®</sup> - Dentaaurum - Pforzheim – Germany). Estas estruturas foram divididas em dois grupos: G1 constituído por cinco estruturas fundidas em monobloco e G2 constituído por cinco estruturas fundidas em monobloco e submetidas à eletroerosão.

Os cilindros pré-fabricados de titânio, em conjunto com barras cilíndricas pré-fabricadas em titânio (Conexão) de secção transversal de 4,0 mm foram utilizadas para a obtenção de 10 estruturas submetidas à soldagem a laser. Para a confecção dos corpos-de-

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

prova, foram confeccionados dez modelos em gesso tipo V (Exadur<sup>®</sup> - Polidental). Estes modelos foram obtidos através da impressão da posição original dos análogos feita com transferentes quadrados, unidos com fio dental e recobrimento com resina acrílica (Duralay Reliance dental- EUA). Após a polimerização da resina, o conjunto foi transferido e conectado a réplicas idênticas do modelo padrão (protótipo), em conjunto com um delineador para soldagem a laser (Paralas – Dentaurum –Germany) (Figura 4), sendo então confeccionado o modelo de trabalho.



**Figura 4:** Delineador para soldagem.

Desta forma, foram confeccionados dez modelos em gesso tipo V (Exadur<sup>®</sup>), sendo um para cada estrutura a ser soldada. Que formaram os grupos: G3 constituído por cinco estruturas soldadas a laser e G4 constituído por cinco estruturas soldadas a laser e submetidas a eletroerosão.

#### **4.2.3 Fundição das estruturas - Grupo 1 e 2**

Todas as estruturas em cera foram fixadas aos canais de alimentação, numa configuração padrão, na região do centro térmico de um anel de silicone. Em toda a superfície do padrão em cera, foi aplicado um líquido redutor de tensão de superfície (Waxit, Degussa AG – Hanau – Alemanha) e deixado à temperatura ambiente para secagem da solução. Em seguida, um anel de silicone com capacidade para 500g de revestimento, foi adaptado à base formadora de cadinho (Figura 5). Foi utilizado o revestimento especial para fundição de titânio Rematitan<sup>®</sup> Plus (Dentaurum, Pforzheim - Germany), de acordo com as instruções do fabricante, proporcionado com 80ml de líquido específico para 2 envelopes de 250g de pó, incorporando o pó ao líquido manualmente por 10 segundos. Em seguida, foi espatulado a vácuo por 60 segundos num espatulador elétrico (Multivac 4, Degussa S.A.). Após a manipulação, os corpos-de-prova foram cuidadosamente pincelados com o revestimento na porção interna de cada cilindro, e sob vibração, completado o preenchimento. Depois, o conjunto foi deixado em bancada à temperatura ambiente, até completar a reação de cristalização, momento em que o anel foi removido.

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-Suportas Pré-Fabricadas ou Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão



**Figura 5:** Anel de silicone com o corpo-de-prova.

Decorridos 40 minutos após a cristalização, o cilindro de revestimento foi colocado em um forno elétrico de pré-aquecimento (VULCAN 3.550 NDI Box Furnace – Degussa – Ney Dental Inc – Yucaipa, CA, USA), previamente programado, conforme o Quadro 2.

**Quadro 2** – Ciclos de temperatura, velocidade e tempo de aquecimento

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

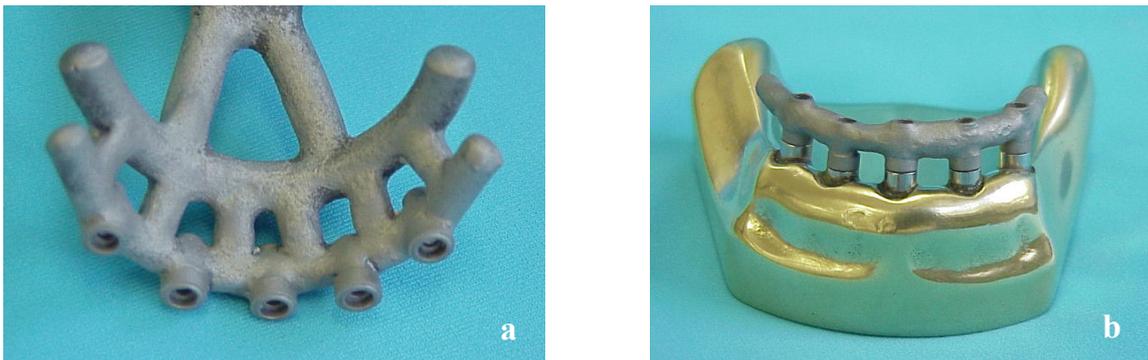
Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

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<sup>®</sup> (Dentaurum, Pforzheim – Germany) foi programada e ajustada para 31g de metal, ajustando automaticamente o tempo de fundição e a corrente elétrica a ser descarregada. Esta máquina é constituída de um sistema fechado de duas câmaras: uma superior, de fundição, que recebe um cadinho de cobre refrigerado e um eletrodo de Tungstênio 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.

Para a fundição das estruturas foi utilizado o titânio comercialmente puro que se apresenta em forma de “lingotes cilíndricos” de 31 gramas, com grau de pureza, segundo DIN 17850, mínimo de 99,5% de titânio. Cada lingote se encontrava demarcado com o nome Rematitan<sup>®</sup> (Dentaurum), grau de pureza e número de lote. 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.

## Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-Suportas Pré-Fabricadas ou Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

A desinclusão foi realizada após o esfriamento do revestimento em água, como recomendado pelo fabricante. A amostra foi desincluída do revestimento através de um desincludor pneumático (Silfradent – F. LLI Manfred – Itália) e jateada com microesferas de vidro em um jateador elétrico (Oxyker Dry/ AM 28 – FLLI Manfred – Itália). Posteriormente, foram seccionados os condutos de alimentação com disco de óxido de alumínio (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo cada corpo-de-prova jateado com óxido de alumínio de granulação 100  $\mu\text{m}$  e pressão 60Lb/pol<sup>2</sup>. Não houve necessidade de acabamento e polimento das estruturas após a fundição (Figura 6 - a, b).



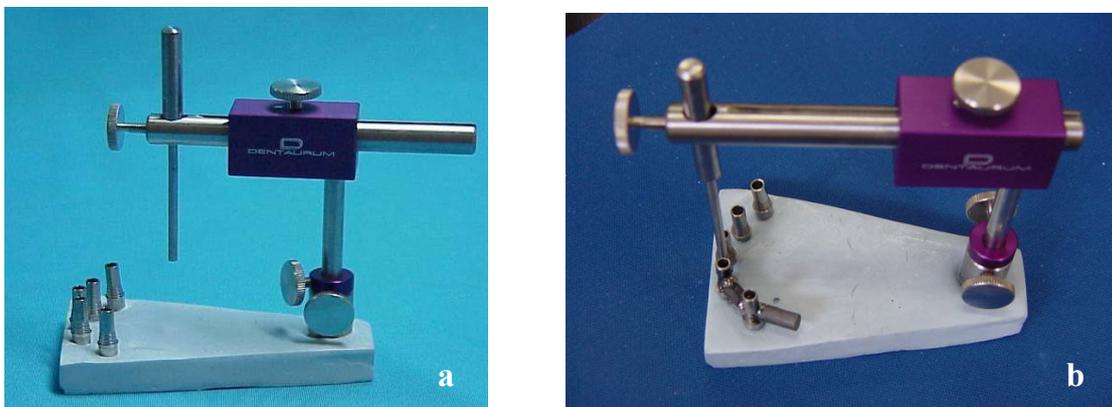
**Figura 6:** (a) corpo-de-prova fundido (monobloco) e (b) adaptado na matriz metálica.

### 4. 2. 4 - Soldagem a laser - Grupo 3 e 4

Para o procedimento de soldagem a laser os cilindros de titânio (“coping abutment Std”) foram posicionados sobre o modelo de gesso, e parafusados com torque mecânico de 10Ncm. Uma barra cilíndrica de titânio de 4,0 mm de diâmetro (Conexão) foi

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

seccionada com um disco de Carboneto de silício ultra fino (Dentorium), adaptada entre os cilindros e mantida em posição através da haste vertical do delineador (Paralas – Dentaurum –Germany) (Figura 7 – a, b). Todo o conjunto foi levado para o interior da máquina de soldagem a laser (Desktop – Dentaurum - Alemanha). Iniciou-se a soldagem nos modelos com poucos pontos até que a barra estivesse fixada, sendo então removido o delineador. Seguiu-se o procedimento de soldagem alternando os locais de aplicação por vestibular e lingual em um extremo da barra. Em seguida, o mesmo procedimento foi feito no outro extremo, mantendo-se o mesmo número de pontos de soldagem, em ambos os lados, bem como a mesma energia para todas as estruturas. Uma lâmina de titânio (diâmetro de 0,25 mm, Rematitan® - Drant – Dentaurum) foi utilizada quando necessário. Sendo a máquina programada a 310V, pulso de 6.0 ms e frequência de focus –2.

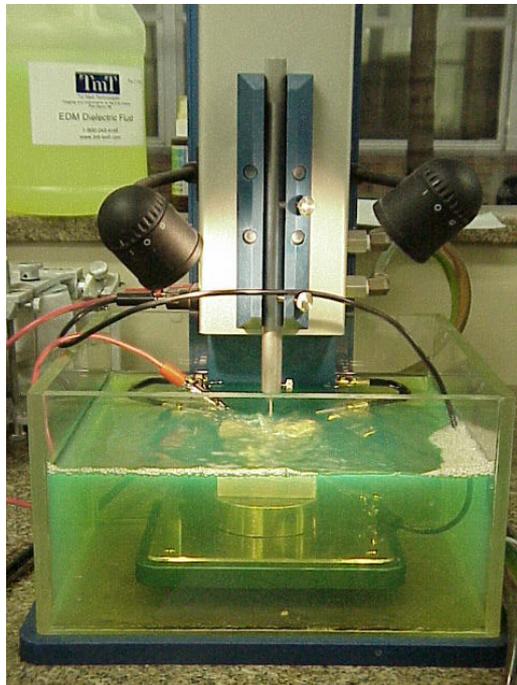


**Figura 7:** (a) dispositivo para soldagem a laser e (b) barra posicionada para soldagem.

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-Suportas Pré-Fabricadas ou Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

