

**JOSÉ CÍCERO DINATO**

**ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO DE PRÓTESE SOBRE IMPLANTES  
ATRAVÉS DO MEV EM TRÊS MOMENTOS: APÓS CONFECCÃO  
INDIVIDUAL DOS RETENTORES PELO SISTEMA PROCERA,  
SOLDADOS A LASER E COM A CERÂMICA APLICADA  
(ESTUDO *IN VITRO*)**

Florianópolis  
2002

**JOSÉ CÍCERO DINATO**

**ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO DE PRÓTESE SOBRE IMPLANTES  
ATRAVÉS DO MEV EM TRÊS MOMENTOS: APÓS CONFEÇÃO  
INDIVIDUAL DOS RETENTORES PELO SISTEMA PROCERA,  
SOLDADOS A LASER E COM A CERÂMICA APLICADA  
(ESTUDO *IN VITRO*)**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Doutorado Acadêmico da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para obtenção do Título de Doutor em Odontologia, área de Concentração: Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso

Florianópolis  
2002

JOSÉ CÍCERO DINATO

**ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO DE PRÓTESE SOBRE IMPLANTES ATRAVÉS DO MEV EM TRÊS MOMENTOS: APÓS CONFECCÃO INDIVIDUAL DOS RETENTORES PELO SISTEMA PROCERA, SOLDADOS A LASER E COM A CERÂMICA APLICADA (ESTUDO *IN VITRO*).**

Esta tese foi julgada adequada para obtenção do título de DOUTOR EM ODONTOLOGIA – OPÇÃO IMPLANTODONTIA e aprovada na forma final pelo programa de Pós-graduação em Odontologia, Doutorado Acadêmico da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 05 de Dezembro de 2002.

---

Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada  
*Coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia*

**Banca Examinadora**

---

Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso  
*Orientador*

---

Prof. Dr. Amilton Pires Maia  
*Membro*

---

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini  
*Membro*

---

Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser  
*Membro*

---

Prof. Dr. Marco Antônio Bottino  
*Membro*

*Dedico este trabalho ao meu irmão **Paulo Roberto Dinato** (in memoriam), agradecendo a Deus a sua convivência e afeto, e pelos anos em que caminhamos juntos.*

## AGRADECIMENTOS

*Aos meus pais, **Mauro Dinato** (in memorian) e **Célia Scalia Dinato**, pela formação, carinho e presenças constantes.*

*À minha esposa **Monique**, e aos meus filhos **Thiago** e **Daniel**, que sempre apoiaram com muito amor a todas minhas iniciativas, mesmo na constante ausência.*

*Aos meus irmãos, **Mauro César** e **Maria Marta**, cunhadas e sobrinhos, pelo sentido de família, união e amor.*

*Ao **José Geraldo**, meu cunhado, pelo incentivo inicial.*

*Aos meus sogros, **Pierre** e **Deny Revillion**, pelo estímulo e confiança.*

*À **Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC** pela oportunidade da realização do curso e em especial ao **Prof. Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, coordenador do curso.*

*Ao Mestre, **Prof. Edy Sá Carneiro**, pelo carinho e entusiasmo permanentes, e pelo muito que me ensinou sobre a Vida e a Odontologia.*

*Ao **Prof. Marco Antônio Bottino**, a quem tive a oportunidade de admirar como professor e amigo e por seu envolvimento acadêmico.*

*Ao **Prof. Maximiliano Piero Neisser** pelo companheirismo, amizade e constante incentivo.*

*Ao **Prof. Antônio Carlos Cardoso**, pelo convite e enriquecedora orientação durante o curso.*

*Ao professor **Ricardo Magini**, pela amizade e competência na organização deste curso.*

*Aos professores **Izo**, **Maria José**, **Sérgio**, **Izabel** e **Roldão** pela dedicação e atenção dispensadas.*

*Aos colegas, amigos e parceiros **André Zétola** e **José Scarso Filho**, pela oportunidade de dividirmos momento difíceis, mas igualmente gratificantes.*

*Aos eternos e fiéis amigos **Márcio Menin** e **Carlos Roberto Fortuna**, pela oportunidade de convivermos todos estes anos, pelo carinho indispensável e estimulante convivência diária.*

*Aos **Profs. Luís Carlos Frasca** e **Jaime Piciccheli**, pela compreensão nas ausências e apoio incondicional em todos os momentos.*

*À **Profa. Suzana Werner** pelo incentivo à atividade científica e valiosa colaboração.*

*Aos **Profs. Marcos Túlio**, **Itaborai** e demais **colegas da ABO/RS**, pelas oportunidades e estímulo.*

*Ao **Dr. Ronaldo Brum** e demais **professores e alunos do Curso de especialização e atualização de implantodontia da ABO/RS**, pela compreensão e essencial apoio.*

*Ao **Dr. Diego K. Vasconcelos** por me ensinar que amizade independe de convivência.*

*Ao **Nilo Freire** e **Marco Bianchini**, pelo companheirismo e presença constantes.*

*Aos companheiros **Carlos Alberto Tavares**, **José Pedro Peixoto de Oliveira** e **Waldemar Polido**, pela mútua e constante aprendizagem.*

*Às colegas **Ana Roberta**, **Naíza** e **Luciane**, pelo apoio durante estes anos.*

*Ao **Dr. Paulo Guilherme Coelho** pela fundamental colaboração na análise estatística.*

À **Simone Melo**, colaboradora assídua nesta trajetória, pela dedicação e eficiência demonstradas em anos de convivência.

À **Marzarete, Janáina e Cíntia**, pela solidária colaboração e sempre presente disponibilidade.

Ao **Lourenço, Gonçalves, Andréa, Solange e demais funcionários da Clínica Faria Santos**, pelo indispensável suporte sempre que necessário.

À **Daniele, Leandro e Edimar Ulzefer**, pela colaboração e promissor talento desta nova geração de profissionais da Odontologia.

À **Wilcos do Brasil** pela cerâmica oferecida graciosamente.

À **Nobel Biocare Brasil** pelo fornecimento de todos os pilares Procera.

À **todos os participantes do CEPID**, especialmente **Fabiane, Rose e Susan**, pela amizade e permanente envolvimento com o ensino.

À **Miriam e ao Depto de Microscopia Eletrônica da Faculdade de Física da UFRGS**, pelo valioso auxílio no desenvolvimento deste trabalho.

Aos **pacientes** atendidos durante o curso pela colaboração e disponibilidade.

À **Capes**, pelo apoio e incentivo ao curso de Pós-graduação.

DINATO, José Cícero. **Análise da adaptação de prótese sobre implantes através do MEV em três momentos: após confecção individual dos retentores pelo sistema procera, soldados a laser e com a cerâmica aplicada (estudo *in vitro*)**. 2002 91f. Tese (Doutorado em Implantodontia – Opção Implantodontia) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi comparar, numericamente, o desajuste do término cervical dos pilares retentores de próteses parciais fixas metalo-cerâmicas obtidas a partir da usinagem de pilares de titânio pelo sistema Procera®, sob microscopia eletrônica de varredura com aumento de 1000X, em três diferentes momentos: **Momento 1**- após a confecção individual dos pilares; **Momento 2** – após a soldagem a laser dos pilares na região correspondente aos dois conectores, utilizando um aparelho a laser de ND:YAG com tensão de 300V e 12ms de duração de cada impulso e, **Momento 3** – após aplicação da cobertura cerâmica. Foram utilizados três implantes para confecção de um modelo padrão simulando a reposição de dois pré-molares e um primeiro molar. Em seguida, sobre os implantes, foi esculpida a matriz da estrutura metálica de uma prótese parcial fixa. Cada um dos retentores foi levado ao *scanner* Procera®, onde foi feita a varredura de toda a superfície da matriz em cera. Os arquivos foram enviados, via modem, para uma unidade de produção em Sandvik AB (Estocolmo-Suécia), onde foram usinados 10 pilares para cada elemento totalizando 30 estruturas de titânio e, conseqüentemente, dez próteses parciais fixas. Realizou-se três marcas no lado correspondente às faces vestibular e igual número no lado oposto (lingual) em cada um dos implantes, totalizando 18 pontos para mensuração. Os resultados numéricos obtidos foram submetidos ao método *one way* ANOVA, o que possibilitou uma análise concreta com 95% de confiança para os mesmos. Baseado nos resultados obtidos podemos concluir que: a) em relação ao **Momento 1**, o **Momento 2** não apresentou diferenças estatisticamente significantes, embora os valores numéricos de desadaptação fossem menores; b) em relação aos **Momentos 1 e 2**, o **Momento 3** apresentou os maiores valores numéricos de desadaptação, sendo esta diferença estatisticamente significativa; c) a utilização de pilares de titânio usinados e unidos por soldagem a laser é uma alternativa clínica viável para confecção de próteses parciais fixas com cobertura cerâmica.

Palavras-chave: Implantes dentários, Soldagem em Odontologia, Próteses e implantes.



DINATO, José Cícero. **Análise da adaptação de prótese sobre implantes através de MEV em três momentos: após confecção individual dos retentores pelo sistema procera, soldados a laser e com a cerâmica aplicada: estudo *in vitro*.** 2002 91f. Tese (Doutorado em Implantodontia – Opção Implantodontia) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## ABSTRACT

The purpose of this study was to numerically compare the implant-to-abutment adaptation at the cervical level of porcelain fused to metal partial fixed units obtained by milling titanium abutments by means of the Procera system. Implant-to-abutment distances were evaluated in three different stages of the manufacturing process of the prosthetic restoration under the scanning electron microscope at 1000X. The manufacturing process was comprised of three stages. **Stage 1:** customized abutment milling; **Stage 2:** abutment soldering at the region corresponding to the two connectors, utilizing a ND:YAG laser at 300V tension and 12ms for each impulse and; **Stage 3:** after porcelain sintering. Three implants were used for specimen preparation simulating first premolar, second premolar and first molar. Wax patterns representing the metal frame of the partial fixed units were sculpted and their surfaces were scanned by the Procera system individually. The scans were sent to Sandvik AB (Stockholm-Sweden) where 10 abutments were milled for each element, resulting in 30 titanium elements and 10 fixed partial units. Three reference marks were placed in the buccal and lingual surfaces of each implant resulting in 18 reference points. One-way ANOVA statistical analysis was used for group comparison at 95% confidence level. The results provided that there is not a significant difference ( $P = 0.05$ ) between the values obtained during **stages 1 and 2**, despite the lower mean values for the second stage of the prosthetic manufacturing. The results also showed that **stage 3** presented significantly ( $P = 0.05$ ) higher values than **stages 1 and 2**. Based on these results, the utilization of customized laser soldered milled titanium abutments is a clinically acceptable treatment procedure for porcelain fused to metal fixed partial units.

Key words: Dental soldering, Dental implants, Protheses and implants.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Modelo padrão, sendo: B - bloco de resina acrílica rosa, I - implantes e C - barras de titânio unindo os implantes ..... p.54
- Figura 2 - Modelo padrão com os enceramentos: A - primeiro pré-molar, B - segundo pré-molar e C - primeiro molar. Notar o pequeno espaço entre os elementos (setas)..... p.55
- Figura 3 – Scanner Procera no detalhe, matriz em cera parafusada no suporte de plataforma regular e fixada na base, varredura de toda superfície encerada ..... p.56
- Figura 4 - Cilindros de titânio de 15mm de diâmetro e 15mm de altura com bases pré-fabricadas e canal central permitindo várias formas para confecção dos pilares ..... p.56
- Figura 5 – Fotomicrografia com as marcas de referência indicando a localização: E = esquerdo, C = centro e D = direito..... p.57
- Figura 6 - Tabela contendo: grupos, elementos, faces e marcas referenciais, para registrar os valores em cada um dos três momentos de avaliação: pilar isolado, pilares soldados e pilares soldados e recobertos com cerâmica ..... p.58
- Figura 7- A - Aparelho de soldagem a laser. B – Vista do conjunto sendo soldado dentro da câmara..... p.59
- Figura 8 - Penetração bilateral do raio laser ..... p.59
- Figura 9 - Vista vestibular da prótese parcial fixa soldada e com os pilares numerados ..... p.60
- Figura 10 - Vista geral da prótese parcial fixa com cobertura cerâmica ..... p.61
- Figura 11 - Fotomicrografia do menor (A) e maior (B) valor encontrados no Momento 1 .. p.63
- Figura 12 - Fotomicrografia do menor (A) e maior (B) valor encontrados no Momento 2 .. p.64
- Figura 13 - Fotomicrografia do menor (A) e maior (B) valor encontrados no Momento 3 .. p.65
- Figura 14 - Representação gráfica das médias registradas na Tabela 1 ..... p.65

Figura 15 - Intervalos estatísticos para o primeiro pré-molar no Momento 1 .....	p.71
Figura 16 - Intervalos estatísticos para o segundo pré-molar Momento 1 .....	p.72
Figura 17 - Intervalos estatísticos para o molar no Momento 1 .....	p.73
Figura 18 - Intervalos estatísticos para todas as localidades avaliadas no Momento 1 .....	p.73
Figura 19 - Intervalos estatísticos para o primeiro pré-molar Momento 2 .....	p.74
Figura 20 - Intervalos estatísticos para o segundo pré-molar Momento 2 .....	p.75
Figura 21 - Intervalos estatísticos para o molar no Momento 2 .....	p.76
Figura 22 - Intervalos estatísticos para todos os pontos avaliados no Momento 2 .....	p.77
Figura 23 - Intervalos estatísticos para o primeiro pré-molar Momento 3 .....	p.77
Figura 24 - Intervalos estatísticos para o segundo pré-molar no Momento 3 .....	p.78
Figura 25 - Intervalos estatísticos para o molar no Momento 3 .....	p.79
Figura 26 - Intervalos estatísticos para todos os pontos avaliados no Momento 3 .....	p.80
Figura 27 - Análise do Primeiro pré-molar nos três momentos .....	p.80
Figura 28 - Análise do segundo pré-molar nos três momentos .....	p.81
Figura 29 - Análise do primeiro molar nos três momentos .....	p.82
Figura 30 - Intervalos estatísticos para todas as distâncias obtidas em torno de cada implante, nos três momentos .....	p.82
Figura 31 - Gráfico representando os três tempos, quando adicionadas todas as distâncias obtidas para os três implantes .....	p.83

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ANOVA	Análise de Variância
Co-Cr	Cobalto-Cromio
cm	centímetro
g	grama
°	graus
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
mm	milímetro
µm	micrometro
N	Newton
N/cm	Newton por centímetro
Ni-Cr	Níquel-Crômio
Nº	Número
%:	porcentagem
ND-YAG	<i>Neodymium-Yttrium Aluminium Garnet</i>
V	Volts
ms	milisegundos
TIG	Tungsten Inert Gas
ZAC	Zona afetada pelo calor
3-D	Tridimensional
Au-Pd	Ouro-paládio
Ti cp	Titânio comercialmente puro
CS	Cordão de solda
MB	Metal base
CAD	Computer-assisted design
CAM	Computer-assisted machine
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura

## SUMÁRIO

<b>RESUMO.....</b>	<b>p.7</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>p.8</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>p.9</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....</b>	<b>p.11</b>
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>p.13</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>p.19</b>
<b>2.1 Fatores gerais que influenciam na adaptação.....</b>	<b>p.19</b>
<b>2.2 Importância da soldagem a laser na adaptação .....</b>	<b>p.33</b>
<b>2.3 Utilização do sistema Procera.....</b>	<b>p.46</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>p.53</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>p.54</b>
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>p.62</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>p.67</b>
<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>p.86</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>p.87</b>

## **1 INTRODUÇÃO**

Os implantes osseointegrados são, sem dúvida, uma das maiores inovações da Odontologia. A reposição de um ou mais dentes ausentes em função, fonética e estética tem sido um desafio permanente para o cirurgião-dentista. A partir de 1965, porém, graças aos trabalhos do Dr. Brånemark e colaboradores, difunde-se globalmente a tecnologia que possibilita repor um ou todos os dentes perdidos do paciente por meio de técnica segura e comprovada por inúmeras pesquisas científicas.

Ao mesmo tempo em que vários paradigmas são confrontados por esta técnica, outros, sem dúvida, são inerentes à novidade. A precisão na adaptação da prótese sobre os implantes é uma das etapas mais discutidas pelos profissionais envolvidos, tanto na área clínica como laboratorial.

A adaptação das próteses fixas sobre dentes ou sobre implantes é um pré-requisito fundamental para o sucesso longitudinal nos trabalhos reabilitadores, conforme comprovado pela prática e pesquisa ao longo dos anos.

A osseointegração é um processo dinâmico, e necessita de alguns meses para completar a mineralização e a maturação do osso recém-formado. Para manter a osseointegração é essencial a adaptação da prótese, com passividade, porque a ausência do ligamento periodontal torna o implante, possivelmente, incapaz de acomodar sua posição em

uma armação não-passiva (APARÍCIO, 1994). Isso independe do momento de aplicação de cargas sobre os implantes, seja mediata ou imediata.

Os implantes osseointegrados são essencialmente rígidos no osso, e quando estruturas são adaptadas sem precisão aos pilares, esta ação ocasiona estresse, podendo resultar em falhas biológicas ou mecânicas do próprio implante (SKALAK, 1983).

O sucesso clínico conseguido com a osseointegração registra que os implantes resistem consideravelmente à carga mastigatória, entretanto, esta osseointegração pode ser perdida pela concentração de estresse (BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1985; ADELL et al., 1981). Se não for dada atenção ao desenho das extensões livres das próteses, adaptação da prótese fixa e ajuste da oclusão, poderá ocorrer fratura nos componentes mecânicos (ponte, parafusos, pilares, implantes) ou microfraturas no osso de ancoragem dos implantes (ADELL et al. 1981).

Os contatos oclusais mal distribuídos podem levar a sobrecargas, e a perda óssea nos implantes será aumentada. A única forma de evitá-la, no que se refere à construção de próteses, é através da existência de um ajuste passivo (JIMÉNEZ-LÓPEZ, 1995).

A perda da osseointegração do implante, e as falhas mecânicas das estruturas têm sido atribuídas às dificuldades de conseguir adaptação passiva entre a estrutura metálica e o pilar (CHESHIRE e HOBKIRK, 1996).

A exatidão no projeto e fabricação da estrutura metálica e oclusão adequada contribuem para a redução de esforços na mesma, no implante e na interface osso-implante, obtendo-se, assim, sucesso no tratamento clínico. Segundo Dinato (2001), as causas protéticas mais comuns de insucesso em tratamentos com implantes envolvem flexão da estrutura metálica, interferências oclusais, aplicação de torque inadequado nos componentes e

desajustes marginais. Destas causas, a dificuldade em se obter boa adaptação em estruturas protéticas, principalmente nas mais extensas, é responsável por grande número de insucessos.

A mastigação produz, principalmente, forças verticais. Entretanto, são criadas forças transversais pelo movimento horizontal da mandíbula e pela inclinação das cúspides dentárias. Estas forças são transferidas através da prótese ao implante, transformando as forças oclusais em tensões ósseas. A força oclusal cria padrões diferentes de tensão e estresse, dependendo do desenho da prótese (RANGERT; JEMT; JORNEUS, 1989).

A força transversal (lateral) que atua sobre o implante, produzirá grandes esforços ósseos na região marginal devido ao efeito de braço de alavanca, comparada com a carga axial (vertical) que distribui melhor os esforços.

Para se obter a distribuição uniforme da carga mastigatória sobre os implantes é necessário adaptação precisa de todos os pilares e grande rigidez da estrutura metálica. Estes dois requisitos estão baseados no seguinte: quando a adaptação entre o implante e a prótese não é perfeita, algumas unidades suportam a maioria da carga, enquanto outras estariam virtualmente sem carga. Além disso, não se obtendo rigidez suficiente, a unidade que se encontra mais próxima da carga, suportará a maior parte do momento de flexão (RANGERT; JEMT; JORNEUS, 1989).

Entretanto, não existe investigação clínica longitudinal que relacione perda da ossointegração atribuída especificamente a desajustes marginais da prótese. Parece haver certa tolerância biológica para a falta de adaptação passiva da prótese (CARR; GERARD; LARSEN, 1996; JEMT e BOOK, 1996).

Numerosos autores têm discutido a importância da adaptação passiva da estrutura metálica. O estresse mecânico pode ser transmitido para o implante através da união da



estrutura metálica ao pilar. Técnicas para medir estresse têm mostrado compressão e tensão no pilar no momento da colocação da prótese. A adaptação passiva é, muitas vezes, difícil ou impossível de realizar e avaliar clinicamente. Para corrigir discrepâncias da estrutura metálica, técnicas de soldagem têm sido desenvolvidas e descritas (WASKEWICZ; OSTOWSKI; PARKS, 1994).

O emprego da soldagem entre os elementos pilares, durante a fase de confecção da estrutura metálica ou até mesmo após a aplicação de cerâmica, tem sido um artifício utilizado por grande parte dos cirurgiões-dentistas na solução de problemas de adaptação. A técnica de soldagem apresenta a vantagem de se trabalhar com segmentos da prótese, os quais permitem, além da melhor adaptação, distribuição uniforme de forças, minimizando traumas ou falhas no osso, no implante ou na prótese.