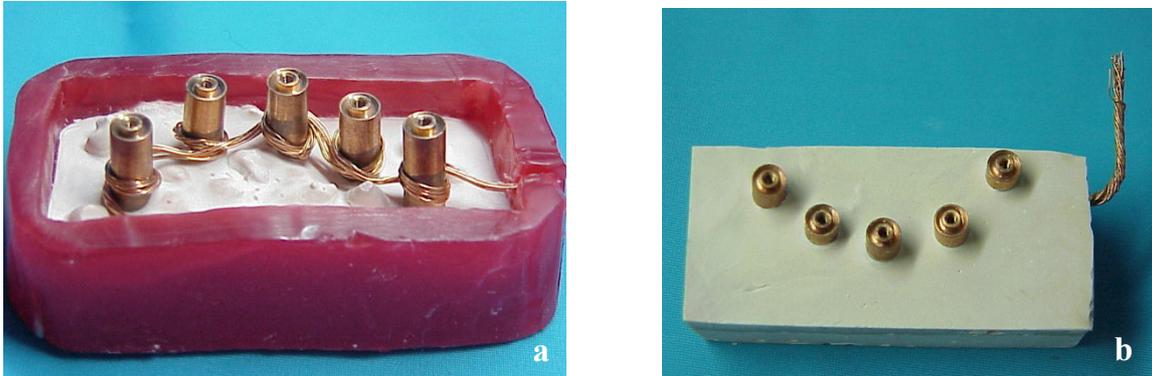
#### 4. 2. 5 – Aplicação da eletroerosão - Grupo 2 e 4

A eletroerosão é um processo que usa descargas elétricas de alta energia através da máquina de precisão (Electrical Discharge Machinig – Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – EUA) (Figura 8). Este aparelho possui uma base metálica, sob a qual foi fixado o modelo de gesso. Este modelo foi obtido através da impressão da posição original dos análogos de transmucosos (*abutments*) com copings de transferência de moldagem para moldeira abeta e abrigou análogos de cobre e um fio de cobre que os envolveu e interligou para que a corrente elétrica fosse transferida para toda a estrutura metálica (Figura 9 - a, b).



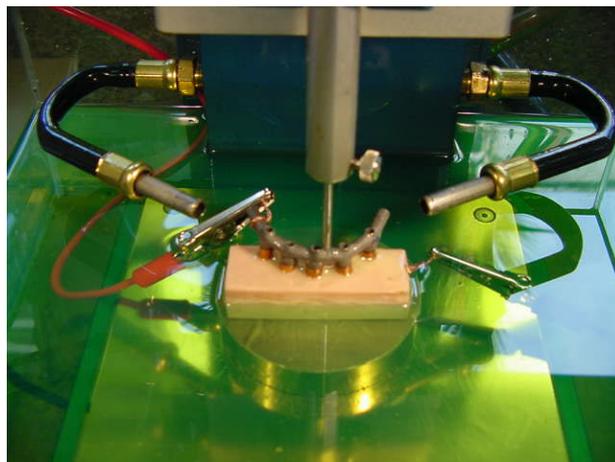
**Figura 8:** Máquina de eletroerosão.

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão



**Figura 9:** (a) análogos e fios de cobre posicionados para a eletroerosão e (b) modelo de gesso finalizado.

A estrutura metálica foi fixada à haste de movimentação vertical do aparelho com auxílio de uma cola especial (Quick Lock – Tel Méd Technologies – Port Huron-Michigan – EUA), assentada sobre o modelo de gesso obtido e então conectada ao pólo positivo (eletrodo vermelho), tendo o modelo ligado ao pólo negativo (eletrodo preto) (Figura 10).

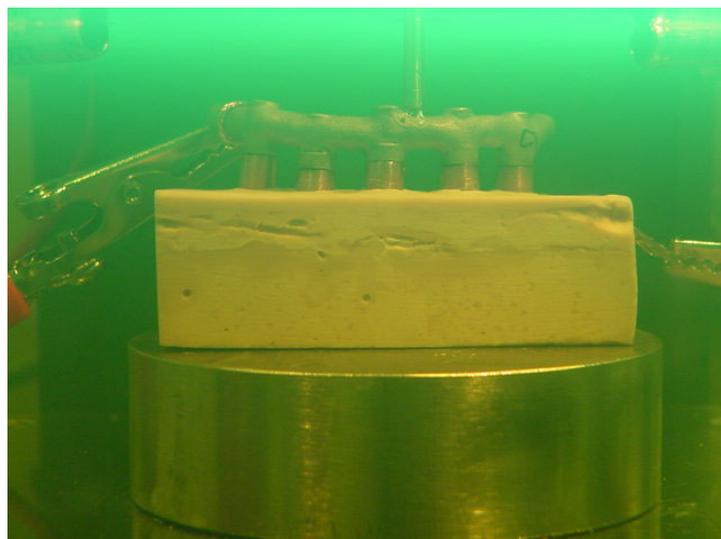


**Figura 10:** Modelo posicionado para início da eletroerosão.

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

A eletroerosão iniciou quando todo o conjunto foi submerso em um fluido dielétrico (Tel Méd Technologies – Port Huron – Michigan – EUA) que simultaneamente funciona como um isolante, condutor e refrigerante (EVANS, 1997).(Figura 11).

Os movimentos da haste vertical do aparelho são controlados 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 0,01 mm) e a frequência com o número de descargas elétricas por minuto (250.000/seg) (CLARK, 1992). Entre o eletrodo de cobre e a peça estabelece-se uma corrente elétrica que gera altas temperaturas de aproximadamente 3000 °C a 5000 °C (EVANS,1997). Esta energia vaporiza e funde o metal neste determinado ponto de interferência refinando o término cervical.



**Figura 11:** Conjunto submerso no fluido dielétrico.

## Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-Suportas Pré-Fabricadas ou Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Este processo ocorria constantemente em movimentos de sobe-desce durante 8 horas, onde se visualizava a extensão dos cinco implantes tocando seus respectivos eletrodos uniformemente. Neste momento, poderia visualizar faíscas em toda esta área de contato entre peça e eletrodos. Procedeu-se então o desligamento do aparelho para retirada da peça maquinada e posterior limpeza para análise microscópica.