Dentre as técnicas de soldagem mais utilizadas, com esta finalidade, temos a brasagem, conhecida como soldagem convencional, o TIG-Tungsten Inert Gas, o infravermelho, e o laser. As duas primeiras técnicas transferem grande aporte de calor para a peça a ser soldada, originando maior zona afetada pelo calor (ZAC) no metal, e causando, como consequência, maiores problemas de distorção (BRANDI, 1992, WANG; WELSCH, 1995). A microestrutura do cordão de solda também depende do insumo de calor, pois quanto maior este for, mais rápida será a sua velocidade de resfriamento. Deste modo, a alta velocidade de resfriamento pode produzir uma microestrutura de maior dureza e com baixa ductilidade, prejudicando a vida útil da prótese (BRANDI, 1992).

A soldagem a laser utiliza luz coerente e concentrada, de alta energia, como fonte de energia minimizando assim problemas de distorções nas uniões soldadas (GORDON e SMITH, 1970; DINATO et al., 1999).

No Brasil, a soldagem a laser foi introduzida em 1997, por DINATO et al., e têm sido empregada em substituição aos demais processos de soldagem, principalmente ao de brasagem, na confecção de próteses dentárias.

Alem de possuir adaptação precisa, a estrutura metálica da prótese deve ser confeccionada com ligas biologicamente aceitáveis e apresentar propriedades mecânicas e de corrosão adequadas à sua aplicação. Dentre os materiais utilizados com sucesso para esta finalidade, temos o titânio e suas ligas.

Nos últimos anos, a utilização de diferentes ligas metálicas na reabilitação oral tem sido questionada, tanto por profissionais da área odontológica como pelos pacientes. Este questionamento refere-se à vulnerabilidade de algumas destas ligas à corrosão microbiana ou reações alérgicas. O titânio tem demonstrado, ao longo dos últimos 37 anos, que é um material biocompatível e resistente à corrosão. A alternativa de confeccionarmos próteses fixas com o mesmo metal empregado na fabricação dos implantes osseointegrados abre a possibilidade de obter-se o mesmo desempenho biológico nas reabilitações sobre implantes.

Em 1989 foram realizados os primeiros trabalhos empregando o sistema Procera<sup>®</sup>, este permite a produção industrial de próteses com alta precisão, utilizando-se um programa especial de computador (ANDERSSON et al., 1989). Como as estruturas de titânio são fabricadas individualmente, devem ser soldadas a laser sempre que for realizada prótese parcial fixa (RUSSELL et al., 1995).

Vários estudos têm investigado técnicas para obtenção da adaptação passiva nas próteses sobre implantes. Infelizmente, a literatura ainda está carecendo de informações de como conseguir a perfeita adaptação protética.

Considerando as dificuldades em se obter adaptação precisa das próteses fixas parafusadas sobre implantes osseointegrados, bem como o alto custo das ligas de ouro, decidimos avaliar a adaptação de uma prótese parcial fixa titânio-cerâmica sobre três implantes. Os valores numéricos do desajuste das próteses serão avaliados através do MEV em três diferentes momentos: após a fabricação dos pilares individualmente, após união por soldagem a laser e após a cobertura cerâmica.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA<sup>1</sup>**

Para melhor compreensão dos temas abordados, no contexto da reabilitação protética implanto-suportada, faz-se uma revisão da literatura, abordando os principais assuntos envolvidos neste trabalho, a saber: a) fatores gerais que influenciam na adaptação; b) importância da soldagem a laser na adaptação; e c) utilização do sistema Procera. Para a apresentação dos diferentes autores e pesquisas, segue-se a ordem cronológica das publicações.

### **2.1 Fatores gerais que influenciam na adaptação**

McLean e Von Fraunhofer (1971) relataram que a espessura do cimento sob as restaurações depende de uma série de fatores. A proporção pó e líquido, temperatura ambiente, velocidade de espatulação e a distribuição do tamanho das partículas influenciam a viscosidade do cimento e conseqüentemente a sua espessura final. A avaliação da adaptação das restaurações é realizada através de sondas exploradoras e radiografias. Infelizmente, quando comparada a espessura da ponta de uma sonda com um fio de cabelo

---

<sup>1</sup> Baseado na NBR 10520: ABNT de 2002.

(aproximadamente  $40\mu\text{m}$ ), as proporções se tornam gritantes. Desajustes menores que  $80\mu\text{m}$  são difíceis de serem observados radiograficamente. O termo “ótima adaptação” pode ter várias interpretações na odontologia e depende da forma da sonda exploradora utilizada bem como da habilidade e experiência do profissional envolvido. Os autores afirmam que a espessura do cimento pode variar de  $10\mu\text{m}$  a  $160\mu\text{m}$ , conferindo às restaurações um padrão aceitável ou não. Concluem que restaurações com linha de cimentação menor que  $120\mu\text{m}$  podem ser consideradas como sucesso clínico.

Adell et al. (1981) fizeram uma revisão dos materiais e métodos com relação aos resultados clínicos do uso dos implantes osseointegrados para tratamento dos maxilares desdentados num período de acompanhamento de 15 anos. Observaram que a osseointegração, dos implantes do tipo Brånemark, podia ser alcançada e mantida com a utilização de uma técnica cirúrgica adequada, um tempo de cicatrização ideal e também uma distribuição apropriada do estresse quando em função, após a instalação das próteses. Encontraram que, durante o período de cicatrização e o primeiro ano de conexão da prótese, o valor médio de perda óssea marginal era de  $1,5\text{mm}$  e após este período havia somente uma perda anual de  $0,1\text{mm}$ . Definiram a osseointegração como sendo uma conexão firme, íntima e duradoura que pode ser criada entre o implante e o osso hospedeiro vital, o qual é remodelado com as cargas mastigatórias aplicadas através da prótese por ele suportada. Estes autores formularam como objetivo do tratamento protético restaurador um preciso assentamento entre a estrutura de ouro e os pilares (componentes transmucosos). Também analisaram as complicações ocorridas nestes tratamentos reabilitadores com implantes e as causas da perda óssea marginal.

Skalak (1983), estudando a biomecânica das próteses osseointegradas, pretendeu analisar a distribuição macroscópica do estresse, e também os mecanismos de transferência de carga aonde a aposição fechada de osso aos implantes de titânio pode ser observada a nível

microscópico. Afirmou ser essencial que nem o implante e nem o osso recebam estresse além das suas capacidades de fadiga. Observou também a necessidade de se evitar algum movimento relativo entre o implante e o osso, o que poderia causar reabsorção do osso ou perda progressiva do implante. Sendo o titânio mais rígido do que o osso, em uma interface de osso e de titânio espera-se que o osso ou a união do osso ao titânio falhe primeiro do que o titânio. Concluiu que qualquer desajuste da prótese, em relação aos implantes, resultará em estresse interno na prótese, nos implantes e no osso e que tal estresse pode não ser detectado pela inspeção visual, mas pode levar a falhas, ainda que sem cargas externas. Enfatizou ainda que uma conexão rígida e precisa das próteses fixas aos implantes é necessária.

Brånemark; Zarb; Albrektsson (1985) afirmam que o período de cicatrização do tecido ósseo, após a inserção do implante na maxila, mandíbula, ou ambas, pode variar de três a oito meses, de acordo com a qualidade óssea de cada paciente. Assim sendo, o estudo das alterações ósseas ao redor dos implantes osseointegrados, durante e após o período de osseointegração, é de extrema importância para o sucesso e a manutenção deste fenômeno biológico, que possibilita a reabilitação de um número extenso de pacientes edentados.

Com o passar dos anos, e com a evolução científica e tecnológica, que possibilita melhor entendimento dos aspectos biológicos, a osseointegração passa por várias definições. Pode-se descrever a osseointegração sob vários pontos de vista, desde a observação dos resultados clínicos a longo prazo, através da classificação qualitativa e da avaliação numérica da capacidade mecânica na interface osso/titânio, até a análise ultra-estrutural básica dos componentes biológicos e sintéticos dessa interface.

Dessa forma, com um entendimento cada vez maior do fenômeno biofísico e das possibilidades clínicas, o conceito de osseointegração modifica-se e amplia-se através dos anos. Atualmente, pode-se definir osseointegração como a coexistência estrutural e funcional

contínua, possivelmente de maneira simbiótica, entre tecidos biológicos vivos, diferenciados, com remodelamento adequado e componentes sintéticos rigorosamente definidos e controlados, proporcionando funções clínicas específicas e duradouras, sem iniciar mecanismos de rejeição. No entanto, a descoberta de um material em condições de ser colocado no osso sem causar reações de corpo estranho e/ou o aparecimento de uma camada de tecido fibroso entre o implante e o tecido ósseo não é, por si só, condição suficiente para o desenvolvimento da osseointegração.

Nesse sentido, a aplicação, em cada paciente, de princípios biológicos bem fundamentados, em todas as fases do tratamento, assume igual importância. Uma das chaves do sucesso dos implantes osseointegrados está na aplicação de propriedades biofísicas, químicas e mecânicas, interagindo com fenômenos fisiológicos e histológicos, levando a uma perfeita integração tecidual entre tecidos vivos e implantes de titânio comercialmente puro.

Rangert; Jemt; Jorneus (1989) em um estudo sobre as forças e momentos nos implantes Brånemark, afirmaram que o assentamento preciso entre a prótese e os pilares permitem que os parafusos de ouro possam estar apertados adequadamente e que isto é parâmetro chave para capacidade alta de resistência à carga, da junção parafusada. A mastigação produz, principalmente, forças verticais. Entretanto, são criadas forças transversais pelo movimento horizontal da mandíbula e a inclinação das cúspides dentárias. Estas forças são transferidas através da prótese ao implante, transformando as forças oclusais em tensões ósseas. A força oclusal cria padrões diferentes de tensão e estresse, dependendo do desenho da prótese. Para se obter uma distribuição uniforme do momento de flexão é necessária uma adaptação perfeita de todos os pilares, e uma grande rigidez da estrutura. Estes dois requisitos estão baseados no seguinte: quando a adaptação entre o implante e a prótese não é perfeita, algumas unidades suportam a maioria da carga, enquanto outras estariam virtualmente sem carga. Além disso, se não se obtém uma rigidez suficiente, a unidade que se

encontra mais próxima da carga suportará a maior parte do momento de flexão. Concluíram, que um dos fatores de insucesso com implantes refere-se à distribuição da carga mastigatória. Com relação à concentração de tensões, apresentaram a cortical óssea como a área de maior concentração de tensões, porém, quando os implantes têm travamento cirúrgico bicortical, os picos de tensões diminuem ao redor do pescoço do implante. Aplicaram neste trabalho o protocolo protético de reabilitação fixa para pacientes totalmente desdentados, que, normalmente, apresenta de cinco a seis implantes na mandíbula, os quais sustentam uma estrutura metálica com pânticos distais suspensos.

Aparício (1994) avalia o comportamento clínico de 214 cilindros de ouro modificados (Nobelpharma), nos quais estruturas metalo-cerâmicas foram cimentadas, utilizando o princípio de adesão de resinas em metal com superfície tratada e protocolo de cimentação adequado, com o intuito de obtenção da adaptação passiva em próteses fixas sobre implantes osseointegrados. Foram confeccionadas e avaliadas 64 próteses fixas (39 maxila e 25 mandíbula) ancoradas em 214 pilares (148 maxila e 66 mandíbula) do tipo EsthetiCone ou angulados que foram colocados em 47 pacientes, durante período de monitoração entre 1 e 24 meses após a colocação de carga mastigatória (entre 2<sup>a</sup> e 4<sup>a</sup> semana; 3 meses; 1<sup>o</sup> ano; anualmente). A adaptação circunferencial passiva foi avaliada através de 03 parâmetros: a) ausência da sensação de tensão ou dor durante instalação; b) fechamento/adaptação total de todos pilares com 1/3 de volta sem demonstrar resistência; c) testes de ajuste da armação, utilizando-se apenas um parafuso de ouro em posição distal e exame visual com lentes de aumento da adaptação dos demais pilares onde a altura gengival permitiu ou através de radiografias intra-orais quando a junção do cilindro de ouro e do pilar estava sub-gengival.

Dos 214 pilares do estudo, nenhum apresentou sinais de descimentação; nenhum sinal radiográfico periimplantar ou perda óssea marginal foi observada, exceto para um implante maxilar que foi perdido. Este implante pertence a um paciente com hábitos parafuncionais, e



assim mesmo foi incluído no estudo. Os resultados obtidos após 2 anos mostraram que esta técnica pode ser aplicada rotineiramente para obtenção de adaptação passiva de próteses metalo-cerâmicas sobre implantes osseointegrados enquanto se mantém a possibilidade de remoção da peça quando necessário. Conclui que osseointegração é um processo dinâmico, e necessita de muitos meses para completar a mineralização e a maturação do osso recém-formado. Para manter a osseointegração é essencial a adaptação da prótese com total passividade, porque a ausência de um ligamento periodontal torna o implante incapaz de adaptar sua posição em uma armação não-passiva.

Waskewicz; Ostowski; Parks (1994) realizaram uma análise fotoelástica para a avaliação dos padrões de estresse gerados ao redor de implantes com assentamento passivo e não passivo. Instalaram cinco implantes Brånemark em um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula humana. As estruturas foram analisadas por fotografia através das zonas de estresse que eram geradas quando a estrutura era conectada com parafusos de ouro aos pilares com torque de 10N/cm. O aperto da estrutura não passiva mostrou estresse significativo ao redor dos implantes, as estruturas passivas que tinham sido seccionadas e soldadas não mostraram nenhuma zona de estresse ao redor dos implantes após terem sido parafusadas aos pilares. Os autores acreditam que devido à falta de conhecimento das respostas biológicas na transferência do estresse, a restauração deve ter estrutura mais passiva possível e a técnica indicada para se atingir este objetivo seria a secção, indexação dos segmentos e soldagem. Quanto à seqüência de aperto dos parafusos, neste trabalho utilizaram três métodos: 1) o pilar 1 era apertado, seguido dos pilares 2, 3, 4 e 5; 2) pilar 5 era apertado, seguido pelo 4, 3, 2 e 1; 3) pilar 3 era apertado, seguido pelos pilares 2, 4, 1 e 5. Cada seqüência foi fotografada com filme colorido, e a distribuição do padrão de estresse resultante da aplicação da força foi observada e registrada. Os três métodos de aperto das estruturas aos pilares foram repetidos cinco vezes e fotografados. Após uma avaliação inicial, os registros foram feitos, a estrutura

não passiva foi seccionada entre cada pilar para a soldagem. Após a soldagem, a estrutura foi parafusada sobre o modelo fotoelástico nas mesmas seqüências acima descritas, demonstrando passividade e considerável diminuição de estresse aos implantes. A seqüência de aperto da estrutura aos pilares foi insignificante, uma vez que a distribuição de estresse foi idêntica para os três métodos diferentes de seqüência de aperto dos parafusos de ouro.

Jemt e Lie (1995) fizeram uma análise da precisão de assentamento das estruturas de ouro através de uma técnica fotogramétrica tridimensional, sobre os modelos de trabalho. Os autores pretenderam medir o assentamento das próteses fixas totais aos modelos de trabalho antes da inserção, para tentar identificar a precisão das estruturas em um procedimento padrão para implantes. Os autores mediram as distorções de 16 próteses implanto-suportadas. Todas as próteses foram fundidas em liga de ouro pela técnica de monobloco. Estas próteses foram consideradas clinicamente aceitáveis em termos de adaptação quando parafusadas com máximo de meia volta, sabendo-se que um espaço de  $150\mu\text{m}$  pode ser fechado, considerando a distância entre as roscas dos parafusos de ouro que é cerca de  $300\mu\text{m}$ . Observaram distorções dos cilindros, principalmente no plano horizontal (eixos x e y) e a média de distorção 3-D (tridimensional) foi de  $42\mu\text{m}$  (desvio padrão de 15) e  $74\mu\text{m}$  (desvio padrão de 38) para a maxila e mandíbula respectivamente. A distorção angular média 3-D (tridimensional) foi  $51\mu\text{m}$  (desvio padrão de 35) na mandíbula e  $70\mu\text{m}$  na maxila. Detectaram uma correlação significativa entre a distorção 3D (tridimensional) do ponto central referência com a curvatura do arco do implante, indicando mais deslocamento quanto mais curvo fosse o arco dos implantes. Com relação aos componentes protéticos utilizados, os autores comentam que na combinação de implantes paralelos e pilares *standard*, um certo desajuste pode possivelmente ser aceito dentro da tolerância dos componentes pré-fabricados (torneados) sem criar estresse durante a conexão das estruturas, mas em casos similares, quando utilizamos o sistema de pilares cônicos temos mais distorção horizontal, estresse e problemas

com o assentamento. Os autores consideram que o impacto biomecânico do assentamento da estrutura aos implantes osseointegrados é crítico uma vez que o nível de assentamento clínico considerado aceitável é desconhecido. Acreditam que nos casos de rotina clínica, a distorção da prótese em relação ao modelo de trabalho é geralmente menor do que  $150\mu\text{m}$ .

Carr; Gerard; Larsen (1996) propuseram medir a resposta óssea ao redor de implantes instalados na mandíbula de macacos, que suportavam próteses com dois níveis de assentamento e livres de carga oclusal. Próteses que exibiam uma distorção linear de  $38\mu\text{m}$  pertenciam ao grupo com assentamento e  $345\mu\text{m}$  ao grupo com assentamento deficiente. Os resultados falharam ao obter uma resposta diferente entre os dois níveis de assentamento da prótese talvez limitados por somente uma amostra. Clinicamente o nível de assentamento talvez possa alterar a interface osseointegrada. Os autores sugerem que pesquisas posteriores sobre falhas devido a conexões não passivas sob condições de cargas mastigatórias dinâmicas ajudariam a esclarecer o significado clínico de passividade.

Jemt et al. (1996) fizeram um estudo comparativo entre quatro métodos usados para obter o desajuste entre os pilares de implante ou réplicas e a estrutura metálica, a saber: medição de Mylab (Nobelpharma – Suécia), sistema da universidade de Washington, sistema de medição fotogramétrico e sistema da Universidade de Michigan. O método de medição Mylab usa uma máquina de medição coordenada (CMM-Alemanha) conectada a um computador com programa apropriado para cálculos teóricos. O sistema de Washington utiliza uma máquina com três dispositivos perpendiculares entre si posicionados em x, y e z e o CMM (máquina de medição coordenada) que é controlado por um programa compatível com microcomputador modelo 386 e este permite transformações geométricas, manejo de dados, armazenagem e cálculos de deslocamento de translação e rotação baseados na localização de um ponto central para as réplicas dos pilares. A medição fotogramétrica é utilizada para medidas tridimensionais de precisão de assentamento entre pilares, réplicas de

pilares e os componentes protéticos da estrutura e usa fotografias sobre postas as quais são medidas sobre uma plataforma analítica sob visão estereoscópica que faz relevos à imagem plana. O último método Michigan usa uma videografia laser que combina os dados coletados com um digitador laser a um computador gráfico com mostrador visual e numérico. Observaram desajustes tridimensionais dentro de uma faixa de variação de 40µm a 80µm em todos os métodos tendo como referência sempre um ponto centróide. Segundo os autores, todos os quatro métodos estudados são apropriados para detectar um mal assentamento que deve ser um fator de importância relevante para as complicações clínicas.

Jemt e Book (1996) avaliaram a perda óssea marginal supostamente provocada pela ausência de adaptação passiva, por meio da técnica fotogramétrica tridimensional para mensuração da desadaptação da prótese, e de radiografias intra-orais para mensuração das perdas ósseas. Os dados encontrados mostraram uma média de alteração dimensional protética de 100µm, sendo que nenhuma das próteses foi considerada passiva. Os autores não encontraram relação estatisticamente significante entre a desadaptação protética e a perda óssea marginal, o que indicou uma determinada tolerância biológica às forças estáticas ao osso. Além disso, seus estudos revelaram que a alteração dimensional protética permanece com o passar do tempo devido à natureza anquilótica da osseointegração e sugerem que tais desadaptações podem estar associadas a “lesões protéticas”, devido à fadiga do metal, como afrouxamento ou fratura de parafusos.

Jiménez-Lópes (1995) afirma que uma de nossas maiores preocupações tem sido a sobrecarga dos implantes. Considerando a situação onde a adaptação de uma prótese suportada por implantes não é passiva, desenvolver-se-ão forças de tensão sobre os implantes podendo levar à perda óssea ao redor dos mesmos, o que, a longo prazo, pode causar a perda do implante ou redução da sua expectativa de sucesso. O contato em apenas alguns pontos leva a sobrecargas, e a perda óssea nos implantes será aumentada. A única forma de evitá-la,

no que se refere à construção de próteses, é através da existência de um ajuste passivo. Devido ao desenho do complexo implante-prótese com superfícies planas em contato, se não obtivermos 100% de adaptação passiva, teremos sobrecargas. É indispensável considerar que a oclusão equilibrada não é considerada apenas para o conforto do paciente e melhora da eficiência mastigatória, mas também para a prevenção de cargas excessivas sobre os implantes. Como regra geral, oclusão com proteção mútua é desenvolvida, onde a máxima intercuspidação coincide com a relação cêntrica e guias anteriores durante a desocclusão em movimentos excursivos. Para realização das guias no grupo anterior, selecionamos os implantes com melhor prognóstico em relação ao comprimento e posição no arco.

Lang; May; Wang (1999) chamam a atenção que o entendimento dos aspectos biológicos e mecânicos dos sistemas de implantes têm avançado para o sucesso da técnica reabilitadora. Embora investigações tenham estudado a interface biológica, ainda há um conhecimento limitado sobre os fatores mecânicos, os sistemas de implantes e as possíveis conseqüências decorrentes destes sistemas. O objetivo primário na fixação por roscas é gerar uma adequada estabilidade do implante no tecido ósseo. Dependendo da qualidade óssea podemos gerar uma certa tensão local no momento da colocação do implante. A colocação do pilar sobre o implante também pode causar um estresse, podendo comprometer a interface implante/osso. O torque ideal de pré-carga do pilar não deve influenciar a estabilidade do implante, dessa forma a força transmitida para interface implante/osso com ou sem o uso de um contra torque durante a aplicação da pré-carga deve ser avaliada. Neste trabalho, quando o sistema de contra torque foi utilizado, a magnitude da força transmitida ao osso foi significativamente reduzida, apenas cerca de 10% da força de aparafusamento exigida pelo pilar foi transmitida para a interface óssea. Na ausência do contra torque uma média de 91% de força foi transmitida para a interface implante/osso.

Calesini et al. (2000), desenvolveram estudo com a finalidade de determinar se a resistência mecânica de uma fundição em monobloco pode ser obtida com um elevado nível de precisão marginal. Os autores avaliaram 10 fundições confeccionadas pelas técnicas laboratoriais convencionais. Para mensuração da precisão marginal da fundição, um novo método que utiliza microscópio eletrônico de varredura (MEV) integrado com um sistema de medições computadorizado foi utilizado. Este método provou ser preciso e confiável. Um total de 3564 medições com aumento de 300X foram feitas avaliando os desajustes marginais verticais de 10 fundições com 3 pilares e 2 pânticos (o comprimento da fundição 43mm, peso de 10,4g). A média de tais mensurações nas fendas marginais foi de 22 $\mu$ m. Entretanto, se forem excluídas duas fundições julgadas imprecisas quando produzidas, a média reduz a 16 $\mu$ m. Concluem que a técnica proposta pode oferecer uma fundição de alta qualidade, com um nível de precisão que propõe um novo padrão de referência de precisão marginal para fundições em prótese fixa.

Um ano depois, Dinato; Wulff; Bianchini (2001) afirmam que o nível ideal da adaptação passiva das próteses implanto-suportadas ainda está por ser determinado. A falta de métodos consagrados para mensurar e avaliar a adaptação em próteses sobre implantes, muitas vezes, embasados em critérios subjetivos, dificultam o estabelecimento de um consenso sobre quais os limites e condições do conceito de “adaptação passiva”. Porém, para o sucesso a longo prazo da prótese, é importante a sua adaptação sobre os implantes. Componentes desadaptados podem transmitir forças para o tecido ósseo, resultando em reabsorção e até perda total da osseointegração, entre outras conseqüências negativas para a longevidade do trabalho. Portanto, é necessário que a estrutura de metal que suporta a restauração tenha rigidez e máxima adaptação, isto é, contato circular simultâneo, em toda a volta do cilindro de ouro pré-fabricado, incluído na estrutura metálica com o respectivo pilar.

Contudo, observamos também que os componentes utilizados na implantodontia, bem como o osso peri-implantar, parecem tolerar um certo grau de desadaptação sem gerarem problemas biomecânicos. O nível tolerável dessa desadaptação não foi determinado. Portanto, é necessário um aprimoramento contínuo das técnicas clínicas de confecção das próteses, utilizando-se métodos precisos e materiais confiáveis. A utilização combinada de diversos meios de checagem da adaptação ainda consiste na melhor maneira de avaliação clínica das próteses sobre implantes.

As causas da não adaptação em próteses implanto-suportadas são, usualmente, multifatoriais. O alinhamento dos implantes, técnicas de moldagem, materiais utilizados, processo de fabricação das estruturas metálicas, soldagens, desenho da infra-estrutura, configuração da infra-estrutura, experiência profissional do cirurgião-dentista e do técnico de laboratório, dentre outros fatores, influenciam diretamente a passividade das próteses. Portanto, envolve um conjunto de fatores e de influências que deverão ser devidamente identificados e monitorados.

Ainda que o objetivo da adaptação passiva total seja, atualmente, um ideal utópico, devemos buscar um nível de adaptação clínica que não prejudique as funções biológicas, estéticas e funcionais da reabilitação oral através de implantes osseointegrados. Concluem que o dever do profissional, portanto, é utilizar os recursos tecnológicos disponíveis para oferecer ao seu paciente as melhores condições possíveis no trabalho protético.

Lang; May; Wang (2002) afirmam que, limitando a discrepância e o movimento rotacional do pilar em volta do implante em menos de 5°, resultaria numa junção mais estável do parafuso. Entretanto, a exata relação entre o pilar e o parafuso depois de apertado é desconhecida, assim como o efeito que o contra-torque produz no movimento do pilar durante o aparafusamento. O objetivo do trabalho foi avaliar a orientação do hexágono do pilar ao

hexágono do implante depois de apertado o parafuso com ou sem o contra-torque. Foram utilizados 30 implantes cônicos (3,75mm x 10,0mm); 10 implantes de plataforma larga (Sistema Brånemark – 5,0mm x 10,0mm) e 40 pilares divididos em CeraOne, Estheticone, Procera e AuraAdapt. A superfície de apoio do implante e a superfície oposta de apoio do pilar formam uma união que deve se manter estável durante a vida útil do implante. A manutenção da estabilidade desta união se deve à carga aplicada no parafuso (o torque que é aplicado). A orientação do hexágono do pilar ao hexágono do implante medido como a variação do grau máximo de rotação para cada grupo de pilar/implante, apertado com ou sem o uso de contra torque foi menos que  $3,53^\circ$ . Independente do uso do contra-torque, todos os pilares demonstraram uma rotação média de menos de  $1,5^\circ$  após o aparafusamento. A partir dos dados coletados, os resultados indicam que o aparafusamento do pilar e o uso do contra-torque tiveram pouca influência na orientação do hexágono do pilar ao redor do hexágono do implante.

Al-Turki et al. (2002) relatam que, baseado em dedução lógica ou experiência pessoal, níveis de desajuste aceitáveis da prótese sobre os implantes variam de 10 a 150 micrômetros. A partir desta afirmação, os autores avaliaram o efeito de dois níveis de desajuste protético na estabilidade dos parafusos da prótese. Ciclos de cargas foram aplicados verticalmente numa prótese total fixa suportada por 5 implantes (MkII 3,75mm por 10mm; pilares standarts com 7mm e cilindros de ouro protético de 4mm, todos da Nobel Biocare), fixados em uma mandíbula artificial de resina fotopolimerizável. Os 5 implantes foram igualmente distribuídos ao longo do arco. A estrutura foi fundida com liga nobre à base de paládio, com dimensões recomendadas pela literatura. Um molar artificial foi encerado com uma inclinação de  $20^\circ$  e fixado na extremidade da estrutura. A fossa central do dente, distante 12mm do último parafuso, serviu como ponto de aplicação da carga. Simulação de cargas oclusais cíclicas foram aplicadas sobre a prótese com equipamento apropriado numa velocidade de 60



ciclos por minuto por 48h. Baseado na estimativa de 20min de mastigação por dia para a média das pessoas, 48h de carga realizada pela máquina correspondem a 144 dias de função na vida real.

Os pilares e os implantes foram localizados e numerados seqüencialmente de 1 a 5, iniciando com a posição 1 no pilar mais à esquerda e terminando na posição 5 no pilar mais à direita. A posição nº 5 encontrava-se no mesmo lado da aplicação da carga. Desajustes verticais foram induzidos entre a prótese e o pilar de posição nº 5 através da inserção de lâminas de metal na junção pilar/prótese do nº 1 ao nº 4. Para avaliação da adaptação, os parafusos protéticos foram apertados com 10N/cm na seguinte ordem: 1, 4, 5, 2 e 3. O estudo avaliou a estabilidade dos parafusos protéticos sob três níveis de desajustes: a) nenhum desajuste; b) 100 micrometros de desajuste; c) 175 micrômetros de desajuste.

O torque de remoção foi então avaliado de acordo com os níveis de desajuste: a) os valores de torque de remoção dos implantes nºs 1, 2, 3 e 4 sob condições de 100 e 175 micrômetros de desajuste foram significativamente menores quando comparados à condição de adaptação passiva; b) não houve diferenças significativas nos valores de torque de remoção na posição nº 5 entre as condições de adaptação passiva e 100 micrometros de desajuste; c) os valores de torque de remoção foram todos significativamente maiores que o do implante na posição nº 5 quando o desajuste foi de 175 micrômetros. Dentro das condições do estudo, os autores concluem que desajustes de 100 e 175 micrômetros entre implantes e a prótese total fixa no pilar mais distal, resultam em significante instabilidade dos parafusos protéticos. Assim sendo, desajustes protéticos destas dimensões devem ser considerados inaceitáveis.

## 2.2 Importância da soldagem a laser na adaptação

Gordon e Smith (1970) relatam que a soldagem é uma das maiores causas de consumo de tempo e procedimentos imprecisos na confecção de uma prótese fixa metalo-cerâmica. Observam que, apesar de algumas técnicas variarem de laboratório para laboratório, duas maneiras são as mais utilizadas: a) a estrutura metálica é soldada antes da colocação da porcelana; b) a estrutura metálica é fundida em dois ou mais segmentos, preparada para receber o opaco e porcelana, e só então é soldada no forno de porcelana.

Um dos problemas, nessa técnica, é a possibilidade do fluxo entrar em contato com a porcelana, na hora da solda, e causar descoloração e falhas na mesma. Segundo eles, o mais importante do ponto de vista clínico, é a deformação das próteses durante a soldagem, devido a irregularidades do metal e à espessura da porcelana, além das deformações ao aquecer e resfriar o revestimento. Referem que, após a soldagem, a prótese fixa raramente irá adaptar-se ao modelo, como acontecia antes da união. Geralmente existe uma discrepância na adaptação cervical do metal.

Com o advento do laser, descobriram uma nova técnica de soldagem, que utiliza uma luz coerente e concentrada, como fonte de energia. O objetivo desse trabalho é esboçar os procedimentos da utilização da soldagem a laser nas próteses metalo-cerâmicas. Trinta e três próteses parciais fixas metalo-cerâmicas de liga de ouro na região anterior foram soldadas a laser durante esse estudo, além de outras restaurações.

Dessa forma, depois dos metais serem fundidos, e a estrutura metálica adaptada ao modelo de trabalho com sucesso, a porcelana foi aplicada e o metal polido. Todas as soldagens foram então feitas nos modelos-mestre e foram executadas com 9 joules de energia,

em média, durante 8ms. Um total de oito sobreposições de pontos de soldagem foram realizados por lingual, chegando próximo à porcelana, porém sem danificá-la. Cinco pontos eram realizados por cervical. Devido à qualidade do equipamento, os disparos do laser foram feitos, em média, um por minuto, totalizando 13min por unidade.

Nesse caso, a soldagem foi realizada diretamente sobre o modelo de trabalho, sem qualquer prejuízo ao mesmo. A principal diferença entre o posicionamento do metal, próximo à área de união, é que na soldagem a laser, as porções metálicas a serem soldadas deveriam estar em íntimo contato, para conseguirem um melhor resultado. Isto é, um contraste com a soldagem convencional, que necessita um pequeno espaço entre as juntas a serem soldadas. A penetração da liga fundida pelo raio laser foi de 0.5mm a 1.0mm, dependendo da energia utilizada e do tipo do metal. As áreas de soldagem foram confeccionadas o mais próximo uma da outra, com o cuidado de não comprometer as papilas, como acontece eventualmente com a soldagem convencional.

Já na região anterior, foi determinado que, se houvesse 3mm ou 4mm de altura na face lingual para soldagem, iniciariam com alguns pontos por lingual. A prótese era removida do modelo e a união completada, tanto pela face lingual como por cervical. Isto assegurou o completo selamento do metal e o aumento da resistência.

Concluíram, ainda, que a precisão de adaptação das próteses soldadas a laser é limitada pela fidelidade dos modelos e troquéis, visto que nenhum outro passo intervém na união soldada. Normalmente, o tempo necessário para a soldagem de uma peça é em torno de 4min, comparados a, aproximadamente, 2h na soldagem convencional, durante todo o processo.

Os referidos autores também afirmam que a soldagem a laser de próteses parciais fixas metalo-cerâmicas vem provando ser um procedimento prático de laboratório. O

acompanhamento clínico tem demonstrado ter um grau de satisfação e precisão maior que as técnicas de soldagem convencional. O tempo de trabalho requerido pelo técnico é dez vezes menor na soldagem a laser, quando comparada às técnicas convencionais, e a resistência na união é superior.

Brandi (1992) define soldagem como sendo o processo de união entre duas partes metálicas, usando uma fonte de calor. Ele destaca que cada processo apresenta suas vantagens e desvantagens, e a escolha do processo a ser utilizado na soldagem deve preencher os seguintes requisitos: gerar uma quantidade de energia capaz de unir dois metais, similares ou não, sem causar distorção na peça; propiciar o controle da metalurgia de soldagem, para que a solda alcance às propriedades desejadas; avaliar a qualidade da junta e custo do equipamento.

Esclarece que a metalurgia de soldagem estuda o comportamento do metal durante e após o processo de solda e os efeitos nas suas propriedades, incluindo o estudo das microestruturas do cordão de solda e da zona afetada pelo calor (ZAC). A distorção da peça, o tamanho e microestrutura da ZAC, e a microestrutura da solda dependem do insumo de calor fornecido à peça, o qual varia conforme o processo utilizado. A microestrutura do cordão de solda também depende do insumo de calor, pois quanto maior este for, mais rápida será a sua velocidade de resfriamento. Deste modo, uma alta velocidade de resfriamento pode produzir uma microestrutura de maior dureza e com baixa ductilidade, prejudicando a vida útil da prótese.

Por outro lado, afirma que a qualidade de uma junta soldada inclui, além da qualidade da microestrutura, a presença de defeitos como porosidades, falta de fusão e falta de penetração. A porosidade pode ser evitada pela limpeza da superfície a ser soldada, por meios mecânicos e químicos, e com a utilização de atmosferas protetoras ou fluxos, que protegem a área de soldagem da contaminação por gases provenientes da atmosfera. A falta de fusão ou

de penetração são defeitos que podem ser evitados com um projeto adequado da junta, um posicionamento correto das peças, a utilização de uma seqüência de soldagem apropriada ao projeto da junta, e à espessura do material. Um dos fatores limitantes na utilização dos processos de soldagem é o custo de investimento em equipamento. Dos processos investigados, a brasagem é o processo de menor custo e de maior facilidade de utilização. Em contrapartida, os processos de soldagem por laser e por feixe de elétrons estão entre os que exigem maior investimento inicial em equipamentos.

Ainda segundo Brandi (1992), os Vikings utilizaram a soldagem, e Leonardo da Vinci escreveu sobre ela em suas notas (ele inventou a soldagem de telhas de chumbo). O grande progresso na popularidade da soldagem ocorreu quando a indústria eletrônica necessitou unir componentes em um circuito. Durante o processo de soldagem, os metais-base, assim como a solda propriamente dita, devem atingir uma determinada temperatura (isto é, um nível de energia), de forma a atingir a conexão apropriada.

No ano seguinte, Yamagishi; Ito; Fujimura (1993) estudando as propriedades mecânicas das uniões soldadas a laser (Nd-YAG) de titânio, observam que há uma relação significativa entre a resistência ao dobramento e à irradiação da atmosfera, intensidade da irradiação e da combinação do tipo de atmosfera e sua intensidade. A soldagem a laser é mais efetiva quando realizada em uma atmosfera de argônio, embora os resultados sejam bastante diferentes, quando se altera a intensidade do gás protetor.

Dérand (1995), acompanhando a larga utilização do titânio na odontologia, investiga se a soldagem a laser no titânio tem algum efeito na força de união da porcelana. Para isto foi utilizado um teste de dobra de quatro pontos (*four-point bending*), e a interface examinada com análise MEV/EDX. O resultado não mostrou diferença estatisticamente significativa ( $p < 0.05$ ) entre a força de união da superfície soldada a laser ou mecanicamente fabricada e

também não houve qualquer alteração na composição, identificada após a solda. A fusão da porcelana em áreas de soldagem a laser no titânio não implicaram em deterioração do agente de união. Todos os corpos-de-prova foram jateados com óxido de alumínio (50 $\mu$ m), lavados com ultra-som, acetona, e mergulhados em água durante 10 minutos. O experimento mostra que a soldagem a laser no titânio não interfere na capacidade de adesão da porcelana ao metal confeccionado através desta técnica, nem com o uso de um agente de união especial. Conclui que a soldagem a laser no titânio, prévia à aplicação da porcelana, é um método aceitável para a confecção de próteses fixas múltiplas.

No mesmo ano, Bergendal e Palmqvist (1995), preocupados com as dificuldades em conseguir adaptação precisa das próteses sobre implantes e o alto custo do ouro, realizaram estudo avaliando a performance clínica de pacientes que receberam próteses fixas com estruturas de titânio soldadas a laser. Um total de 93 pacientes foram tratados com próteses fixas de titânio soldadas a laser por 2 anos, e comparados com grupo controle representado por 91 pacientes que receberam 96 próteses fixas sobre implantes com estruturas fundidas em ouro. O resultado para ambos os grupos foi considerado satisfatório, somando perda de 1,2% dos implantes instalados (1,6% dos implantes do grupo com estruturas de titânio e 0,7% dos implantes do grupo controle). Observou-se que nos casos de maxilas totais, a perda de implantes do grupo com estrutura de titânio foi maior que no grupo controle. Também houve maior tendência à fratura dos dentes artificiais e resina acrílica no grupo com estruturas de titânio comparado ao grupo controle, sendo, segundo os autores, resultado da inexperiência dos diferentes centros que participaram do estudo com a utilização deste sistema (titânio e solda a laser). Concluem que a confecção de estruturas de titânio soldadas a laser é bastante promissora, mas novos estudos se fazem necessário.

Wang e Welsch (1995) realizaram estudo comparando a união de estruturas de titânio puro e liga de Ti-6Al-4V, realizadas sob três diferentes técnicas: soldagem a laser, soldagem à

gás inerte de tungstênio e brasagem com aquecimento através de radiação infra-vermelha. Foram confeccionadas barras cilíndricas de 3mm de diâmetros e 40mm de comprimento em ambos metais: titânio comercial grau IV e liga comercial de Ti-6Al-4V. Para cada grupo experimental, 16 varas cilíndricas de seus respectivos metais foram unidos nas suas extremidades perfazendo um total de 8 amostras para cada grupo. Para o grupo controle foram realizadas barras cilíndricas de titânio grau IV e liga de Ti-6Al-4V com 80mm de comprimento e 3mm de diâmetro (total de 4 grupos com 8 amostras cada; total de 32 amostras).

Após a união sob as diferentes técnicas, foram realizados testes mecânicos com a utilização de máquina universal (Instron Corp.) e submetidos a cargas de tensão uniaxial. Os testes mecânicos foram realizados sob velocidade constante de 0,5mm/min. Até que ocorresse separação das uniões ou fratura dos cilindros. A força necessária para fratura foi registrada para cada amostra. Durante os testes de tensão, foi medida a média de alongamento de cada amostra com a utilização de um extensômetro (Measurement Group Inc.). As amostras fraturadas ainda foram submetidas a análise metalográfica através de microscópio eletrônico (MEV). Cálculo de valores e médias foi realizado pelo método ANOVA.

Resultados estatísticos mostraram que as amostras com o metal Ti-6Al-4V mostraram-se mais resistentes que o titânio tipo IV, independente do método de união utilizado. Dentre todos os grupos avaliados, o grupo controle com Ti-6Al-4V obteve os maiores valores de resistência, sendo estatisticamente diferente dos outros grupos. Os menores valores de resistência à tensão foram encontrados no grupo do titânio, quando unidos pela técnica de brasagem infravermelha.

Devido às condições do estudo e da utilização específica dos materiais utilizados, os autores concluem que: a) amostras de Ti-6Al-4V obtiveram maiores resultados de resistência

à tensão que amostras de titânio, independente do método de união utilizado. Todas amostras unidas apresentaram resultados inferiores que os grupos controles, independente dos métodos de união utilizados; b) o grupo controle de titânio demonstrou o maior valor de alongamento, sendo o de menor valor o grupo de titânio unido através de brasagem infravermelha; c) os valores de dureza aumentaram significativamente na área afetada pelo calor para ambos os grupos de titânio e Ti-6Al-4V nos 3 métodos de união utilizados. Este aumento foi considerado devido a mudanças microestruturais, com absorção e difusão de oxigênio na superfície afetada pelo calor; d) análises fotográficas revelaram que o tamanho dos grãos da zona afetada pelo calor das amostras unidas por soldagem a laser foram muito menores que das amostras submetidas à união com gás inerte de tungstênio e brasagem infravermelha. Esses achados são o resultado do pequeno intervalo de tempo que os materiais submetidos à soldagem a laser ficam expostos a altas temperaturas; e) a análise fotográfica revelou falha coesiva em todas amostras submetidas à união com brasagem infravermelha, resultando em pobre resistência à tensão e alongamento. A maior porção da secção transversal de todas as amostras soldadas a laser não se apresentou fundida.