### 4.2.6 Análise do assentamento passivo

Para as leituras dos valores das alterações dimensionais lineares verticais, representando o grau de adaptação entre os componentes protéticos e análogos de transmucosos, foi utilizado um microscópio mensurador (STM Digital- OLYMPUS-Japan) com precisão de  $0,5 \mu\text{m}$  e aumento de trinta vezes (10x na ocular e 3x na objetiva).

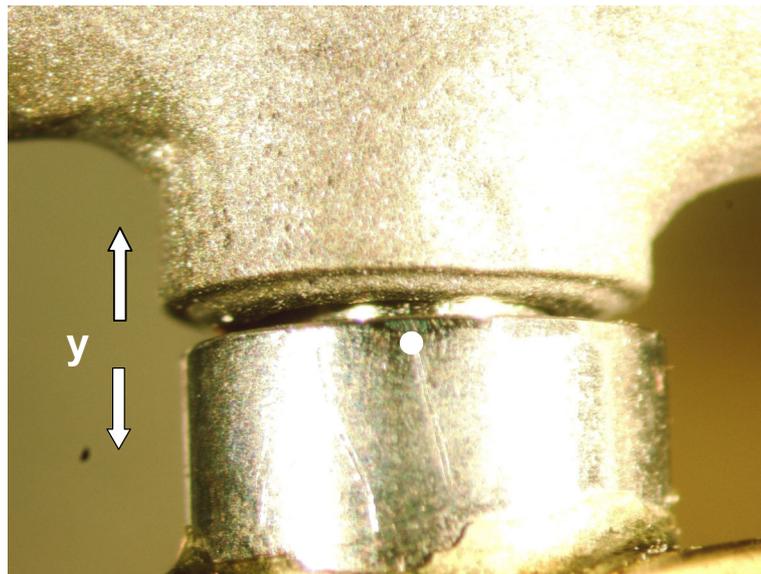
As estruturas metálicas foram encaixadas e posicionadas no modelo mestre, e o parafuso nº 1 de titânio (Conexão) que corresponde ao implante *A* foi apertado com torque de 10Ncm, com o auxílio de um torquímetro (Conexão). Por meio desse procedimento verificou-se o grau de adaptação dos componentes *E* e *C*. O procedimento repetiu-se com o outro parafuso mais distal (parafuso 5) para a mensuração dos implantes *A* e *C*.

Para facilitar e padronizar o posicionamento dos corpos-de-prova sob o microscópio, foram confeccionadas bases em resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo) que se assentavam sobre a platina do

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

microscópio mensurador posicionando o modelo mestre e a estrutura metálica para as leituras.

As leituras foram realizadas por vestibular (V) e lingual (L), na interface réplica/estrutura dos três análogos previamente denominados com letras *A*, *C* e *E*. O cabeçote micrométrico corria da borda do análogo, previamente demarcada, até a linha que consistia na base do cilindro protético. Desta forma para cada interface foram obtidas 2 leituras, sendo que estas foram repetidas por três vezes e feita a média aritmética entre elas. Todas as medidas foram possíveis de serem anotadas no eixo *y* (Figura 12).



**Figura 12:** Visão ampliada – relação estrutura metálica/réplica  
no eixo *y*.

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

**4. 2. 7 - Análise estatística**

Para realização da análise estatística utilizou-se a análise de variância (ANOVA) e o teste estatístico F, em nível de 5% de probabilidade.

## 6. DISCUSSÃO

O assentamento passivo de estruturas metálicas construídas sobre implantes osseointegrados é um pré-requisito fundamental para o sucesso longitudinal nos trabalhos de reabilitação oral, conforme relatado na literatura por diversos autores (KALLUS & BESSING, 1994; APARICIO, 1994; HELLDÉN & DERAND, 1998).

A ausência de adaptação passiva produz sobrecargas 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 (APARICIO, 1994; EVANS, 1997). Em contrapartida, JEMT & BOOK, em 1996, relatam que complicações nos elementos biológicos do sistema, não são atribuídas à falta de adaptação passiva, indicando que a pressão produzida pela falta de adaptação das peças protéticas ainda é uma dúvida no efeito deletério gerado na osseointegração.

Várias são as tentativas utilizadas na literatura para obtenção de uma adaptação passiva, no entanto os métodos clínicos e laboratoriais utilizados para fabricação de infra-estruturas são inadequados para obtenção de uma adaptação absoluta, pois cada passo na fabricação destas infra-estruturas influencia o resultado final de adaptação (KAN *et al.*, 1999; WEE *et al.*, 1999; ROMERO *et al.*, 2000; SAHIN & ÇEHRELI, 2001).

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Vários métodos têm sido desenvolvidos para se avaliar a adaptação de próteses sobre implantes. Para realização deste trabalho foi utilizado o teste de aperto de um único parafuso, sendo a passividade avaliada pela mensuração linear. O protocolo modificado utilizado para a leitura da interface é o mesmo sugerido por JEMT (1991), que consiste no aperto do parafuso mais distal de um lado de uma prótese extensa e a verificação da adaptação dos componentes do lado oposto. Segundo WASKEWICZ *et al.* (1994) e KAN *et al.* (1999) este método é bastante eficaz em trabalhos extensos, nos quais discrepâncias verticais podem ser observadas.

SAHIN & ÇEHRELI (2001) relatam que uma adaptação marginal aceitável não é um sinal de assentamento passivo e o único método para determinar a quantidade de passividade da infra-estrutura *in vivo* é a análise de força em cada implante pilar e/ou componente da prótese antes e/ou depois da cimentação ou aparafusamento. Os autores afirmam ainda que, devido a fenda marginal de fundição em monobloco serem de vários micrometros, uma fundição desse nível para próteses fixas implanto-suportadas certamente terá grandes espaços entre o *abutment* e a estrutura.