Dois anos mais tarde, Dinato et al. (1997) avaliam a resistência à flexão de ligas odontológicas soldadas por brasagem e a laser, tendo como grupo controle peças fundidas em monobloco. A soldagem convencional foi realizada com maçarico a gás e oxigênio, utilizando um metal de adição correspondente a cada liga. A soldagem a laser foi feita em um aparelho fabricado pela Dentaurem (Alemanha) modelo DL 2002-S, tendo como características um cristal Nd-YAG, uma tensão variável de 220V a 450V e uma duração de impulso do raio laser regulável de 0,5ms a 20ms. Concluída a confecção dos corpos-de-prova pelos três diferentes métodos, os espécimes foram levados a uma máquina de ensaios Instron (modelo 4301), para o teste à flexão de três pontos. Concluíram que a liga de Ni-Cr apresentou uma resistência maior do que as ligas nobres, tanto para os grupos soldados a laser como para os



confeccionados em monobloco, sendo significativamente mais resistentes que os soldados por brasagem.

Lee et al. (1997) testam a fadiga de uma liga metalo-cerâmica (Au: 51.5%; Pd: 38.5%; In: 8.5%; Ga: 1.5%) soldada a laser (Nd-YAG). Quinze corpos-de-prova foram confeccionados e divididos em três grupos, com cinco espécimes em cada. No grupo I, as metades dos corpos-de-prova foram colocadas em contato e soldadas sem gap (0.0mm). No grupo II e III, os corpos-de-prova foram soldados com 0.3mm e 1.0mm de gap, respectivamente, sendo que esses espaços foram preenchidos com lâminas da mesma liga antes do processo de soldagem. A penetração do cone de solda estendeu-se à 60% do diâmetro da área soldada. Cada corpo-de-prova foi submetido ao teste de fadiga com uma carga de 35,000psi (241.4Mpa). O maior número de ciclos necessários para promover a fadiga do metal ocorreu no grupo I, com  $494,618 \pm 118,311$ , seguido pelo grupo II, com  $242,741 \pm 44,623$  e pelo grupo III, com  $232,21 \pm 55,877$  ciclos. A análise de variância mostrou que os melhores resultados foram alcançados quando se utilizou um gap de 0.0mm entre as metades dos corpos-de-prova. Nos gaps com 0,3mm e 1,0mm, não houve diferença significativa entre os resultados.

Chai e Chou (1998) afirmam que o titânio é um dos metais que vêm sendo empregados na odontologia com grande sucesso, devido a sua biocompatibilidade e relativo baixo custo. Um dos exemplos mais difundidos do seu uso são os implantes dentários. As propriedades mecânicas do CP Ti são bastante influenciadas pelos elementos intersticiais dissolvidos: oxigênio, nitrogênio e carbono. Por essa razão, o CP Ti deve ter apenas 0,4% a 0,5% de impurezas. As técnicas de soldagem convencionais não funcionam no CP Ti devido à camada de óxidos existente e sua grande reatividade. Existem duas técnicas de soldagem do CP Ti: técnica de soldagem a laser e a plasma. Comparando as duas técnicas, a soldagem a

laser tem demonstrado mais precisão que a soldagem a plasma. Segundo os autores, as propriedades mecânicas de união de CP Ti com soldagem a laser sob diferentes parâmetros em termos de voltagem e duração do impulso (nível de energia) têm influência significativa na qualidade da união. As condições ideais foram determinadas com três curvas dimensionais (305V/12ms, resistência à tração, 310V/10ms, resistência à compressão, 300V/12ms, percentual de alongamento). A voltagem influenciou a resistência à tração e compressão e a duração não foi um fator significativo para resistência das uniões.

Jemt et al. (1998) avaliam a performance clínica e radiográfica de pacientes que receberam implantes e próteses fixas, com estruturas metálicas de titânio soldadas a laser. Um grupo de cinquenta e seis pacientes foi tratado com 349 implantes osseointegrados, sistema Brånemark em maxilas edêntulas em seis centros de implantes. Os pacientes foram aleatoriamente divididos em dois grupos, 28 receberam estruturas metálicas de titânio soldadas a laser, e trinta estruturas metálicas de ouro confeccionadas pela técnica convencional. Dados clínicos e radiográficos foram coletados de ambos os grupos, demonstrando resultados iguais.

Após dois anos, o resultado geral cumulativo de sobrevivência dos implantes e das inserções para as próteses foi de 93.7% no primeiro grupo (titânio soldado a laser) e de 96.2% no segundo grupo (estrutura metálica de ouro pela técnica convencional). O resultado geral cumulativo, para a sobrevivência das próteses após dois anos, foi de 96.6%. Dois pacientes, um em cada grupo, tiveram perda total dos trabalhos e receberam próteses totais. Os dois pacientes eram fumantes. Eis a única evidência possível para a causa do fracasso nos dois casos. Entretanto, não é possível estabelecer uma relação de causalidade (tabagismo e fracasso dos implantes) neste estudo.

Segundo os autores, nesse estudo, nenhuma fratura foi observada nas estruturas metálicas ou componentes dos implantes e ambos os grupos demonstraram o mesmo número de fraturas nas resinas. A perda óssea marginal geral média foi de 0,4mm. Concluem, portanto, que, após dois anos de acompanhamento, pacientes tratados com próteses implanto-suportadas fabricadas com estruturas metálicas de titânio, soldadas a laser na maxila edêntula, apresentaram resultados comparáveis com os de pacientes tratados com próteses implanto-suportadas, fabricadas com estruturas metálicas de ouro pela técnica convencional.

No mesmo ano, Wang e Chang (1998), preocupados com limitada profundidade de penetração do feixe do laser e quanto à extensão do dano causado à superfície da união soldada em prótese parcial fixa, simularam um estudo *in vitro*, comparando ligas de titânio com as de ouro. Relatam que, com um único pulso de alta energia de irradiação de laser no titânio, não aumentaria o derretimento em profundidade e que o excesso de energia apenas vaporizaria a superfície do material. Os resultados indicaram que o uso de múltiplos pulsos de radiação a laser no titânio, protegido pelo gás argônio ou hélio, pode melhorar a penetração e reduzir o dano causado na superfície.

Bergendal e Palmqvist (1999) avaliaram resultados complementares de estudo multicentro em período de 5 anos com utilização de estruturas de titânio soldadas a laser sobre implantes. Observaram resultados satisfatórios de sobrevivência dos implantes nos pacientes tratados com estruturas de titânio bem como no grupo controle, onde os pacientes receberam estruturas fundidas em ouro. Foram perdidos mais implantes no grupo com estrutura de titânio do que no grupo com estrutura de ouro, mas a diferença não se apresentou estatisticamente significativa. Ocorreu maior número de fraturas das estruturas de titânio do que no grupo controle, novamente sem diferenças estatisticamente significantes. Não foram observadas diferenças em nível ósseo marginal entre os 2 grupos de pacientes. Um pouco maior foi o número de fraturas ocorridas nos dentes artificiais do grupo com estruturas de titânio em

relação a estruturas de ouro. No geral, os resultados da utilização de estruturas de titânio soldadas a laser após período de avaliação de 5 anos mostraram-se encorajadoras.

Prosseguindo, Dinato et al. (1999) relatam que a prótese fixa, a ser colocada sobre implantes, deve preencher vários requisitos, entre os quais, a adaptação passiva sobre os pilares, não induzindo tensões. A técnica de soldagem a laser de Nd-YAG tem demonstrado ser um método adequado por produzir um feixe de luz concentrado, de alta energia, gerando menor quantidade de calor sobre os metais, melhorando a adaptação das próteses e, ainda, dispensando um metal de adição (solda). O objetivo do trabalho foi avaliar a microestrutura e dureza de duas ligas metálicas: titânio comercialmente puro (Ti cp) e prata paládio (Pallag M), quando submetidas ao processo de soldagem a laser. A soldagem foi realizada em atmosfera de argônio, com impulsos de laser de 270V e 12ms para Ti cp e de 310V e 14ms para Pallag M. Realizaram-se análises químicas das ligas, observação da microestrutura por microscopia eletrônica de varredura (MEV), e medidas de dureza Vickers.

Em vista dos resultados obtidos, pôde-se concluir que a microestrutura das ligas ensaiadas apresentou três regiões distintas: cordão de solda (CS), zona afetada pelo calor (ZAC) e metal-base (MB). O Ti cp indicou microestrutura granular, sendo que as microestruturas do CS e ZAC expuseram estrutura mais refinada e maior dureza. Para a liga Pallag M, observou-se aparecimento de uma estrutura dendrítica no CS, sendo sua dureza semelhante a ZAC e menor do que MB.

No mesmo ano, Örtorp; Linden; Jemt (1999) realizam estudo clínico e radiográfico desenvolvido durante cinco anos, comparando a performance de próteses parciais fixas suportadas por implantes, com estrutura metálica de titânio, soldada a laser e com estrutura metálica de ouro fundida pela técnica convencional. Foram incluídos nesse estudo, 824 pacientes com perda total dos dentes da mandíbula, divididos em três grupos. No grupo

controle, as estruturas metálicas eram fundidas em ouro e os dentes confeccionados em resina acrílica. Nos grupos-teste, dois tipos de estruturas metálicas de titânio foram realizadas e todas foram revestidas com resina acrílica. Nesse processo, durante os cinco anos de acompanhamento clínico e radiográfico, os autores observaram que houve uma perda óssea cervical de, aproximadamente, 0,5mm ao redor dos implantes. As complicações mais comuns foram às fraturas das resinas ou dos dentes de estoque, inflamações gengivais e fratura de algumas estruturas de titânio. Dessa forma, os autores concluem que embora as estruturas fundidas em ouro tenham tido uma taxa de sucesso elevada, as estruturas de titânio, soldadas a laser, parecem ser uma alternativa confiável na construção de próteses sobre implantes.

Dinato (1999) determinou a resistência à flexão de sessenta corpos-de-prova cilíndricos, obtidos a partir de quatro ligas metálicas utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, disponíveis no mercado brasileiro (Co-span 13.5, Stabilor G, Deva 4 e Palliag M) medindo 25mm de comprimento e 3mm de diâmetro. Cinco corpos-de-prova de cada liga foram fundidos em monobloco, cinco soldados por brasagem e cinco a laser Nd-YAG. Dessa forma, obtiveram-se 15 corpos-de-prova para cada liga metálica, divididos em três grupos. No grupo I, os corpos-de-prova foram fundidos em monobloco; no grupo 2, soldados por brasagem; no grupo 3, soldados a laser. Após a conclusão dos corpos-de-prova, os três grupos foram submetidos a um ensaio de resistência flexural, em uma máquina de testes Instron. O ensaio consistiu em submeter os corpos-de-prova a uma carga ao seu centro, com as suas extremidades apoiadas em dois cilindros separados por uma distância de 20mm, de modo que sofressem a ação e reação da carga em apenas três pontos. A velocidade de aplicação da carga foi de 0,5mm/min, com uma célula de carga de 500kg. Os resultados numéricos obtidos foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey, ao nível de 5% de probabilidade. Em vista dos resultados obtidos, conclui-se que o maior valor numérico da resistência flexural foi encontrado para a liga Co-span 13.5, seguido do Deva 4, para os

grupos de soldagem a laser e monobloco. O material Palliag M apresentou valores estatisticamente semelhantes para os três grupos. A liga Stabilor G apresentou os melhores resultados no método por brasagem.

Um ano mais tarde, Jemt et al. (2000) afirmam que as propriedades biológicas e físicas do titânio associadas ao baixo custo têm incentivado sua pesquisa e utilização. Dessa forma, compararam o desempenho clínico de próteses parciais fixas confeccionadas pela técnica convencional, com próteses de titânio soldadas a laser, ambas suportadas por implantes. Pacientes que apresentavam mandíbulas parcialmente edêntulas, receberam um tipo de prótese de cada lado para serem avaliados em estudo prospectivo multicentro de 3 anos. Durante este período, apenas um implante foi perdido e todas as próteses ainda se mantiveram em função. Os 2 desenhos de estrutura demonstraram performance clínica similar com pequenas complicações clínicas. O uso da soldagem a laser na estrutura de titânio parece apresentar uma performance clínica similar à estrutura convencional em casos de implantes parciais após 3 anos.

Romero et al. (2000) propuseram avaliar três técnicas para a correção da não passividade entre uma estrutura fundida e suas interfaces com dois pilares de implantes. Os autores fabricaram trinta barras em monobloco no mesmo metal dos pilares dos implantes (titânio). As medidas de desajuste foram inicialmente feitas no eixo e no implante esquerdo, com somente o pilar esquerdo parafusado (15cm/N) através de um microscópio de mensuração (M2001ARS). As médias foram calculadas para as faces mesial, distal e lingual de cada corpos-de-prova. O grupo 1 foi formado por dez corpos-de-prova cortados e corrigidos pela fundição da mesma liga, o grupo 2 foi composto por dez corpos-de-prova cortados, unidos e corrigidos por soldagem e no grupo 3, os corpos-de-prova foram submetidos a dois ciclos de descarga elétrica em uma máquina apropriada (MedArc M-2 EDM). Os resultados encontrados foram 15 $\mu$ m para grupo 1, 7,2 $\mu$ m para o grupo 2 e 7,5 $\mu$ m

para o 3. Houve uma diferença significativa ( $p < 0,05$ ) em espaços médios entre os grupos 1 e 2 tanto quanto entre os grupos 2 e 3, porém não houve diferença entre os grupos 1 e 3. Os autores concluíram que o grupo corrigido pela descarga elétrica resultou no menor espaço ( $7,5\mu\text{m}$ ), dentro do critério de passividade por eles, aqui considerado que foi de  $10\mu\text{m}$ .

### **2.3 Utilização do sistema Procera**

Andersson et al. (1989) desenvolveram e avaliaram novo método para confecção de coroas metalo-cerâmicas através de usinagem e descarga elétrica. Foram confeccionadas 205 coroas de titânio em 149 pacientes através desta técnica e, após período de um ano, foram avaliadas 192 coroas em 137 pacientes. Neste período, 5 coroas foram substituídas devido à fratura da resina de cobertura. A avaliação inicial (após cimentação) e longitudinal (após 1 ano) foi realizada por 4 especialistas em prótese dentária, que foi devidamente calibrada para os métodos de avaliação utilizados: cor e superfície, forma anatômica e integridade marginal. Após período de 1 ano, os seguintes resultados foram obtidos nas 187 coroas restantes: integridade marginal, 186 excelentes ou satisfatórias (99,5%); forma anatômica, 185 excelentes ou satisfatórias (98,9%); e forma e cor, 181 excelentes ou satisfatórias (96,8%). Os autores concluíram que os resultados, após o período de avaliação de 1 ano, foram promissores, porém, 1 ano de observação é um período muito curto. Portanto, na opinião dos autores, novos estudos longitudinais em comparação com outros estudos clínicos de maior tempo se fazem necessários.

Alguns anos depois, Karlson (1993) realizou estudo avaliando a adaptação de coroas de titânio Procera em troquéis de gesso (*in vitro*) e em dentes (*in vivo*) antes da cimentação, através do método de replicação da espessura da película de cimento. Foram confeccionadas 8 coroas, sendo 4 em pré-molares, 3 em incisivos e 1 em canino. Os preparos dentais foram realizados de acordo com o guia de princípios Procera, Göteborg, Sweden. Foi realizada moldagem com silicone de adição (President, Cóltene), onde foi vazado gesso especial (Bayer Moldastone) após 2h. Todos passos técnicos para obtenção das coroas foram realizados no laboratório Procera, Göteborg. Para aplicação da cerâmica foi utilizada Cerâmica Procera. Não foram realizadas provas clínicas antes da aplicação da cerâmica. Quando as coroas retornaram do laboratório, foram reavaliados os espaços internos entre a coroa e o troquel de gesso, através de silicone de adição leve. Para possível manejo da película de discrepância, após remoção da coroa com silicone leve, completou-se internamente a coroa com silicone de corpo pesado, obtendo-se peça única. O mesmo método foi utilizado com as coroas clinicamente. Após corte das peças com bisturi em 2 direções (bucolingual e mesiodistal) estas foram medidas através de microscopia (Nikon Profile Projector) sob magnificação de 50x. Todos registros foram realizados a 1/1000mm. As medições das películas foram realizadas em 3 diferentes pontos: margem, parede axial e superfície oclusal. Cada localização teve 4 medidas registradas, sendo 2 medições por ponto, totalizando 24 medidas para cada réplica. No total 576 medições foram realizadas. Independente do grupo, a adaptação marginal foi superior e significativamente melhor do que as adaptações axiais e oclusais. A discrepância marginal foi em média de 60 $\mu$ m *in vitro* e 70 $\mu$ m *in vivo*, com variação de 3 $\mu$ m à 205 $\mu$ m. No geral, uma menor espessura de película foi registrada nas coroas sobre os troquéis de gesso. Os autores concluem que a adaptação de coroas Procera está de acordo com a média clínica aceitável.



No ano seguinte, Leong et al. (1994) relatam que o uso de ligas alternativas na confecção de elementos metalo-cerâmicos e próteses parciais fixas vêm crescendo desde o aumento do preço do ouro. Dessa forma, o titânio se torna uma das alternativas de preferência, levando em consideração a sua biocompatibilidade e resistência à corrosão. Em função desta afirmação, compararam o desajuste marginal de coroas metalo-cerâmicas de titânio confeccionadas pelo método da cera perdida e pela técnica de eletro-erosão e usinagem, com coroas metalo-cerâmicas de ouro. Após análise em microscopia óptica com aumento de 100X, concluem que não houve diferença significativa entre as coroas fabricadas por fundição da liga e por eletro-erosão, em relação à adaptação marginal. A adaptação marginal das ligas nobres (grupo controle) obteve melhores resultados que as outras técnicas, e a maioria das diferenças de adaptação é originária da fabricação dos casquetes e não sofreram alteração pela aplicação da cerâmica. Baseados no critério que 120 $\mu$ m é o limite clínico aceitável de desajuste de coroas totais, afirmam que as três técnicas podem ser indicadas.

No mesmo ano, Nilson et al. (1994) afirmam que o interesse em utilizar ligas de titânio em prótese parcial tem crescido consideravelmente na última década. Isto se deve a sua tolerância biológica e baixo custo. Baseados nestas constatações avaliaram a performance clínica de 44 coroas de titânio revestidas com cerâmica de baixa fusão após 26 a 30 meses em função. Observaram que a cerâmica tinha fraturado em 2 coroas e que a textura de superfície e a cor também tinham sofrido alterações. Em relação à anatomia houve uma pequena mudança de excelente para aceitável. O fator integridade marginal foi satisfatório para todas as coroas, sendo que a maioria alcançou a classificação excelente.

Walter; Böning; Reppel (1994) afirmam que o titânio vem sendo amplamente utilizado pela sua alta biocompatibilidade e excelente resistência à corrosão. Outras vantagens estão relacionadas a sua baixa condutibilidade térmica, baixa densidade, considerável translucência

e baixo custo. Apesar de apresentar menor dureza e módulo de elasticidade que as ligas de ouro, isto pode ser uma vantagem nos procedimentos de ajuste oclusal ou quando for necessária a sua remoção.

Valderrama et al. (1995) realizaram estudo *in vitro* avaliando e comparando a adaptação de coroas metalo-cerâmicas confeccionadas com titânio e coroas confeccionadas com liga nobre à base de ouro-prata-paládio. Dentre os objetivos do estudo, estava a avaliação da adaptação marginal e interna das coroas após a aplicação cerâmica. Após mensuração em microscopia com 40X de aumento, os resultados indicaram que a aplicação da porcelana não alterou a adaptação marginal de ambos metais avaliados, e que, avaliando a adaptação interna e externa de coroas de titânio confeccionadas pelo sistema Procera, não encontraram alterações estatisticamente significantes após aplicação e fusão da porcelana.

No mesmo ano, Rubenstein (1995) refere-se a uma nova tecnologia de fabricação de armação metálica para próteses sobre implantes (Procera), introduzida na América do Norte após ensaios clínicos realizados na Suécia. Esta técnica é única porque elimina a abordagem convencional da fabricação da armação, com substituição da técnica de fundição por cera perdida. Procedimentos clínicos e laboratoriais associados com a técnica Procera são descritos, bem como os mais recentes desenvolvimentos nesta rápida tecnologia emergente. Resultados de 1 ano, dos primeiros 10 pacientes tratados com a técnica Procera na Universidade de Washington são relatados. Os resultados deste tratamento têm sido favoráveis, sem evidências clínicas de complicações observadas de prótese ou tecidos moles. Todos os 50 implantes colocados nos 10 pacientes foram avaliados, depois de 1 ano de função. A tecnologia Procera oferece uma alternativa às técnicas de fabricação convencional de armação metálica. O contínuo follow-up desta série de pacientes é seguido para explorar os resultados do tratamento por um longo intervalo de tempo.

Russel et al. (1995) descrevem o processo de fabricação de coroas e próteses parciais fixas através do sistema Procera CAD-CAM (Nobelpharma), desenvolvido em 1989 e que consiste no desenho e confecção de componentes, controlado por computador. Por meio de uma comunicação via modem, com a central de produção à distância, permite a produção de coroas e próteses fixas. O primeiro estágio do processo envolve o escaneamento do troquel, realizando uma leitura tri-dimensional do contorno do dente preparado após a moldagem e confecção do modelo de gesso. Para a confecção dos casquetes através do sistema Procera, a porção externa da estrutura é usinada e a parte interna é esculpida através de descargas elétricas de alta voltagem. Quando realizamos próteses parciais fixas de titânio com esta técnica, a união dos pânticos deve ser realizada pela soldagem a laser.

Riedy; Lang; Lang (1997) realizaram estudo para avaliação da precisão de adaptação entre estruturas de titânio realizadas com sistema Procera, soldadas a laser e estruturas confeccionadas pelo sistema convencional de fundição em peça única. Foram confeccionadas 5 estruturas em cada grupo, avaliadas através de laser-videografia sobre modelo de simulação de paciente. Os resultados mostraram que o grupo de estruturas soldadas a laser apresentou uma maior precisão de adaptação que o grupo de estruturas fundidas em peça única, com diferenças estatisticamente significantes em 4 das 5 interfaces protéticas avaliadas.

Kucey e Fraser (2000) relatam que em 1998 o sistema Procera iniciou a fabricação de pilares de titânio personalizados. Após a transferência da posição do implante para o modelo de gesso, um enceramento é realizado, definindo a forma 3D do futuro pilar. Este enceramento é escaneado e as informações enviadas via modem para a estação de trabalho em Estocolmo – Suécia. Um bloco de titânio com a base pré-fabricada, de acordo com a plataforma do implante, é usinado, reproduzindo em metal a forma do enceramento realizado. Em poucos dias, o pilar é enviado ao profissional para avaliar forma, adaptação cervical e espaços necessários para confecção da coroa cerâmica. Estes pilares podem ser utilizados

quando os implantes estão em posições desfavoráveis, mudando, assim, a direção de inserção das próteses sobre eles. Dessa forma, as restaurações sobre implantes ficam mais parecidas com as restaurações sobre dentes naturais, devido à reprodução do contorno cervical.

Cibirka et al. (2001) observam que o sucesso da reabilitação com implantes requer um equilíbrio dinâmico entre fatores biológicos, considerados multifatoriais, e mecânicos, relacionados principalmente à estabilidade entre o pilar e o implante. A adaptação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar é considerada uma das causas primárias de afrouxamento do parafuso de fixação do pilar. Relatos sugerem que uma interface com má adaptação permite um estresse excessivo no parafuso, criando instabilidade. Este estudo examinou os valores de torque para remoção do parafuso após teste de fadiga, quando as dimensões entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar foram alteradas ou a forma hexagonal foi eliminada no implante.

Três grupos de 10 implantes de 3,75mm foram avaliados: hexágono externo padrão (R), hexágono modificado (M), e plataforma circular (C). No grupo R, o hexágono externo não foi alterado, apresentando largura de 2,7mm e altura de 0,636mm. No grupo M, a largura do hexágono foi reduzida em 0,04mm e a altura em 0,03mm. No grupo C, a forma hexagonal foi eliminada, reduzindo a largura em 0,03mm e a altura foi acrescida de 0,03mm. Trinta pilares Procera angulados em 25° foram confeccionados e fixados nos implantes com parafusos de ouro *unigrip*, apertados com 32N/cm com controle eletrônico de torque. Uma marca vertical foi realizada através da interface implante-pilar, permitindo a avaliação de deslocamento longitudinal. Os espécimes foram submetidos a teste de fadiga onde eram aplicadas cargas entre 20N e 200N por 5000000 de ciclos, o equivalente a aproximadamente 5 anos de mastigação. A avaliação microscópica e radiográfica dos espécimes foi realizada. O pilar foi removido e o valor de destorque foi registrado. As superfícies de conexão foram avaliadas microscopicamente. Nenhum pilar apresentou afrouxamento do parafuso ou

deslocamento rotacional. A análise radiográfica não demonstrou encurvamento de nenhum dos parafusos de fixação após o teste. Os valores de destorque foram os seguintes: R =  $14,40 \pm 1,84$ N/cm; M =  $14,70 \pm 1,89$ ; C =  $16,40 \pm 7$ N/cm. Houve diferença significativa entre R e C. Avaliação microscópica não revelou nenhum dano às formas do pilar e do implante.

O efeito do desenho da interface na estabilidade de fixação do parafuso de conexão implante/pilar continua obscuro. Muitos afirmam que a falta de precisão na adaptação entre os 2 hexágonos gera uma instabilidade do parafuso ao longo do tempo, podendo determinar afrouxamento do parafuso, falha da restauração e, possivelmente, instabilidade na interface implante-osso. Os resultados deste estudo sugerem que uma menor precisão de ajuste na largura do hexágono ou sua total eliminação não afeta o torque inicial após o teste. No grupo C, a distância entre o topo do círculo e o fundo do pilar era menor que no grupo R. Quanto menor esta distância, menores as possibilidades de encurvamento do parafuso durante função. Do mesmo modo, quanto maior o comprimento do parafuso no interior do implante, maior sua resistência às forças laterais. Isto auxilia a explicar as maiores forças de destorque no grupo C, comparativamente a R e M. Os resultados suportam o argumento de que o hexágono externo está presente meramente para colocação do implante no leito ósseo e, talvez, orientação do pilar no implante.

### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste trabalho foi comparar, numericamente, o desajuste do término cervical de próteses parciais fixas metalo-cerâmicas através do MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura), obtidas a partir da usinagem de pilares de titânio pelo sistema Procera®, em três diferentes momentos:

1. **Momento 1** - após a confecção individual dos pilares;
2. **Momento 2** - após a soldagem a laser dos pilares;
3. **Momento 3** - após aplicação da cobertura cerâmica.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a execução deste trabalho foi desenvolvido um modelo padrão simulando a reposição de dois pré-molares e um primeiro molar, independente do arco ou lado, suportados por implantes, conforme FIG. 1.

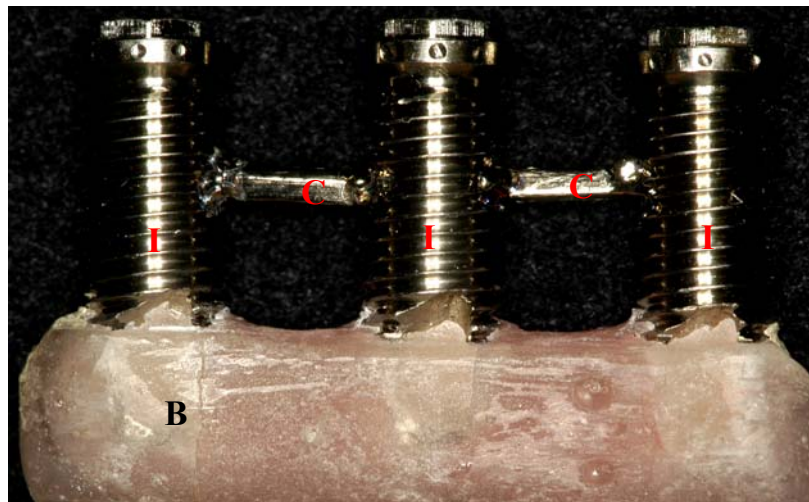


Figura 1- Modelo padrão, sendo: B - bloco de resina acrílica rosa, I - implantes e C - barras de titânio unindo os implantes.

Foram utilizados três implantes standard do sistema Brånemark (Nobel Biocare - Suécia), de plataforma regular, com 3,75mm de diâmetro e 15mm de comprimento.

Para garantir estabilidade e rigidez dos implantes no modelo padrão, estes foram alinhados, paralelizados com auxílio de uma fresadora com paralelômetro (Paraskp - Bego – Alemanha) e unidos por meio de barras de titânio no terço médio e apical, através de

soldagem a laser (Dentaurum - DL2002 – Alemanha). A distância entre o centro do implante intermediário aos seus contíguos foi de 7mm. A seguir, o conjunto foi incluído em resina acrílica rosa quimicamente ativada (Clássico - Artigos Odontológicos Clássico - Brasil) somente no terço apical (FIG. 1).

Em seguida, foram parafusados sobre os implantes cilindros temporários para fixação com hexágono (Nobel Biocare – Suécia – DCA 1049 RP) e sobre estes foram esculpidos solidariamente, três padrões em cera rosa (PK Kota para escultura de prótese fixa - Brasil), um para cada elemento dentário. Concluída a escultura em monobloco, a região dos conectores foi seccionada com fio de nylon de  $\varnothing 0,1\text{mm}$ , conforme FIG. 2.

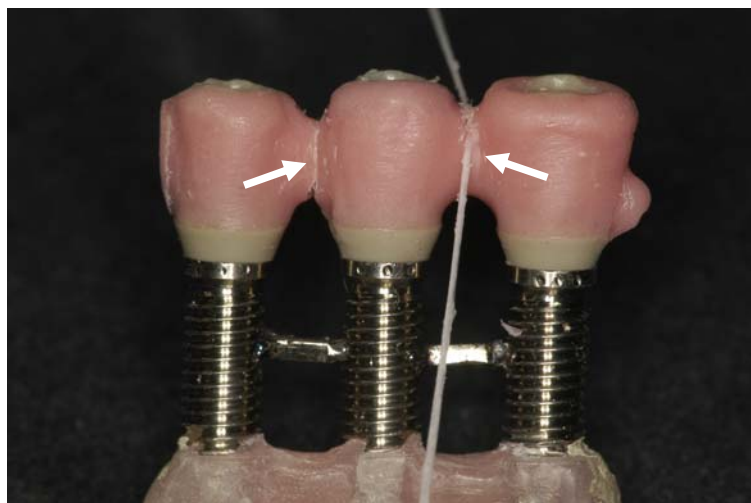


Figura 2- Modelo padrão com os enceramentos: A - primeiro pré-molar, B - segundo pré-molar e C - primeiro molar. Notar o pequeno espaço entre os elementos (setas).

Cada um dos elementos esculpido foi parafusado no suporte de plataforma regular e fixado na base do scanner Procera®, onde foi feita a varredura de toda a superfície da matriz em cera (FIG. 3). Os dados foram transferidos para um arquivo e armazenados em programa do Sistema Procera® próprio para PC. Estes representam uma documentação completa e básica para descrever o desenho da prótese.



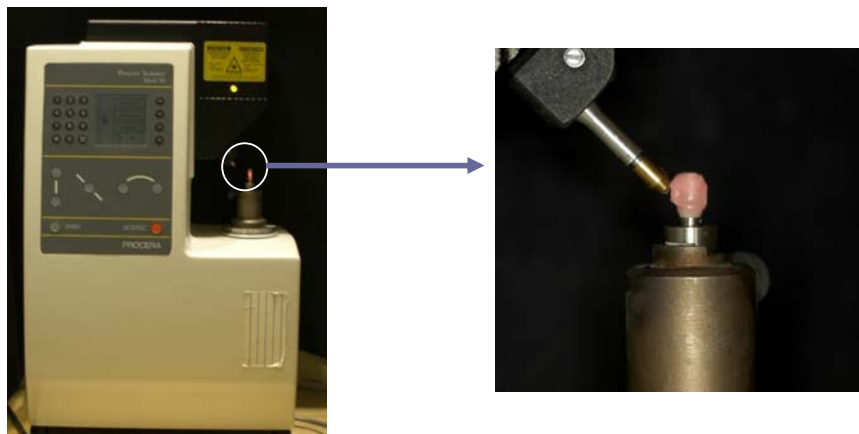


Figura 3 – *Scanner* ProCera no detalhe, matriz em cera parafusada no suporte de plataforma regular e fixada na base, varredura de toda superfície encerada.

Os arquivos foram enviados, via modem, para uma unidade de produção ProCera® em Sandvik AB (Estocolmo-Suécia), onde a superfície externa de um cilindro titânio de 15mm de diâmetro e 15mm de altura com um orifício central foi esculpida por uma máquina de usinagem ProCera®, *Milling Machine*, controlada por computador. Na base do cilindro, existe um hexágono interno pré-fabricado, garantindo a adaptação ao hexágono externo da cabeça do implante de plataforma regular (FIG. 4).



Figura 4 - Cilindros de titânio de 15mm de diâmetro e 15mm de altura com bases pré-fabricadas e canal central permitindo várias formas para confecção dos pilares.

(Catálogo de produtos Nobel Biocare Brasil)

Foram confeccionados 10 pilares para cada elemento, totalizando 30 estruturas em titânio, com bases hexagonais e um canal central para introdução do parafuso de fixação.

Com auxílio de um microscópio, um micro motor Shap Air (DEC 140 - Nobel Biocare – Suécia) e uma broca esférica carbide FG 0.5 (SS White) foram realizadas três marcas no lado correspondente às faces vestibulares e igual número no lado oposto (lingual) em cada um dos implantes (FIG. 5), totalizando 18 pontos de referência.

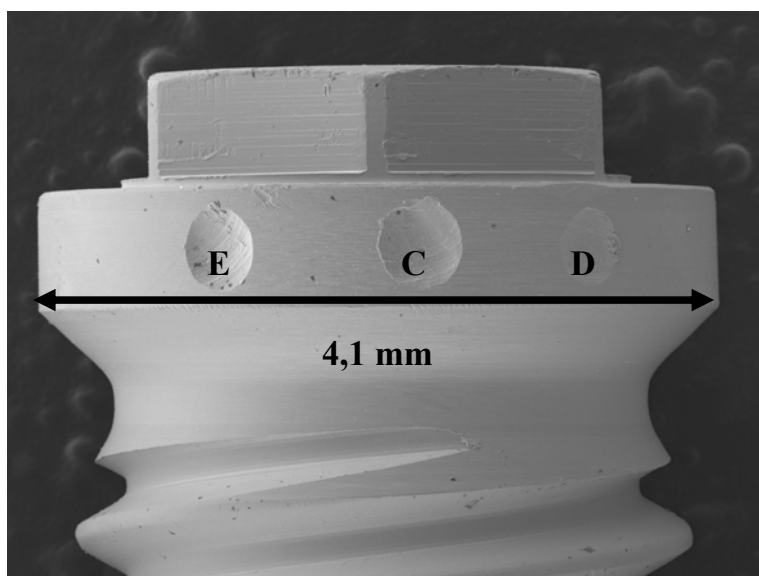


Figura 5 – Fotomicrografia com as marcas de referência indicando a localização: E = esquerdo, C = centro e D = direito

### **Momento 1** (pilares individualmente)

Cada pilar de titânio usinado foi parafusado no respectivo implante com força de 20N/cm, controlada por torquímetro eletrônico (Torque Controller – Nobel Biocare – Suécia) e contra-torque (LANG et al., 2002; CIBIRKA et al., 2001), para análise de adaptação. O modelo padrão, com os pilares de titânio parafusados, foi levado para registro sob

microscopia eletrônica de varredura (Jeol – Modelo JFM 5800 – Japão), com aumento de 1000X.

As imagens obtidas foram mensuradas em sistema de medição computadorizado Image J (versão NIH para windows – USA) e os resultados numéricos obtidos foram lançados em tabela especialmente construída (FIG. 6).

n	Primeiro Pré-Molar						Segundo Pré-Molar						Primeiro Molar					
	Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual		
	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D
1																		
2																		
3																		
4																		
5																		
6																		
7																		
8																		
9																		
10																		

Figura 6 - Tabela contendo: grupos, elementos, faces e marcas referenciais, para registrar os valores em cada um dos três momentos de avaliação: pilar isolado, pilares soldados e pilares soldados e recobertos com cerâmica.

### **Momento 2** (pilares soldados a laser)

Após mensuração dos desajustes marginais individualmente, os pilares foram parafusados em grupos de três aos respectivos implantes e soldados na região correspondente aos dois conectores, utilizando um aparelho a laser de ND:YAG (Dentaurum – DL 2002 – Alemanha) (FIG. 7), conforme recomendações do fabricante.

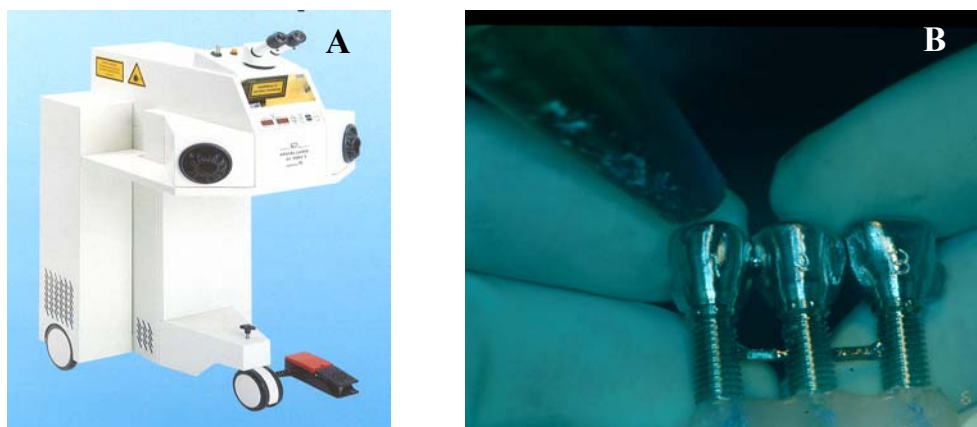


Figura 7 – A - Aparelho de soldagem a laser. B – Vista do conjunto sendo soldado dentro da câmara

Para garantir a efetividade da soldagem, um jato de gás argônio foi lançado no interior da câmara de soldagem, mantendo a atmosfera isenta de oxigênio (WANG e CHANG, 1998; YAMAGISHI; ITO; FUJIMURA, 1993). Foram realizados aproximadamente 30 pontos de solda para cada conector com tensão de 300V e 12ms de duração de cada impulso (CHAI e CHOU, 1998). Com isso a penetração do cone de solda estendeu-se a 60% do diâmetro da área soldada (LEE et al., 1997), conforme FIG. 8.

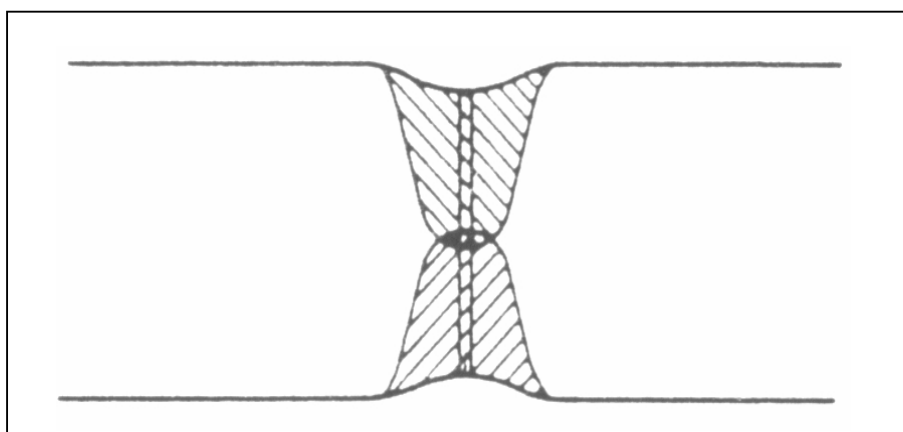


Figura 8 - Penetração bilateral do raio laser.

Desta forma, foram obtidas dez estruturas metálicas de próteses parciais fixas, sendo os pilares numerados por vestibular de 1 a 3 correspondente ao primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar respectivamente, conforme FIG. 9.

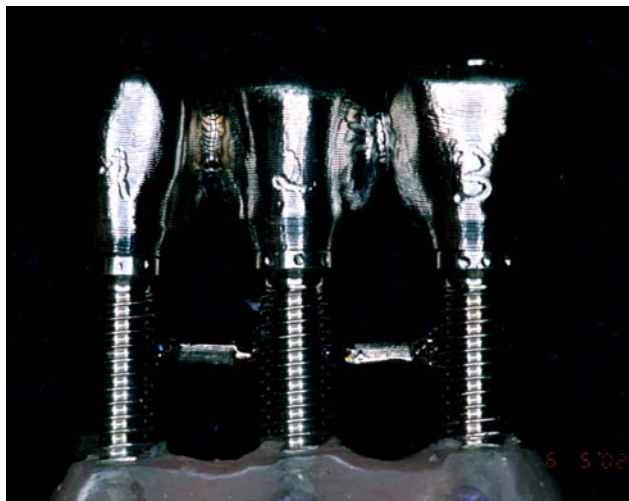


Figura 9 - Vista vestibular da prótese parcial fixa soldada e com os pilares numerados.

Após a soldagem, cada conjunto foi parafusado nos respectivos implantes, sem a utilização do contra-torque. A seguir, repetiram-se os procedimentos do **Momento 1**.

### **Momento 3** (pilares soldados a laser com cobertura cerâmica)

A última etapa laboratorial constituiu-se na aplicação de cobertura cerâmica (Vita Titankeramik — Vita Zahn Fabrik,, Alemanha) em laboratório comercial, seguindo recomendações do fabricante, estabelecendo anatomia compatível com os elementos dentários em questão (FIG. 10).



Figura 10 - Vista geral da prótese parcial fixa com cobertura cerâmica.

Após a aplicação da cerâmica, cada conjunto foi parafusado nos respectivos implantes, sem a utilização do contra-torque. A seguir repetiram-se os procedimentos do **Momento 1**.