SCHIFFLEGER *et al.* (1985) relataram que a distorção na prótese fixa aumentava conforme o aumento do número de elementos. E próteses fixas extensas seccionadas e soldadas apresentavam melhor assentamento do que fundidas em monobloco.

O objetivo deste estudo foi determinar a precisão de assentamento de infra-estruturas sobre implantes, confeccionadas em titânio comercialmente puro fundidas em

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

monobloco e através de componentes pré-fabricados soldados a laser, submetidas ou não à técnica de eletroerosão.

Os resultados deste trabalho mostraram que houve diferenças estatísticas significativas nas estruturas fundidas em monobloco e soldadas a laser tanto para o cilindro central quanto distal, o que vem de encontro aos resultados encontrados na literatura por diversos autores (SCHIFFLEGER *et al.*, 1985; RIEDY *et al.*, 1997; KAN *et al.*, 1999; SAHIN & ÇEHRELI, 2001; BERNARDON, 2001; SOUSA, 2001).

BERNARDON (2001) avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas sobre implantes fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão. Para o grupo monobloco antes da eletroerosão, o autor encontrou média de 472  $\mu\text{m}$  para o cilindro distal e 170  $\mu\text{m}$  para o cilindro central e no presente trabalho foi encontrado para o grupo monobloco antes da eletroerosão (G1), discrepância vertical, média de 326  $\mu\text{m}$  para o cilindro distal e 182  $\mu\text{m}$  para o central, valores semelhantes talvez por se utilizar também uma infra-estrutura de 5 implantes, onde somente o parafuso mais distal foi apertado. No grupo laser antes da eletroerosão, o autor encontrou média de 155  $\mu\text{m}$  para o cilindro distal e 65  $\mu\text{m}$  para o cilindro central e neste estudo obteve-se para este grupo (G2) média de distorção de 159  $\mu\text{m}$  para o distal e 103  $\mu\text{m}$  para o central, estes valores mais altos ainda podem ser considerados como satisfatórios, pois o autor mencionado utilizou infra-estrutura em monobloco, seccionada e soldada a laser. Neste trabalho foram utilizados componentes pré-fabricados e soldados a laser, contendo desta forma uma maior quantidade de pontos de solda, o que pode ter induzido esta pequena

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

diferença numérica, já que a distorção da estrutura não é completamente eliminada com o procedimento de soldagem, como visto na literatura (KAN *et al.*, 1999).

O emprego da soldagem a laser entre os elementos pilares tem sido um artifício utilizado para solucionar problemas de desadaptação. Na técnica de soldagem, o feixe do laser transfere menor energia ao metal base, minimizando o tamanho da ZAC (zona afetada pelo calor), proporcionando desta forma, menor distorção na peça protética (SOUZA *et al.*, 2000).

JEMT & LINDÉN (1992) descreveram como uma técnica de laboratório alternativa, a utilização de componentes pré-fabricados de titânio unidos e soldados a laser para a confecção de infra-estrutura protética. Os autores concluíram que as infra-estruturas de titânio soldadas a laser tiveram uma melhor adaptação sobre os *abutments* do que as fundidas pela técnica convencional. Da mesma forma neste experimento, a soldagem a laser foi a que apresentou melhores resultados, no que diz respeito ao assentamento passivo, quando comparada a técnica monobloco.

A técnica alternativa avaliada neste estudo, além de proporcionar resultados satisfatórios de desajuste marginal, os quais estão dentro da média encontrada na literatura, tem como vantagem a simplicidade de técnica, rapidez e redução de custo. No entanto, estudos longitudinais são necessários para verificar a efetividade desta técnica, principalmente propriedades com relação a resistência à fadiga.

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Porém, com o crescente emprego da técnica de carga imediata que corresponde a um método de tratamento moderno e fascinante na Implantodontia, a soldagem a laser de estruturas pré-fabricadas de titânio torna-se cada vez mais freqüente nos trabalhos de reabilitação oral, o que vem a justificar em parte os objetivos deste estudo.

Nas estruturas fundidas em monobloco e submetidas à eletroerosão (G3) e pré-fabricadas de titânio soldadas a laser e submetidas à eletroerosão (G4), houve uma melhora significativa na adaptação das peças, independente da técnica utilizada. Resultados semelhantes foram encontrados na literatura (RUBELING, 1999; BERNARDON, 2001).

Segundo EVANS (1997) o processo de eletroerosão (EDM) utiliza eletricidade em altas voltagens, geradas em intervalos periódicos que, por meio de eletrodos, geram faíscas capazes de aquecer uma superfície metálica promovendo cortes de exatidão de 0,001 mm em micro-segundos. Podendo ser utilizado para refinar irregularidades de fundição de pilares do tipo UCLA para implantes, assim como, para sistemas que incorporam outros tipos de pilares. E ressalta ainda que esta técnica promove uma melhora significativa no assentamento de estruturas metálicas, o que vem corroborar com os resultados obtidos no presente trabalho.