## 5 RESULTADOS

Os resultados numéricos, em micrometros ( $\mu\text{m}$ ), obtidos para o **Momento 1**, estão apresentados no Quadro 1.

n	Primeiro Pré-Molar						Segundo Pré-Molar						Primeiro Molar					
	Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual		
	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D
1	2,846	2,970	4,723	2,248	2,888	3,094	4,868	5,837	4,703	4,517	3,176	3,506	4,641	6,084	2,496	2,413	2,702	2,124
2	2,372	2,888	4,806	1,588	1,464	2,867	3,816	5,019	3,300	3,609	1,856	1,375	3,266	4,056	3,231	3,403	3,953	3,713
3	2,454	2,269	2,867	2,423	2,063	2,063	3,300	3,548	4,146	4,778	3,781	3,135	2,836	1,423	1,485	1,733	1,650	2,310
4	1,891	2,681	3,059	2,441	2,501	2,819	2,475	1,616	2,441	2,269	1,925	2,544	2,269	3,025	2,234	1,581	2,131	2,063
5	1,237	1,100	1,684	2,406	3,145	3,025	1,134	3,025	2,853	2,166	2,613	3,300	4,503	4,675	6,050	5,569	5,706	4,503
6	1,822	3,953	3,162	2,681	3,094	2,681	1,959	3,506	1,856	1,375	0,688	0,825	3,369	2,441	1,684	1,375	1,650	1,616
7	1,237	2,716	2,819	0,962	0,859	1,375	1,788	2,406	1,100	1,822	2,303	2,200	3,025	2,612	2,991	4,194	3,300	4,469
8	1,581	1,994	2,063	0,962	1,891	2,097	2,372	2,716	2,647	3,128	2,819	1,994	1,856	1,856	2,028	2,854	2,269	3,884
9	2,063	2,819	3,635	0,928	1,650	1,306	2,750	3,506	3,266	2,097	3,300	4,048	2,853	2,063	1,650	1,684	3,025	3,369
10	1,478	2,647	1,616	1,719	1,237	2,028	3,059	4,159	3,988	2,819	2,991	3,472	2,544	1,513	1,100	3,162	1,684	1,830

Quadro 1 - Grupos, elementos, faces e valores numéricos obtidos nas marcas referenciais, para no **Momento 1** (pilares Procera isolados).

Pode-se observar que o menor valor numérico de desadaptação no **Momento 1**, ocorreu no centro da face lingual do segundo pré-molar e o maior valor, no centro da face vestibular do primeiro molar (FIG. 11).

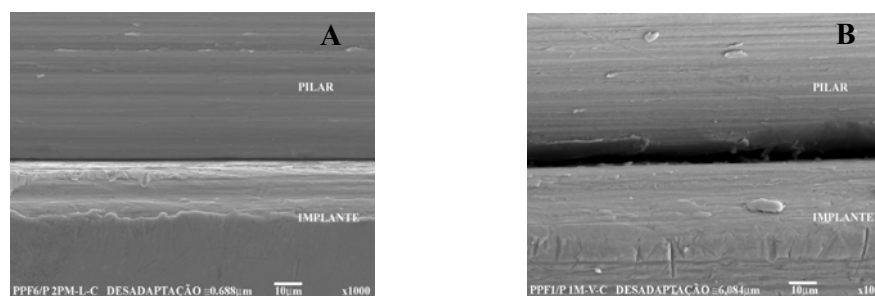


Figura 11 – Fotomicrografia do menor (A) e maior (B) valores encontrados no **Momento 1**.

Os resultados numéricos, em micrometros ( $\mu\text{m}$ ), obtidos para o **Momento 2**, estão apresentados no Quadro 2.

n	Primeiro Pré-Molar						Segundo Pré-Molar						Primeiro Molar					
	Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual		
	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D
1	2,434	2,104	1,279	1,691	1,341	1,134	0,949	1,794	2,228	3,341	1,114	0,866	3,238	1,774	1,072	3,135	2,351	3,506
2	1,134	1,856	1,753	1,616	2,922	2,269	2,097	3,128	2,853	1,203	1,341	1,341	2,303	2,166	2,131	3,094	4,950	4,366
3	3,042	2,819	2,733	0,784	2,516	2,991	2,001	2,599	3,383	3,341	3,279	4,084	2,331	2,743	2,888	2,042	1,547	2,207
4	2,888	5,328	2,681	0,997	0,516	3,403	1,375	3,781	3,541	1,856	1,547	0,481	3,781	3,128	1,409	4,022	2,303	1,513
5	1,719	1,478	2,269	1,719	2,063	1,994	2,784	3,506	3,609	2,888	2,234	2,406	1,203	3,334	1,237	2,166	3,850	2,166
6	2,063	2,544	1,478	0,756	0,894	2,716	2,063	2,956	3,059	4,400	2,406	0,962	2,406	2,063	3,094	2,441	2,475	2,922
7	2,269	2,062	0,825	0,894	1,109	3,128	1,581	2,269	2,131	2,303	1,581	1,341	1,650	1,306	1,478	2,578	1,719	1,650
8	4,778	3,884	2,853	0,584	2,475	6,084	1,616	1,616	1,753	1,822	1,830	1,650	2,509	3,816	3,747	4,778	2,956	2,029
9	1,134	1,822	2,544	0,894	1,031	2,166	1,822	2,234	1,547	2,063	1,684	2,544	2,853	2,303	1,306	1,237	1,272	1,409
10	1,203	1,994	0,688	0,791	1,066	2,372	1,925	3,816	4,813	5,191	2,269	2,475	6,531	4,022	4,228	4,675	4,537	4,263

Quadro 2 - Grupos, elementos, faces e valores numéricos obtidos nas marcas referenciais, para no **Momento 2** (pilares Procera soldados).

Pode-se observar que o menor valor numérico de desadaptação no **Momento 2**, ocorreu no centro da face lingual do primeiro pré-molar e o maior valor, no ponto esquerdo da face vestibular do primeiro molar, conforme FIG. 12.



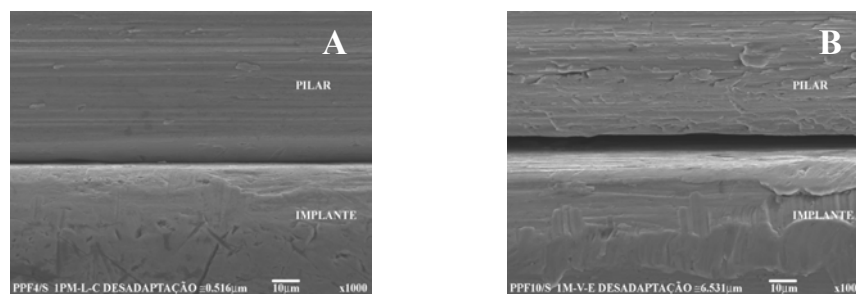


Figura 12 – Fotomicrografia do menor (A) e maior (B) valores encontrados no **Momento 2**.

Os resultados numéricos, em micrometros ( $\mu\text{m}$ ), obtidos para o **Momento 3**, estão apresentados no Quadro 3.

n	Primeiro Pré-Molar						Segundo Pré-Molar						Primeiro Molar					
	Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual		
	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D	E	C	D
1	5,486	4,682	2,289	2,392	9,034	8,807	3,960	1,031	4,104	4,826	10,759	2,929	5,548	4,104	7,899	1,011	10,003	1,629
2	4,194	1,169	3,163	8,044	9,075	7,322	8,284	3,953	5,259	2,613	4,056	0,584	4,434	2,303	4,469	1,031	3,059	3,094
3	7,425	1,994	0,550	3,128	5,878	7,219	1,787	5,638	7,631	5,362	5,053	1,684	3,162	6,291	9,969	15,701	9,900	7,631
4	5,569	3,678	1,375	1,341	5,844	7,425	1,512	2,716	2,613	3,781	4,056	2,544	2,063	1,341	3,781	2,991	4,675	3,987
5	1,891	2,028	0,894	2,441	4,228	2,269	4,366	7,081	10,931	7,769	5,603	1,513	6,050	4,194	4,847	4,881	5,053	6,050
6	2,991	6,119	3,231	0,550	6,523	8,594	0,722	4,538	4,056	3,162	3,884	1,203	1,409	2,957	3,300	3,334	4,022	2,716
7	3,987	0,722	0,412	1,237	4,709	3,609	3,197	5,157	5,844	5,878	2,853	1,513	1,650	2,612	1,341	3,781	4,675	3,850
8	2,922	1,306	1,478	1,788	5,156	7,356	2,578	1,169	1,341	3,850	2,991	2,647	2,442	2,544	4,778	2,200	1,375	4,022
9	2,681	2,612	1,856	1,856	3,816	4,229	5,087	4,297	2,956	1,206	3,094	1,650	11,756	6,394	0,997	3,438	5,982	9,281
10	8,216	4,951	1,238	2,028	7,288	5,878	4,194	3,472	4,606	2,784	3,197	1,650	1,169	2,406	0,962	2,853	2,613	2,372

Quadro 3- Grupos, elementos, faces e valores numéricos obtidos nas marcas referenciais, para no **Momento 3** (pilares Procera soldados, com recobrimento cerâmico).

Pode-se observar que o menor valor numérico de desadaptação no **Momento 3**, ocorreu no ponto direito da face vestibular do primeiro pré-molar e o maior valor, no ponto esquerdo da face lingual do primeiro molar, conforme FIG. 13.

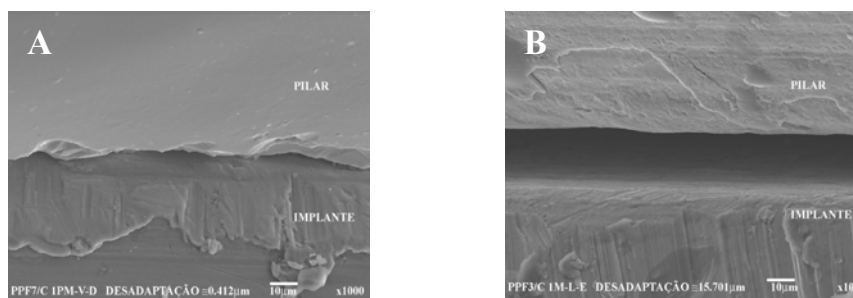


Figura 12 – Fotomicrografia do menor (A) e maior (B) valores encontrados no **Momento 3**.

Tabela 1 - Condições, número de medições, coeficiente de variação, desvio padrão, valores mínimos e máximos (em  $\mu\text{m}$ ).

Condição	Número	Média	QV	DP	min	máx
<b>Momento 1</b>	180	2,68514	1,21255	1,10116	0,688	6,084
<b>Momento 2</b>	180	2,36364	1,26670	1,12548	0,481	6,531
<b>Momento 3</b>	180	4.01849	6,59596	2,56826	0,412	15,701
<b>Total</b>	540					

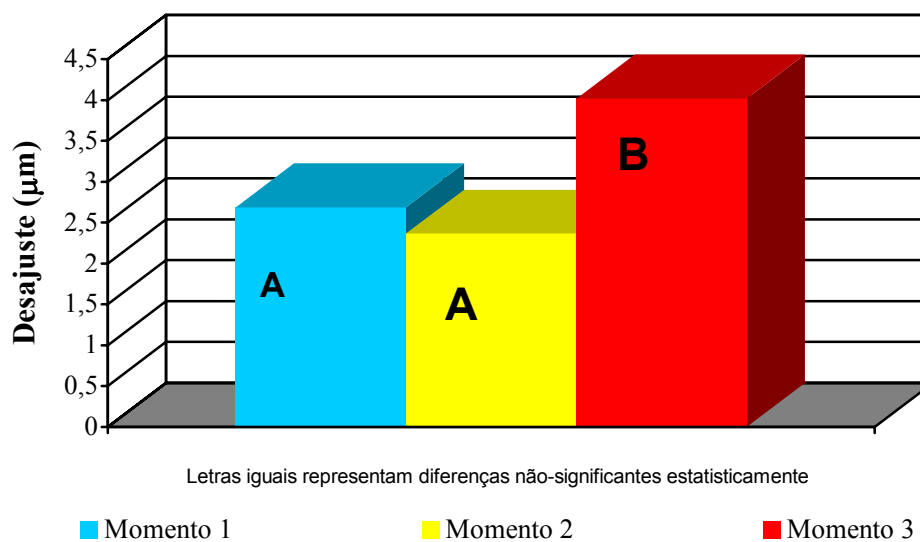


Figura 14 - Representação gráfica das médias registradas na Tabela 1.

O método estatístico aplicado foi “*one way ANOVA*” que consiste em uma análise de variância onde dois grupos discretos são analisados entre si. Desta maneira, foi calculado o intervalo de confiança para cada grupo, o que possibilitou uma análise concreta com 95% de confiança para os mesmos. Assim, uma análise entre qualquer grupo em qualquer **Momento** do manufaturamento protético pode ser feita diretamente, o que torna uma poderosa ferramenta para endereçar diferenças significantes entre os grupos.

Neste tipo de análise, um intervalo de confiança (95%) foi estipulado para os grupos em questão e uma vez existindo uma sobreposição numérica entre os grupos em comparação, estes não podem ser considerados significantemente diferentes (nesse nível de confiança).

## **6 DISCUSSÃO**

A partir da descoberta do mecanismo de osseointegração, os implantes passaram a ser alternativa extremamente interessantes às próteses convencionais, fossem elas totais muco suportadas ou parciais fixas e/ou removíveis.

Em alguns casos, as próteses implanto-suportadas constituem-se na única alternativa de restauração do sistema estomatognático.

Este novo procedimento restaurador, entretanto, deve seguir os mesmos princípios biomecânicos que norteiam as próteses convencionais, no que tange à distribuição de esforços e preservação dos tecidos moles e duros remanescentes.

Neste sentido, conforme afirmam Calesini et al. (2000), a precisão de selamento marginal de restaurações dentais é considerada fator principal na determinação do sucesso do trabalho protético.

Este selamento, conseguido por uma precisa adaptação entre a superfície do pilar e do implante, evitaria problemas de ordem periimplantar e minimizariam, o desenvolvimento de forças tangenciais nocivas à interface implante/tecido ósseo, o que poderiam levar à falência da osseointegração (ADELL et al., 1981). O parafusamento do pilar ao implante também pode causar estresse na interface osso/implante (LANG; MAY; WANG, 1999).

Considerando a importância da adaptação pilar (*abutment*)/implante, foi desenvolvido este trabalho no qual foram medidas as desadaptações (*gaps*), simulando três momentos clínico-laboratoriais: prova dos pilares usinados de titânio isolados, prova dos pilares unidos por soldagem a laser e prova dos pilares soldados a laser com cobertura cerâmica (prótese concluída).

A opção por implantes do sistema Brånemark deveu-se ao fato de ser este o primeiro, o mais pesquisado e o mais universalmente utilizado.

O titânio foi escolhido por ser um metal biocompatível (NILSON et al., 1994), não apresentando, em sua composição, níquel ou berílio (LEONG et al., 1994; WANG e CHANG, 1998), resistente à corrosão, baixa condutibilidade térmica e densidade, dureza e módulo de elasticidade semelhantes aos das ligas de ouro tipo IV (WALTER; BÖNING; REPPPEL, 1994), satisfazendo, segundo Dérand (1995), as necessidades clínicas. Segundo Jemt et al. (2000), as propriedades biológicas e físicas do metal, associadas ao baixo custo tem incentivado a sua pesquisa e utilização.

No momento crítico da economia mundial, considera-se importante seu baixo custo frente às demais ligas, concordando com Nilson et al. (1994), Walter; Böning; Reppel (1994) e Bergendal e Palmqvist (1995).

Como desvantagem deste metal, Leong et al. (1994) citam a dificuldade de fundição, embora este problema esteja praticamente resolvido com o desenvolvimento de equipamentos específicos. Por outro lado, cabe ressaltar que são extremamente sofisticados e de alto custo, o que ainda inviabiliza sua utilização por parte da maioria dos laboratórios de prótese.

O desenvolvimento do sistema de eletroerosão e usinagem possibilitou trabalhos protéticos com menores valores de desadaptação, quando comparados ao titânio fundido (ANDERSSON et al., 1989).

Rubenstein (1995) demonstrou não haver diferenças estatísticas na precisão de próteses obtidas por fundição de ligas de ouro ou de titânio usinado, o que concordam Jemt et al. (1998) ao compararem próteses convencionais de ouro com as de titânio soldadas a laser.

Isto nos levou a trabalhar com o sistema Procera que consiste na usinagem – a partir do escaneamento de um enceramento - de blocos de titânio (KUCEY e FRASER, 2000) com 15mm de diâmetro e 15mm de altura, orifício central para passagem do parafuso de fixação e diferentes bases, compatíveis com o implante selecionado.

O uso do laser para união dos pilares foi decidido levando em consideração que a soldagem de titânio pelas técnicas convencionais não funciona devido à camada de óxidos existentes e sua grande reatividade (CHAI e CHOU, 1998). A soldagem do titânio deve ser executada em ambiente com atmosfera argônica para minimizar a contaminação do titânio pelo oxigênio (WANG e CHANG, 1998) e de maneira rápida para propiciar menor área de aquecimento (WANG e WELSCH, 1995). Yamagishi; Ito; Fujimura (1993) reportam quatro métodos para viabilizar a união de estruturas de titânio: infravermelho, resistência elétrica, plasma e laser; consideram este último mais prático, viável e com menores alterações nas propriedades mecânicas do metal em questão.

Wang e Welsch (1995) avaliaram a microestrutura das ligas de titânio unidas por radiação infravermelha, gás inerte de tungstênio e laser e concluem que o tamanho dos grãos da zona afetada pelo calor das amostras unidas por soldagem a laser são muito menores que das amostras submetidas à união com gás inerte de tungstênio e brasagem infravermelha. Dinato et al. (1999) observaram que a microestrutura do titânio soldado a laser apresentou três

regiões distintas: cordão de solda (CS), zona afetada pelo calor (ZAC) e metal-base (MB). O Ti cp apresentou microestrutura granular, sendo que a microestrutura do CS e ZAC indicou estrutura mais refinada e de maior dureza.

Jemt et al. (1998) afirmam que, após dois anos de acompanhamento, pacientes tratados com próteses implanto-suportadas fabricadas com estruturas metálicas de titânio, soldadas a laser na maxila edêntula, apresentaram resultados compatíveis com os pacientes tratados com próteses fabricadas pela técnica convencional com estruturas metálicas de ouro. Os mesmos resultados foram encontrados por Bergendal e Palmqvist (1999) e Örtorp; Linden; Jemt (1999), avaliando resultados de cinco anos em estudo multicentro. Concordando com esta afirmação Jemt et al. (2000) realizaram estudo multicentro comparando o desempenho clínico em pacientes com edentulismo parcial mandibular, com as duas diferentes técnicas, onde obtiveram resultados semelhantes após três anos.

O protocolo de aplicação do laser baseou-se no trabalho de Chai e Chou (1998), que obtiveram os melhores resultados quanto às propriedades mecânicas do material, quando utilizaram 300V e 12ms de duração do impulso no mesmo equipamento utilizado nesta pesquisa. Foram realizados 30 pontos de solda em cada conector, com uma sobreposição dos pontos de aproximadamente 3/4 e penetração bilateral do raio laser (DINATO, 1999).

Levando em consideração que na atualidade um maior número de coberturas estéticas é realizado com materiais cerâmicos (DÉRAND, 1995), em detrimento dos poliméricos, utilizamos a cerâmica Vita Titankeramic, mais disponível no mercado internacional, que foi aplicada segundo recomendações do fabricante. Afirma também que a soldagem a laser no titânio, prévia à aplicação da porcelana, é um método aceitável para a confecção de próteses fixas múltiplas.

A observação e a medição dos desajustes pode ser realizada por perfilometria (projedor de perfis) (KARLSSON, 1993), microscopia óptica (microscópio para mensuração) (LEONG et al., 1994; VALDERRAMA et al., 1995), laser-videografia (RIEDY; LANG; LANG, 1997), técnica fotogramétrica tridimensional (JEMT e LIE 1995) ou microscopia eletrônica de varredura (MEV) (CALESINI et al., 2000), associadas ou não a programas de leitura computadorizada.

Considerando a precisão de leitura, contemporaneidade do método, reprodutibilidade e disponibilidade de equipamento, realizaram-se as fotomicrografias sob MEV, com aumento de 1000X. Nestas condições, a precisão de leitura foi da ordem de 0,001mm (milímetro).

Para entendermos melhor os resultados numéricos obtidos na pesquisa, serão apresentados os resultados dos três elementos individualmente em todas as suas faces e em todos os pontos, nos três diferentes momentos.

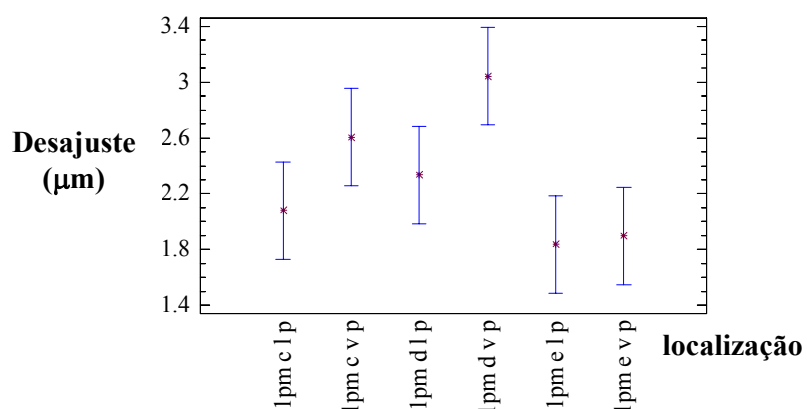


Figura 15 – Intervalos estatísticos para o primeiro pré-molar no **Momento 1**.