Nas infra-estruturas submetidas à eletroerosão, BERNARDON em 2001, encontrou para o grupo monobloco após a eletroerosão média de 154 µm para o cilindro distal e 56 µm para o cilindro central e neste trabalho foi encontrado para o grupo monobloco após a eletroerosão (G3), média de 214 µm para o cilindro distal e 146 µm para

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

o central. No grupo laser após a eletroerosão, o autor encontrou média de 59  $\mu\text{m}$  para o cilindro distal e 28  $\mu\text{m}$  para o cilindro central e neste trabalho foi encontrado para este grupo (G4) média de distorção de 92  $\mu\text{m}$  para o cilindro distal e 65  $\mu\text{m}$  para o central. Foi observada uma diferença estatisticamente significativa no assentamento passivo entre os grupos G3 e G4. Embora a eletroerosão tenha melhorado de maneira significativa a adaptação das estruturas metálicas, os resultados foram superiores aos resultados do autor citado. O fato de ter sido utilizado somente cinco eletrodos de cobre durante todo o tempo de aplicação da eletroerosão que correspondeu 8 horas, pode ser o responsável por estes resultados. No entanto, a média de desajuste para as estruturas soldadas a laser está dentro do padrão de passividade, menor que 150  $\mu\text{m}$ , citado por JEMT em 1991, e acima da recomendada pelo mesmo autor em 1996.

De acordo com os resultados obtidos neste estudo e comparados com trabalhos citados na literatura, onde as vantagens da soldagem a laser são salientadas, pode-se argumentar a viabilidade desta técnica alternativa em substituição à técnica monobloco, principalmente para os trabalhos de carga imediata, quando se trabalha com próteses extensas, onde a dificuldade de se obter o assentamento passivo é grande, embora, não exista ainda na literatura, dados que definam o limite para um assentamento clinicamente aceitável. E pode ainda, argumentar a efetividade da técnica de eletroerosão na melhora do desajuste cervical de próteses sobre implantes.

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suortas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

Avaliação da Adaptação Marginal de Infra-Estruturas Implanto-  
Suportas Pré-Fabricadas ou  
Fundidas em Titânio, Submetidas à Eletroerosão

## 7. CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos e discutidos neste estudo, pôde-se concluir que:

1. As estruturas fundidas em monobloco apresentaram os piores resultados com relação à adaptação marginal, tanto para o cilindro central quanto distal;
2. As estruturas obtidas através de componentes pré-fabricados unidos por soldagem a laser apresentaram uma melhora significativa na adaptação marginal quando comparadas às estruturas em monobloco;
3. A aplicação da eletroerosão, independente da técnica utilizada, melhorou significativamente a adaptação marginal tanto para o cilindro central quanto para o distal;
4. As estruturas soldadas a laser e submetidas à eletroerosão foram estatisticamente superiores às estruturas em monobloco submetidas à eletroerosão tanto no cilindro central quanto distal.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

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

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

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

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

---

\* Baseada na NBR-6023 de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).  
Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.

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

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

CHAI, T.; CHOU, C.K. Mechanical properties of lase-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.79, n.4, p.477-483, Apr. 1998.

CRAIG, R.G. *et al. Restorative dental materials*. 10<sup>th</sup> ed. Saint Louis: Mosby, 1997. p.428-432.

EVANS, D.B. Correnting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.77, n.2, p.212-215, Feb. 1997.

GORDON, T. E.; SMITH, D. L. Laser welding of prosthesis – an initial report. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.24, n.4, p.472-476, Oct. 1970.

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.

HELLDÉN, L.B.; DÉRAND, T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.13, n.2, p.190-196, Mar./Apr. 1998.

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.

JEMT, T.; LINDÉN, B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Carol Stream, v.12, n.3, p.177-183, 1992.

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. . *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.11, n.5, p.620-625, Sept./Oct. 1996.

JEMT, T. 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.

JOHANSSON, G.; PALMQVIST, S. Complications, supplementary treatment and maintenance in edentulous arches with implant supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont*, v.3, n.1, p.89-92, 1990.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.9, n.2, p.169-178, Mar. 1994.

KAN, J.Y.K. *et al.* Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.81, n.1, p.7-13, Jan. 1999.

LUCAS, L. C.; LEMOS, J. E. Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res*, Washington, v.6, p.32-37, Sept. 1992.

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

MAY, K.B. *et al.* The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.77, n.5, p.497-502, May. 1997.

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. 1999.

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.

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.

ROMERO, G.G. *et al.* Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication.

*J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.84, n.6, p.602-607, Dec. 2000.

RÜBELING, G. New techniques in spark erosion: The solution to na accurately fitting screw-retained implant restoration. *Quintessence Int*, Berlin, v.30, n.1, p.38-48, Jan.1999.

SAHIN, S.; ÇEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*, Baltimore, v.10, n.2, p.85-90, 2001.

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.

SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*, v.10, n.1, p.19-27, 1997.

SJÖGREN, G. *et al.* Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand*, Oslo,

v. 46, n.4, p.247-253, Aug. 1988.

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

SOUSA, S.A. *Análise do assentamento passivo de infra-estruturas em titânio e liga de*

*paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas a soldagem a laser*. Piracicaba, 2001. 113p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

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

TAMBASCO, J. *et al.* Laser welding in the dental laboratory: na alternative to soldering. *J Dent Technol*, Mclean, v.13, n.4, p. 23-31, May 1996.

VAN ROEKEL, N.B. Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.5, n.2, p.114-121, Mar./Apr. 1992a.