A análise estatística do primeiro pré-molar mostra que houve uma distância significativamente maior na face vestibular, no ponto direito do implante, quando comparado com a face vestibular nos pontos esquerdo, direito e no centro da face lingual. No entanto, essa distância não é estatisticamente diferente no ponto direito e central da face lingual. Observou-se também que os valores médios das distâncias diferem entre si, mas não existiu nenhum grupo significativamente maior ou menor que os outros.

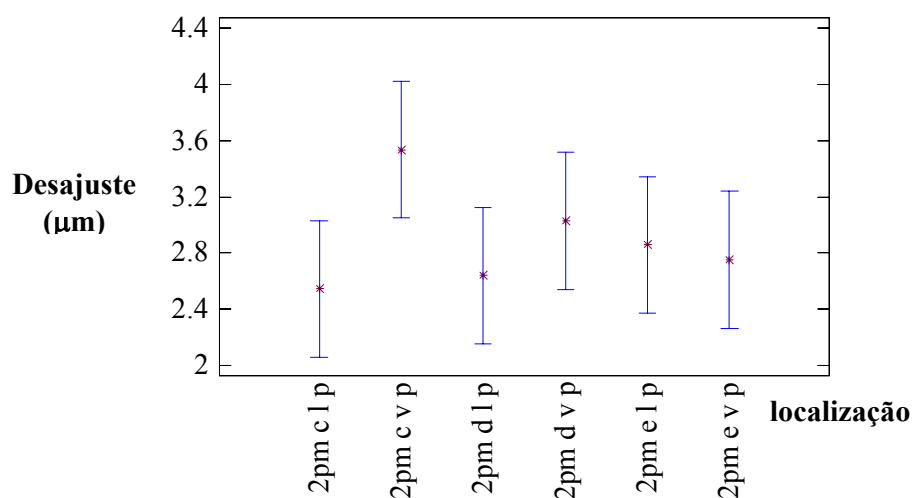


Figura 16- Intervalos estatísticos para o segundo pré-molar **Momento 1**.

Analisando os intervalos de confiança estatísticos em nível de 95%, existiu uma diferença significativa entre os pontos central da face vestibular e central da face lingual. Porém quando essas duas referências foram comparadas com as dos outros pontos avaliados, os resultados também não foram significativamente diferentes entre si.

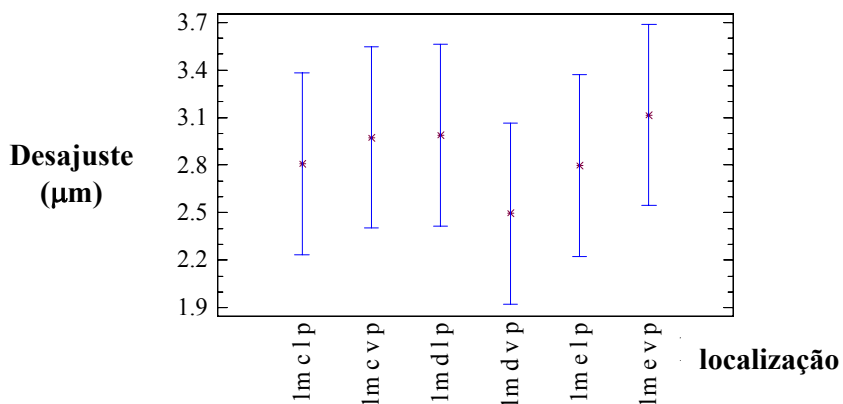


Figura 17 - Intervalos estatísticos para o molar no **Momento 1**.

A análise de variância para o molar no **Momento 1**, apresentou um valor P superior a 0,05, revelando não existir diferenças estatisticamente significativas entre os pontos situados em torno do molar.

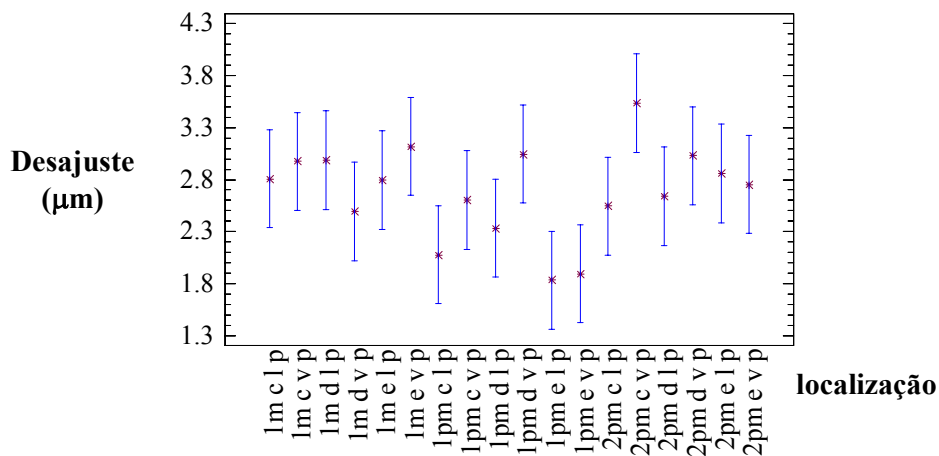


Figura 18 - Intervalos estatísticos para todas as localidades avaliadas no **Momento 1**.

Referente à comparação entre as faces vestibulares e linguais para os diferentes pontos, há indicação de que existe uma tendência a desadaptação - estatisticamente não

comprovada - de uma das faces (vestibular) durante esse tempo do processamento. Essa indicação é suportada pelo número de ocorrências (sete de nove) onde a distância média aferida na face vestibular se apresentou maior do que a distância média aferida na face lingual dos implantes. Suporte estatístico para essa indicação seria possível se o número de espécimes desse estudo fosse aumentado, o que possivelmente diminuiria a extensão do intervalo de 95% de confiança para cada parâmetro avaliado, assumindo que o comportamento dessas distâncias sigam medidas similares com as obtidas nesse estudo.

Outra possível indicação, também não suportada estatisticamente devido à extensão dos intervalos de confiança para cada parâmetro avaliado, seria a maior adaptação do primeiro implante escaneado, que obteve as quatro menores distâncias médias de todos os parâmetros avaliados nesse tempo do manufaturamento protético. A tentativa de se determinar uma indicação de qual implante apresentou a menor adaptação, teve como barreira a extensão dos intervalos de confiança para cada grupo.

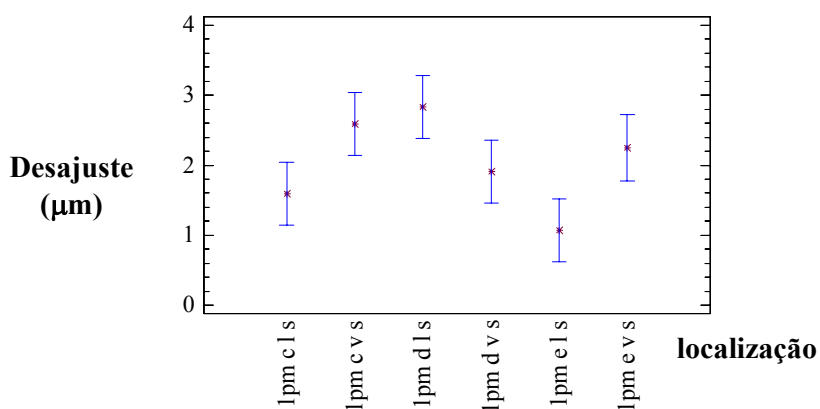


Figura 19 - Intervalos estatísticos para o primeiro pré-molar **Momento 2**.

Nota-se que houve uma significativa desadaptação em uma das faces nos pontos central, esquerdo e direito do implante. Essa distância se encontra aumentada na face

vestibular dos pontos esquerdo e central e na face lingual no ponto direito do implante. Nota-se também que os valores de desadaptação dos pontos avaliados não são significativamente diferentes entre si, mostrando que essa desadaptação não ocorre especificamente em nenhuma das localidades.

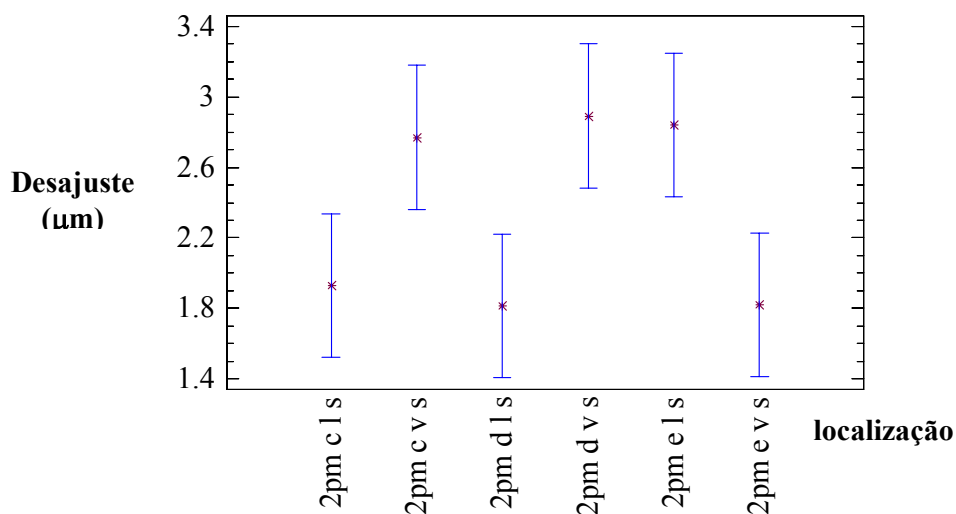


Figura 20 - Intervalos estatísticos para o segundo pré-molar **Momento 2**.

Analisando o gráfico contendo os intervalos de confiança para o segundo pré-molar no **Momento 2**, notou-se, assim como no primeiro pré-molar, que houve uma significativa desadaptação em uma das faces dos pontos central, esquerdo e direito do implante. Essa distância se encontrou aumentada na face vestibular dos pontos esquerdo e central, e no ponto direito da face lingual do implante. Notou-se também que os valores de desadaptação das partes avaliadas não são significativamente diferentes entre si, mostrando que essa desadaptação não ocorre especificamente em nenhuma das localidades.

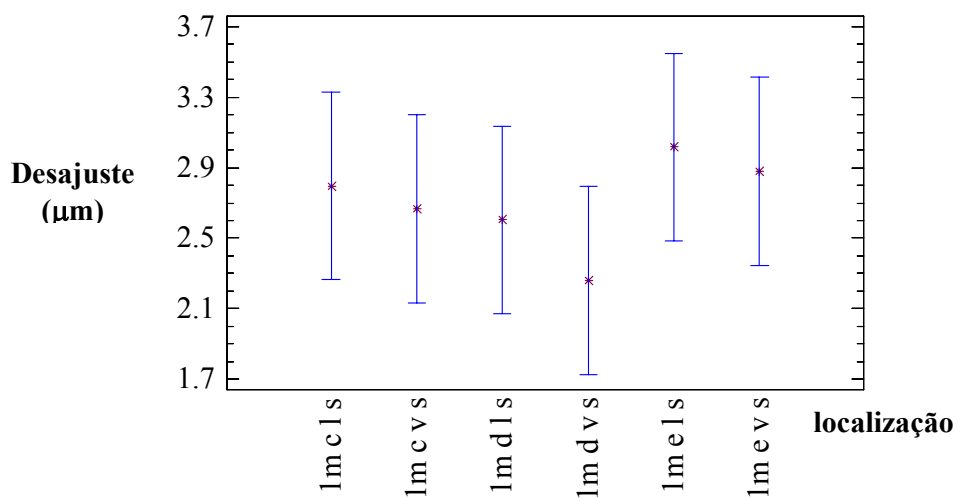


Figura 21 - Intervalos estatísticos para o molar no **Momento 2**.

Analisando o gráfico contendo os intervalos de confiança para o primeiro molar no **Momento 2**, notou-se a ausência de uma significativa desadaptação em uma das faces dos pontos central, esquerdo e direito do implante, apesar da distância média estar aumentada na face lingual nos pontos esquerdo, central e direito. Em contraste com o que foi encontrado em termos de desadaptação na proximal entre o primeiro e segundo pré-molar, onde existiu uma uniformidade na face desadaptada (vestibular), a desadaptação no ponto direito do segundo pré-molar ocorreu na face vestibular, e a desadaptação ocorreu no ponto esquerdo da face lingual do primeiro molar.

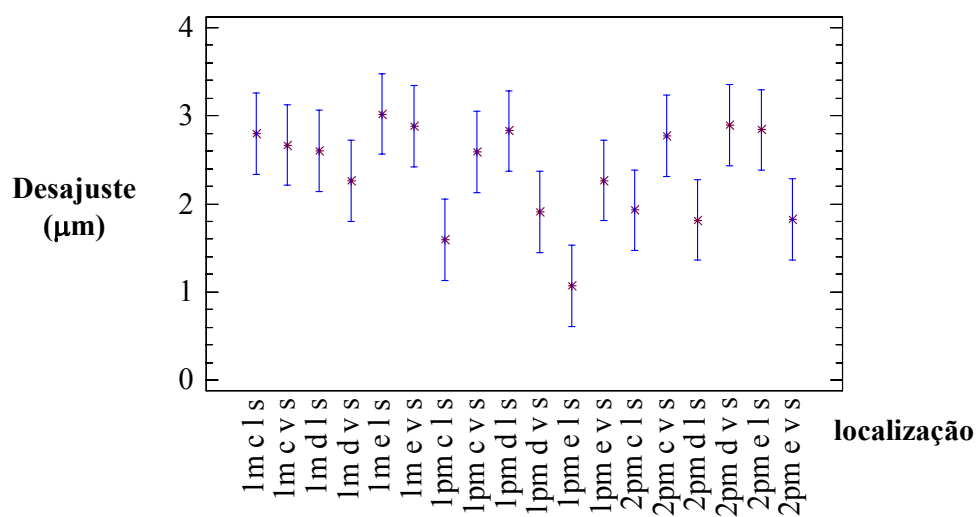


Figura 22 - Intervalos estatísticos para todos os pontos avaliados no **Momento 2**.

Em termos gerais, a análise estatística do **Momento 2** acusou existência de uma possível tendência uniforme à desadaptação.

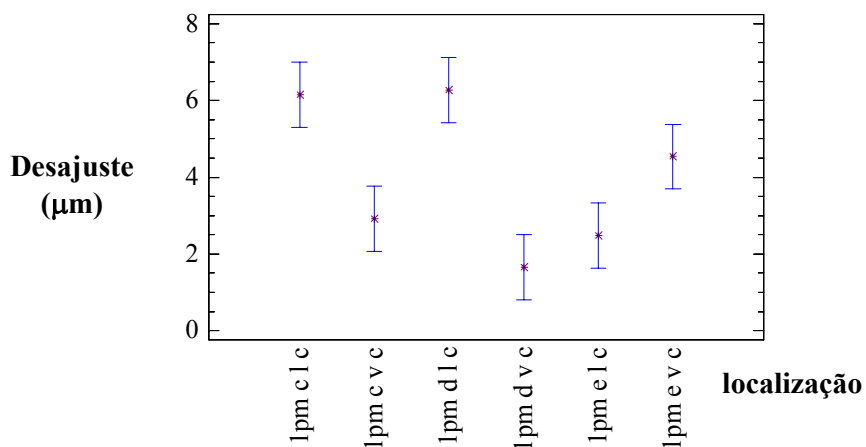


Figura 23 - Intervalos estatísticos para o primeiro pré-molar **Momento 3**.

Observou-se uma significativa desadaptação em uma das faces dos pontos central, esquerdo e direito do implante. Essa distância se encontra aumentada na face lingual dos

pontos direito e central, e na face vestibular no ponto esquerdo do implante. Notou-se também que os valores de desadaptação das partes avaliadas não são significativamente diferentes entre si, mostrando que essa desadaptação não ocorre especificamente em nenhuma das localidades.

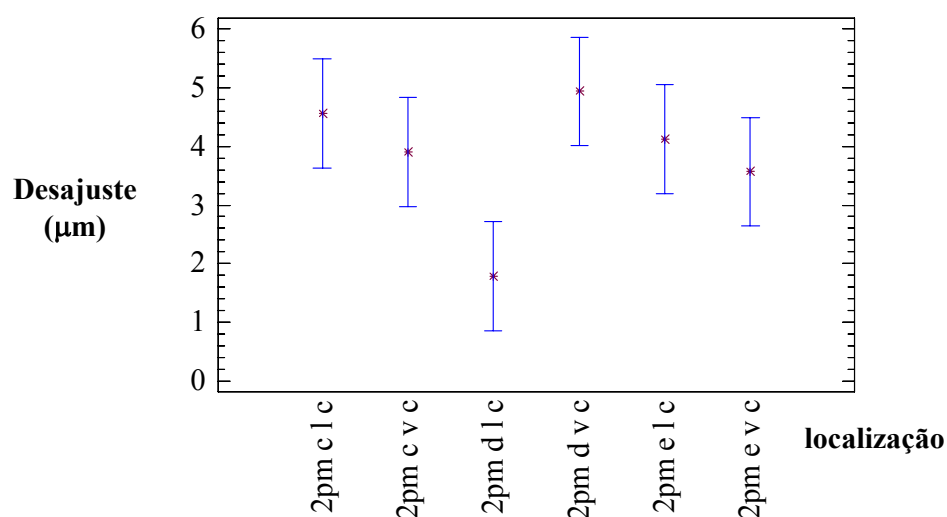


Figura 24 - Intervalos estatísticos para o segundo pré-molar no **Momento 3**.

Analisando o gráfico contendo os intervalos de confiança para o segundo pré-molar no **Momento 3**, observou-se uma significativa diferença entre as faces vestibular e lingual apenas no ponto direito do implante. Essa distância aumentou na face vestibular da mesma. Notou-se também, que os valores de desadaptação dos pontos esquerdo e central do implante em questão, não apresentou valores significativamente diferentes desse valor aumentado da face vestibular do ponto direito do implante. Esse implante também apresentou um valor médio aumentado na face lingual do seu ponto esquerdo, o que ficou de acordo com o aumento do valor médio da face lingual do ponto direito do primeiro pré-molar.

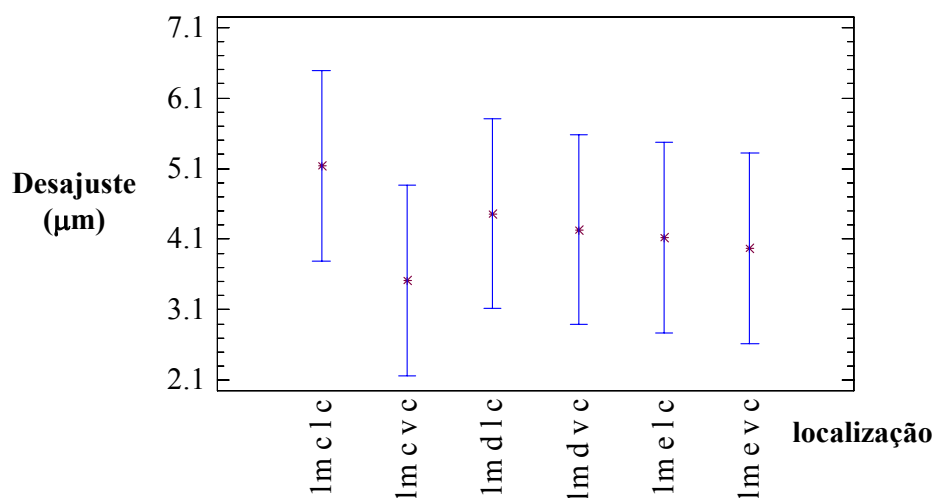


Figura 25- Intervalos estatísticos para o molar no **Momento 3**.

Analisando o gráfico contendo os intervalos de confiança para o molar no **Momento 3**, constatou-se a ausência de uma significativa desadaptação em uma das faces dos pontos central, direito e esquerdo do implante, apesar da distância média estar aumentada na face lingual nos pontos esquerdo, central e direito. Em contraste do que foi encontrado em termos de desadaptação na proximal entre o primeiro e segundo pré-molar, onde existiu uma uniformidade na face desadaptada (vestibular), a desadaptação no ponto distal do segundo pré-molar ocorreu na face vestibular, e no primeiro molar a desadaptação ocorreu no ponto esquerdo da face lingual.



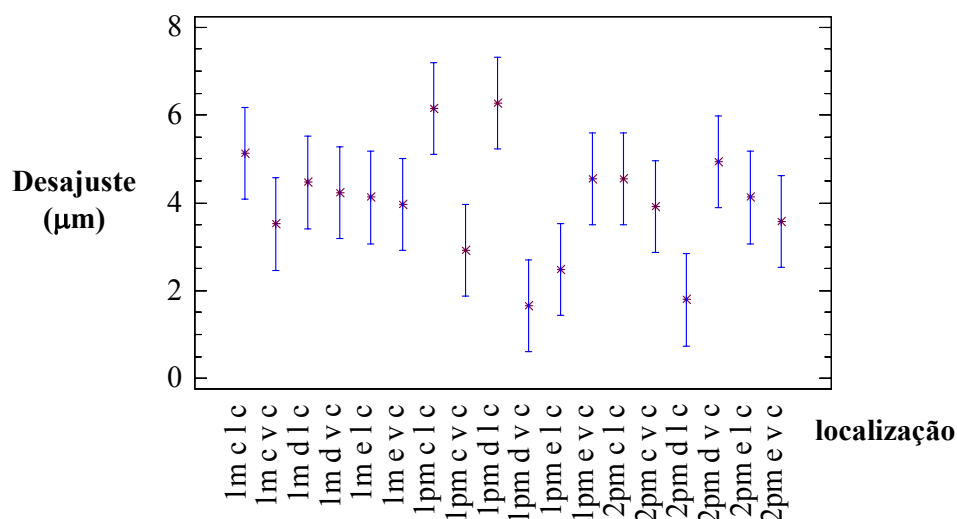


Figura 26 - Intervalos estatísticos para todos os pontos avaliados no **Momento 3**.