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

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

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

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

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

## APÊNDICE

### Dados Originais

#### G1 - CORPO DE PROVA 1

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.480.5	0.461.0	0.465.0	0.468,8
Face lingual	0.312.5	0.299.5	0.307.0	0.306.6
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.234.0	0.224.0	0.223.5	0.227.2
Face lingual	0.113.0	0.114.0	0.114.0	0.117.4
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.170.5	0.187.5	0.177.0	0.178.33
Face lingual	0.107.5	0.112.0	0.104.5	0.108.0
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.194.0	0.198.0	0.187.5	0.193.16
Face lingual	0.072.0	0.073.0	0.090.0	0.078.33

#### G1 - CORPO DE PROVA 2

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.422.5	0.418.0	0.422.5	0.421.0
Face lingual	0.334.5	0.322.5	0.347.0	0.334.66
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.271.0	0.258.5	0.276.5	0.268.66
Face lingual	0.092.5	0.088.5	0.098.0	0.093.0
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.484.0	0.482.5	0.463.0	0.476.5
Face lingual	0.325.0	0.336.0	0.321.5	0.327.5
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.411.0	0.392.0	0.384.5	0.395.83
Face lingual	0.231.5	0.245.5	0.231.5	0.236.16

**G1 - CORPO DE PROVA 3**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.372.5	0.371.0	0.355.0	0.366.16
Face lingual	0.300.0	0.286.0	0.303.0	0.296.33
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.236.5	0.213.5	0.213.0	0.221.0
Face lingual	0.105.0	0.100.5	0.102.5	0.102.66
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.361.5	0.350.0	0.360.5	0.357.33
Face lingual	0.298.0	0.293.0	0.293.0	0.294.66
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.281.5	0.293.0	0.277.5	0.284.0
Face lingual	0.118.5	0.121.0	0.110.0	0.116.5

**G1 - CORPO DE PROVA 4**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.272.5	0.259.5	0.243.5	0.258.5
Face lingual	0.396.5	0.408.0	0.398.0	0.400.83
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.189.0	0.201.0	0.179.0	0.189.66
Face lingual	0.092.5	0.104.0	0.093.5	0.096.66
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.427.0	0.446.5	0.429.0	0.434.16
Face lingual	0.484.0	0.474.5	0.459.5	0.472.66
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.390.0	0.391.5	0.374.0	0.385.16
Face lingual	0.184.5	0.175.0	0.231.5	0.197.0

**G1 - CORPO DE PROVA 5**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.331.0	0.327.0	0.354.5	0.337.5
Face lingual	0.237.5	0.249.5	0.250.0	0.245.66
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.162.0	0.158.5	0.160.0	0.160.16
	0.110.5	0.100.0	0.103.0	0.104.5
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.301.0	0.304.5	0.292.5	0.299.33
Face lingual	0.162.0	0.172.0	0.194.0	0.176.0
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.207.5	0.196.0	0.216.0	0.206.5
Face lingual	0.143.5	0.142.5	0.130.0	0.138.66

**G2 - CORPO DE PROVA 1**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.211.5	0.202.0	0.206.0	0.206.5
Face lingual	0.061.5	0.116.0	0.063.0	0.080.16
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.185.0	0.162.5	0.176.5	0.174.66
Face lingual	0.071.0	0.082.5	0.076.5	0.076.66
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.121.0	0.101.0	0.082.0	0.101.33
Face lingual	0.035.5	0.029.0	0.031.0	0.031.83
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.144.5	0.125.5	0.128.0	0.132.66
Face lingual	0.069.5	0.053.0	0.040.0	0.054.16

**G2 - CORPO DE PROVA 2**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.430.0	0.339.0	0.410.0	0.393.0
Face lingual	0.265.0	0.292.0	0.271.0	0.276.0
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.156.5	0.168.5	0.187.5	0.170.83
Face lingual	0.083.0	0.111.0	0.099.5	0.097.83
Corpo de prova	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.523.0	0.536.5	0.529.0	0.529.5
Face lingual	0.397.0	0.383.5	0.379.5	0.386.66
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.374.0	0.324.5	0.358.0	0.352.16
Face lingual	0.208.0	0.209.5	0.204.5	0.207.33

**G2 - CORPO DE PROVA 3**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.190.5	0.169.5	0.154.0	0.171.33
Face lingual	0.046.5	0.037.5	0.034.5	0.039.0
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.095.5	0.104.5	0.087.5	0.095.83
Face lingual	0.053.5	0.040.5	0.044.0	0.046.0
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.317.0	0.292.0	0.276.0	0.295.0
Face lingual	0.145.5	0.121.5	0.124.0	0.130.33
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.181.5	0.175.0	0.192.0	0.182.83
Face lingual	0.139.5	0.114.5	0.115.0	0.123.0

**G2 - CORPO DE PROVA 4**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.315.5	0.319.5	0.305.5	0.313.5
Face lingual	0.154.0	0.145.5	0.186.0	0.161.83
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.182.0	0.143.5	0.145.0	0.156.83
Face lingual	0.115.0	0.116.0	0.114.0	0.115.0
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.390.0	0.238.0	0.246.0	0.291.33
Face lingual	0.274.0	0.270.0	0.239.0	0.261.0
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.263.0	0.256.0	0.260.0	0.259.66
Face lingual	0.160.5	0.145.0	0.147.5	0.151.0

**G2 - CORPO DE PROVA 5**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.238.0	0.248.0	0.234.0	0.236.66
Face lingual	0.104.0	0.097.0	0.102.5	0.101.16
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.167.0	0.127.5	0.119.0	0.137.83
Face lingual	0.064.0	0.071.0	0.072.5	0.069.16
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.224.0	0.166.5	0.178.5	0.189.66
Face lingual	0.082.0	0.100.5	0.078.0	0.086.83
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.216.0	0.208.0	0.226.5	0.216.83
Face lingual	0.095.0	0.088.0	0.074.5	0.085.83

**G3 - CORPO DE PROVA 1**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.175.5	0.181.5	0.178.0	0.178.33
Face lingual	0.127.5	0.145.0	0.173.0	0.148.5
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.095.0	0.078.0	0.073.5	0.082.16
Face lingual	0.049.5	0.053.5	0.051.0	0.051.33
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.104.5	0.104.5	0.112.5	0.107.16
Face lingual	0.047.5	0.029.5	0.041.0	0.039.33
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.109.0	0.100.0	0.122.0	0.110.33
Face lingual	0.046.5	0.047.0	0.050.0	0.047.83

**G3 - CORPO DE PROVA 2**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.161.0	0.192.0	0.173.5	0.175.5
Face lingual	0.092.0	0.079.5	0.096.0	0.089.16
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.136.0	0.123.5	0.128.5	0.129.33
Face lingual	0.027.0	0.056.5	0.052.0	0.045.16
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.255.5	0.261.5	0.240.0	0.252.33
Face lingual	0.119.5	0.121.0	0.122.5	0.160.16
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.191.0	0.196.5	0.196.0	0.194.5
Face lingual	0.053.0	0.048.5	0.064.0	0.055.16

**G3 - CORPO DE PROVA 3**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.187.5	0.200.0	0.169.5	0.185.66
Face lingual	0.118.5	0.069.0	0.081.5	0.089.66
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.146.0	0.130.0	0.125.0	0.133.66
Face lingual	0.081.0	0.037.0	0.042.5	0.053.5
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.258.5	0.276.5	0.286.5	0.273.83
Face lingual	0.200.5	0.180.0	0.168.5	0.183.0
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.196.5	0.183.5	0.192.0	0.190.66
Face lingual	0.086.5	0.083.5	0.099.5	0.089.83

**G3 - CORPO DE PROVA 4**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.172.5	0.207.0	0.198.0	0.192.5
Face lingual	0.044.5	0.079.0	0.059.5	0.061.0
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.159.0	0.117.5	0.118.5	0.131.5
Face lingual	0.039.0	0.030.0	0.049.5	
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.166.0	0.161.5	0.172.0	0.166.5
Face lingual	0.108.0	0.139.5	0.129.0	0.125.5
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.167.0	0.165.5	0.166.0	0.166.16
Face lingual	0.064.5	0.076.5	0.070.5	0.070.5

**G3 - CORPO DE PROVA 5**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.352.0	0.289.0	0.303.5	0.314.83
Face lingual	0.118.0	0.101.0	0.097.5	0.105.5
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.108.0	0.075.0	0.092.5	0.091.83
	0.069.0	0.052.5	0.056.5	0.059.33
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.244.5	0.242.0	0.265.0	0.250.5
Face lingual	0.137.5	0.135.5	0.121.5	0.131.5
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.242.0	0.229.5	0.269.5	0.247.0
Face lingual	0.065.0	0.087.5	0.090.0	0.080.83

**G4 - CORPO DE PROVA 1**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.097.0	0.079.0	0.105.0	0.093.66
Face lingual	0.029.5	0.031.5	0.028.0	0.029.0
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.070.0	0.101.5	0.090.5	0.087.33
Face lingual	0.036.5	0.054.5	0.052.5	0.047.83
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.187.0	0.180.0	0.172.0	0.179.66
Face lingual	0.093.5	0.103.0	0.092.0	0.096.16
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.104.0	0.096.0	0.096.5	0.098.83
Face lingual	0.057.0	0.040.0	0.053.0	0.050.0

**G4 - CORPO DE PROVA 2**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.110.5	0.105.0	0.121.5	0.112.33
Face lingual	0.091.0	0.079.5	0.088.0	0.086.16
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.063.5	0.073.5	0.059.5	0.065.5
Face lingual	0.051.5	0.025.5	0.024.0	0.033.66
Corpo de prova	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.113.0	0.125.0	0.124.0	0.120.66
Face lingual	0.041.5	0.042.5	0.047.0	0.043.66
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.102.0	0.105.0	0.105.5	0.104.66
Face lingual	0.024.5	0.054.0	0.030.0	0.036.16

**G4 - CORPO DE PROVA 3**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.109.0	0.107.0	0.106.5	0.107.5
Face lingual	0.051.0	0.043.0	0.054.5	0.045.5
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.056.5	0.060.5	0.067.5	0.061.5
Face lingual	0.048.0	0.040.0	0.054.5	0.047.5
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.136.0	0.122.5	0.133.0	0.130.5
Face lingual	0.030.0	0.046.0	0.050.0	0.042.0
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.099.0	0.089.0	0.073.5	0.087.16
Face lingual	0.043.0	0.045.0	0.052.5	0.046.83

**G4 - CORPO DE PROVA 4**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.073.0	0.077.0	0.081.5	0.077.16
Face lingual	0.047.0	0.041.5	0.056.0	0.048.16
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.077.5	0.080.0	0.085.5	0.081.0
Face lingual	0.052.5	0.046.5	0.041.5	0.046.83
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.121.0	0.110.5	0.160.5	0.130.66
Face lingual	0.116.5	0.110.5	0.120.0	0.115.66
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.080.0	0.083.5	0.080.0	0.081.16
Face lingual	0.060.5	0.063.0	0.096.0	0.073.16

**G4 - CORPO DE PROVA 5**

	<b>Cilindro A</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.090.0	0.079.0	0.105.0	0.091.33
Face lingual	0.029.5	0.031.5	0.028.0	0.029.66
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.070.0	0.101.5	0.090.5	0.087.33
Face lingual	0.036.5	0.054.5	0.052.5	0.047.83
	<b>Cilindro E</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.160.0	0.150.0	0.172.0	0.160.66
Face lingual	0.093.5	0.103.0	0.092.0	0.096.16
	<b>Cilindro C</b>			<b>Média</b>
Face vestibular	0.074.0	0.046.0	0.096.5	0.072.16
Face lingual	0.057.0	0.040.0	0.053.0	0.050.0