De uma maneira geral, a análise numérica estatística do **Momento 3** denotou que diferenças significantes foram encontrados nos pontos esquerdo, central e direito do primeiro pré-molar e no ponto direito do segundo pré-molar, sendo que desadaptações significantes não foram registradas para o molar.

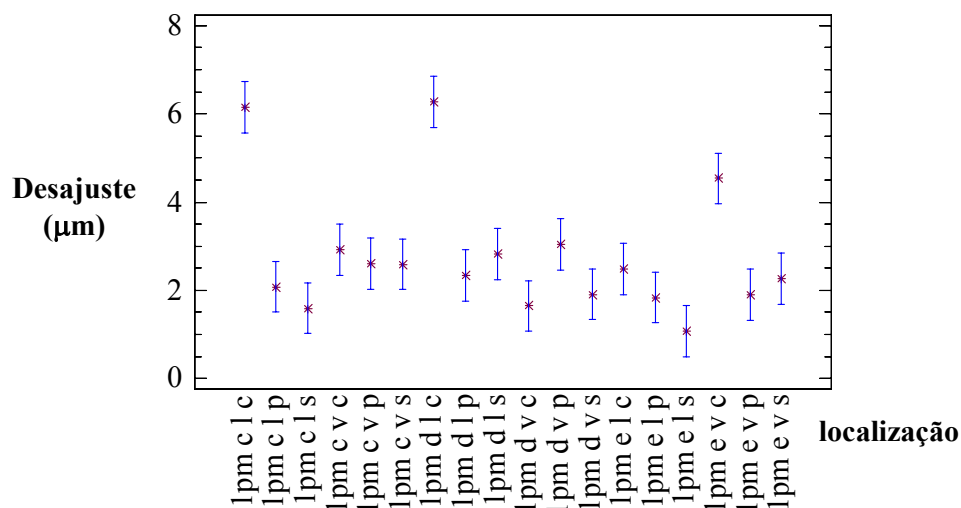


Figura 27 - Análise do Primeiro pré-molar nos três momentos.

Analisando o histórico de desadaptação do primeiro pré-molar durante os três momentos, verificou-se que em nenhum dos pontos avaliados ocorreu uma diferença significativa estatisticamente nos valores aferidos nos **Momentos 1 e 2**. Valores estatisticamente significantes em termos de desadaptação foram encontrados apenas após o **Momento 3** e para apenas uma das faces dos pontos esquerdo, central e direito do implante; foram eles os pontos central e direito das faces linguais e esquerdo da face vestibular.

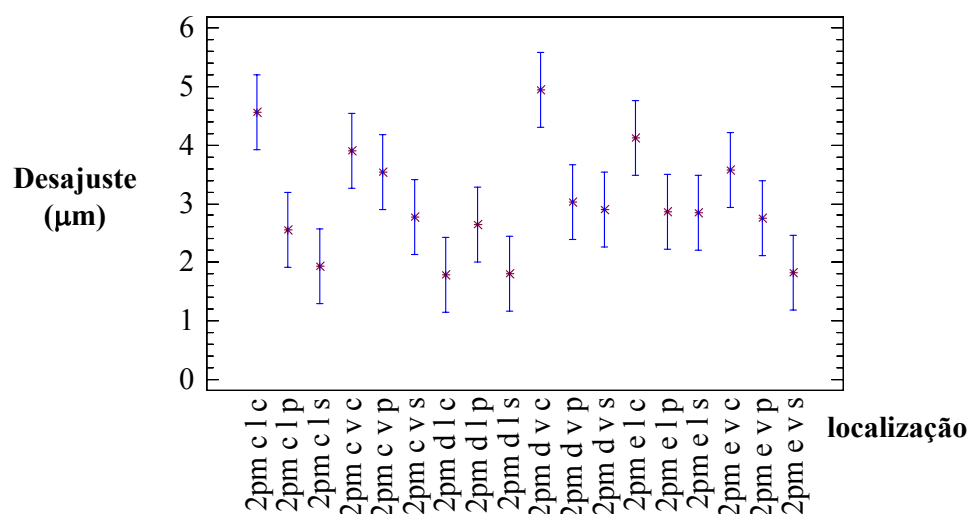


Figura 28 - Análise do segundo pré-molar nos três momentos

A análise estatística do histórico de desadaptação do segundo pré-molar durante os três momentos revelou que em nenhum dos pontos avaliados existe uma diferença significativa estatisticamente nos valores aferidos nos **Momentos 1 e 2**. Valores estatisticamente significantes em termos de desadaptação foram encontrados apenas após o **Momento 3** e para os pontos direito e central de uma das faces do implante; foram eles o ponto central da face lingual e o direito da face vestibular. No ponto esquerdo e central do segundo pré-molar, os valores encontrados após o **Momento 3** do manufaturamento protético, apresentaram-se indiferentes estatisticamente nas faces vestibular e lingual.

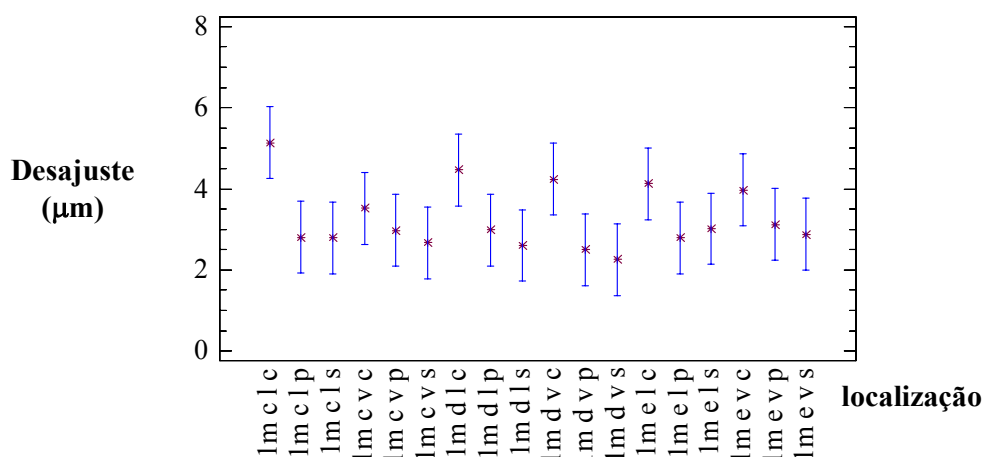


Figura 29 - Análise do primeiro molar nos três momentos.

A análise estatística de desadaptação do molar durante os três momentos do manufaturamento protético revelou primeiramente que em nenhum dos pontos avaliados existiu uma diferença significativa estatisticamente nos valores aferidos nos **Momentos 1 e 2**. Valores estatisticamente significantes em termos de desadaptação foram encontrados apenas após o **Momento 3** e para o ponto central do implante; foram eles os pontos central e direito da face lingual e o ponto esquerdo da face vestibular. No ponto esquerdo e central do molar, os valores encontrados após o **Momento 3**, apresentaram-se indiferentes estatisticamente nas faces vestibular e lingual.

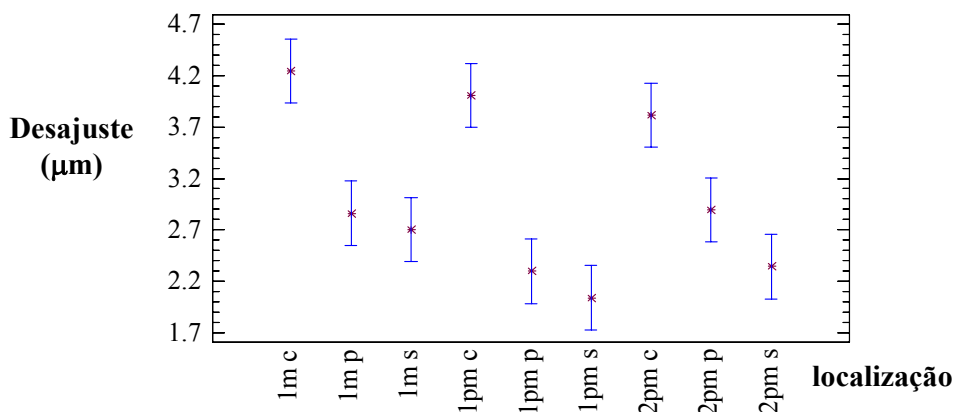


Figura 30 - Intervalos estatísticos para todas as distâncias obtidas em torno de cada implante, nos três momentos.

Adicionando-se todas as distâncias obtidas em torno de cada implante, nos três momentos, notou-se a ocorrência de um aumento significativo na distância aferida para todos os implantes após o **Momento 3** e que não existiram diferenças significantes quando as distâncias dos **Momentos 1 e 2** foram comparadas. Entretanto, existiu apenas uma indicação de que a distância implante/pilar diminuiu após a soldagem dos componentes. A análise estatística confirmou que esses valores aumentados para o **Momento 3** não são diferentes entre si estatisticamente, mostrando que a abertura da distância implante/pilar ocorreu em termos gerais uniformemente independente do pilar avaliado.

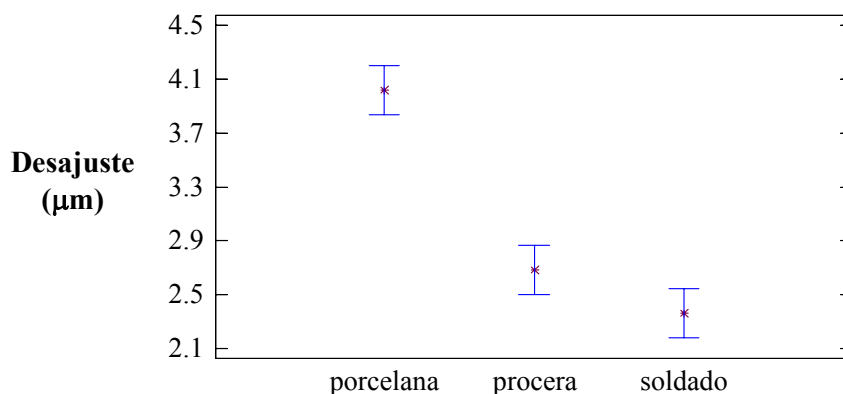


Figura 31 - Gráfico representando os três tempos, quando adicionadas todas as distâncias obtidas para os três implantes.

Adicionando-se todas as distâncias obtidas para cada momento e todos os implantes nos três momentos, observou-se um aumento significativo na distância aferida para todos os implantes após o **Momento 3**, e que não existiram diferenças significantes quando as distâncias dos **Momentos 1 e 2** foram comparadas. Verificou-se também, uma diminuição das distâncias médias entre os **Momentos 1 e 2** para todos os implantes, porém essa diferença não se mostrou estatisticamente significativa. Entretanto, existiu apenas uma indicação de que a distância implante/pilar diminuiu após a soldagem dos componentes.

Esta diferença pode estar relacionada à pré-carga de 20N/cm aplicada à estrutura metálica soldada, possivelmente, gerando uma pequena deformação nos hexágonos da plataforma do implante ou do pilar.

Nos resultados obtidos, as médias dos valores para o **Momento 1** ( $2,685\mu\text{m} \pm 1,101$ ), **Momento 2** ( $2,363\mu\text{m} \pm 1,125$ ) e **Momento 3** ( $4,018\mu\text{m} \pm 2,568$ ), ficaram abaixo do que JEMT e LIE (1995) observaram em cilindros de ouro ( $42\mu\text{m} \pm 15$  para a maxila e  $74\mu\text{m} \pm 38$  para a mandíbula). Jemt et al. (1996) observaram desajustes tridimensionais dentro de uma faixa de variação de  $40\mu\text{m}$  a  $80\mu\text{m}$ , utilizando quatro diferentes métodos de mensuração. Romero et al. (2000), utilizando três diferentes técnicas de soldagem, obtiveram os seguintes resultados:  $15\mu\text{m}$  (monobloco-controle),  $72\mu\text{m}$  (brasagem) e  $7,5\mu\text{m}$  (descarga elétrica), todas avaliações realizadas em estruturas implanto-suportadas. Segundo Al-Turki et al. (2002) a desadaptação das próteses sobre implantes maiores do que  $100\mu\text{m}$  resultam em uma significativa instabilidade dos parafusos protéticos devendo ser consideradas inaceitáveis.

É interessante comparar, também, estes valores com os relatados na literatura, como clinicamente aceitáveis em próteses parciais fixas dento-suportadas, a saber: Mclean e Von Fraunhofer (1971), relatam valores que variam de  $10\mu\text{m}$  a  $500\mu\text{m}$  com média de  $50\mu\text{m}$  a  $100\mu\text{m}$ . Karlsson (1993), encontrou valores médios  $60\mu\text{m}$  *in vitro* e  $70\mu\text{m}$  *in vivo*, com variações de  $3\mu\text{m}$  a  $205\mu\text{m}$  e Leong et al. (1994), consideraram como limite clínico aceitável um desajuste de  $120\mu\text{m}$ .

Em função da literatura consultada, metodologia empregada e resultados obtidos, pode-se considerar este trabalho experimental clinicamente relevante, pois os momentos avaliados são parte integrante do dia-a-dia do cirurgião-dentista que se dedica à reabilitação bucal com implantes osseointegrados.

Acredita-se que este trabalho alcançou as proposições definidas, porém sugere-se a realização de novas pesquisas neste campo de investigação. Recomenda-se pesquisas *in vitro* e *in vivo*, com trabalhos clínicos longitudinais. Podem-se citar dois exemplos: 1- avaliar o grau de inclinação permitido entre os implantes para a realizar esta técnica, 2- verificar a relação do desajuste marginal das próteses com a estabilidade da interface osso/implante.

## 7 CONCLUSÃO

Baseados na literatura consultada, metodologia aplicada e nos resultados obtidos, parece lícito concluir que:

1. em relação ao **Momento 1** (pilares Procera individuais), o **Momento 2** (soldados a laser) não apresentou diferenças estatisticamente significantes, embora os valores numéricos de desadaptação fossem menores;
2. em relação aos **Momentos 1 e 2**, o **Momento 3** (com cobertura cerâmica) apresentou os maiores valores numéricos de desadaptação, sendo esta diferença estatisticamente significativa;
3. a utilização de pilares de titânio usinados e unidos por soldagem a laser é uma alternativa clínica viável para confecção de próteses parciais fixas com cobertura cerâmica.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS<sup>2</sup>

ADELL, R. et al. A 15-years study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, Denmark, v.10, n.6, p.387-416, Dec. 1981.

AL-TURKI, L.E.E. et al. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.15, n.1, p.38-42, Jan./Feb. 2002.

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

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

BERGENDAL, B.; PALMQVIST, S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.10, n.2, p.199-206, Apr. 1995.

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.

BRANDI, S.D. Solidificação da poça de fusão. In: WAINER, E.; BRANDI, S.D.; MELLO, F.D. HOMEM de (Coord.). **Soldagem: processos e metalurgia**. São Paulo: Edgar Blucher, 1992. cap.8b, p.371-386.

BRÅNEMARK, P.I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. (Ed.). **Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, 1985.

---

<sup>2</sup> Baseado na NBR 6023: ABNT 2002.



CALESINI, G. et al. One-piece castings in fixed prosthodontics: a study of marginal adaptation using computerized SEM images. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.13, n.4, p.275-281, July/Dec. 2000.

CARR, A. B.; GERARD, D. A; LARSEN, P. E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.76, n.5, p.500-509, Nov. 1996.

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

CIBIRKA, R.M. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n.3, p.268-275, Mar. 2001.

DÉRAND, T. Porcelain bond to laser-welded titanium surfaces. **Dent. Mater.**, New York, v.11, n.2, p.93-95, Mar.1995.

DINATO, J.C. **Determinação da resistência flexural de ligas odontológicas, utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, soldadas por brasagem e a laser.** 1999. 104f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, São José dos Campos, 1999.

DINATO, J.C. et al. Determinação da resistência flexural de ligas odontológicas soldadas à laser e convencionalmente. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 1997, Águas de São Pedro. **Resumos...** São Paulo: SBPqO, 1997. p.42.

\_\_\_\_\_. Chemical, microestrutural and hardness analysis of laser welded for implant prostheses alloys. In: ANNUAL MEETING BIOTECHNOLOGY REVOLUTION IN IMPLANT RECONSTRUCTION, 14, 1999, Palm Springs. **Annals...** [Palm Spings]: Academy of Osseointegration, 1999. p.89.

DINATO, J.C.; WULFF, L.C.Z.; BIANCHINI, M.A. Adaptação passiva: ficção ou realidade? In: DINATO, J.C.; POLIDO, W.D. **Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese.** São Paulo: Artes Médicas, 2001. cap.15, p.283-313.

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

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.; LIE, A. Accuracy of implant supported prosthesis in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.6, n.3, p.172-180, Sept. 1995.

JEMT, T. et al. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: A 2-year prospective multicenter study. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.11, n.6, p.551-557, Nov./Dec.1998.

\_\_\_\_\_. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.75, n.3, p.314-325, Mar. 1996.

\_\_\_\_\_. A Comparison of laser-welded titanium and conventional cast frameworks supported by implants in the partially edentulous jaw: a 3-year prospective multicenter study. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.13, n.4, p.282-288, July/Aug. 2000.

JIMENÉZ-LOPÉZ, V. **Implany supported prostheses: occlusion, clinical cases, and laboratory procedures.** Carol Stream: Quintessence, 1995.

KARLSSON, S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.51, n.3, p.129-134, June 1993.

KUCEY, B.K.; FRASER, D.C. The Procera abutment – the fifth generation abutment for dental implants. **J. Can. Dent. Assoc.**, Ottawa, v.66, n.8, p.445-449, Sept. 2000.

LANG, L.A.; MAY, K.B.; WANG, R. F. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment –implant complex. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.4, p.411-417, Apr. 1999.

\_\_\_\_\_. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.87, n.1, p.74-79, Jan. 2002.

LEE, W.V. et al. Fatigue life of a Nd: YAG laser-welded metal ceramic alloy. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.10, n.5, p.434-439, Sept./Oct.1997.

LEONG, D. et al. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.7, n.5, p.440-447, Sept./Oct. 1994.

MCLEAN, J.W.; VON FRAUNHOFER, J.A. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **Br. Dent. J.**, London, v.131, n.3, p.107-111, Aug. 1971.

NILSON, H. et al. Titanium copings veneered with Procera ceramics: a longitudinal clinical study. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.7, n.2, p.115-119, Mar./Apr. 1994.

ÖRTORP, A.; LINDEN, B.; JEMT, T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.12, n.1, p.65-72, Jan./Feb. 1999.

- RANGERT, B.; JEMT, T.; JORNEUS, L. Forces and moments Branemark Implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.4, n.3, p.241-247, Fall 1989.
- RIEDY, S.J.; LANG, B.R.; LANG, B.E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.78, n.6, p.596-604, Dec. 1997.
- ROMERO, G.G. et al. Accuracy of three correct techniques for implant bar fabrication. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.84, n.6, p. 602-607, Dec. 2000.
- RUBENSTEIN, J.E. Stereo laser-welded titanium implant frameworks: clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.74, n.3, p.284-293, Sept. 1995.
- RUSSEL, M.M. et al. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. **Quintessence Int.**, New Malden, v.26, n.11, p.757-763, Nov. 1995.
- SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.46, n.6, p.843-848, June 1983
- VALDERRAMA, S. et al. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.8, n.1, p.29-37, Jan./Feb. 1995.
- WALTER, M.; BÖNING, K.; REPPPEL, P.D. Clinical performance of machined titanium restorations. **J. Dent.**, Kidlington, v.22, n.6, p.346-348, Dec. 1994.
- WANG, R.R.; CHANG, C.T. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.79, n.3, p.335-342, Mar. 1998.
- WANG, R.R.; WELSCH, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.74, n.5, p.521-530, Nov. 1995.
- WASKEWICZ, G.A; OSTOWSKI, J.S; PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.9, p.405-411, 1994.
- YAMAGISHI, T.; ITO, M.; FUJIMURA, Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.70, n.3, p.264-273, Sept. 1993.

## FICHA CATALOGRÁFICA

D583a Dinato, José Cícero

Análise da adaptação de prótese sobre implantes através do MEV em três momentos: após confecção individual dos retentores pelo sistema Procera, soldados a laser e com a cerâmica aplicada: estudo in vitro / José Cícero Dinato; orientador Antônio Carlos Cardoso. - Florianópolis, 2002.

91f.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós - Graduação em Odontologia, 2002.

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários. 2. Soldagem em odontologia. 3. Próteses e implantes. I. Cardoso, Antônio Carlos. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314-089.843

Catálogo na fonte por: Vera Ingrid Hobold Sovernigo CRB-14/009