

SAMIRA ALBUQUERQUE DE SOUSA

Cirurgiã - Dentista

**ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO
DE INFRA-ESTRUTURAS EM TITÂNIO E LIGA DE
PALÁDIO-PRATA, FUNDIDAS EM MONOBLOCO
E SUBMETIDAS A SOLDAGEM À LASER**

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

PIRACICABA-SP

2001

SAMIRA ALBUQUERQUE DE SOUSA

Cirurgiã - Dentista

**ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO
DE INFRA-ESTRUTURAS EM TITÂNIO E LIGA DE
PALÁDIO-PRATA, FUNDIDAS EM MONOBLOCO
E SUBMETIDAS A SOLDAGEM À LASER**

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

Orientador : Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

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

CPG, _____

Assinatura do Orientador

PIRACICABA-SP

2001

CHAMADA:
T/ UNICAMP
So 85a

Ex.
OMBO BC/ 45150
ROC. 16-392-10-1

C ☐ D ☒

REC. R\$ 11,00
DATA 06/07/02
V. CPD

CM00157619-2

Ficha Catalográfica

So85a

Sousa, Samira Albuquerque de.

Análise do assentamento passivo de infra-estruturas em titânio e liga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas a soldagem à laser. / Samira Albuquerque de Sousa. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.
xxii, 113p. : il.

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

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

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

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



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 09 de Março de 2001, considerou a candidata SAMIRA ALBUQUERQUE DE SOUSA aprovada.

1. Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Mauro Nobilo", written over a horizontal line.

2. Prof. Dr. MAXIMILIANO PIERO NEISSER

A large, stylized handwritten signature in black ink, appearing to be "Maximiliano Neisser", written over a horizontal line.

3. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Guilherme Pessanha Henriques", written over a horizontal line.

A single, long, diagonal handwritten stroke in black ink, possibly a checkmark or a signature, located in the lower right area of the page.

DEDICATÓRIA

Ao meu pai (in memorian), **Vanderly**, minha eterna gratidão por ter me mostrado o caminho correto na busca dos meus sonhos, com humildade, sabedoria e honestidade. Papai, sempre senti tua presença e a tua saudade sempre o traz de volta, porque não morre quem nos outros vive.

A minha Mãe, **Teresinha**, pelo estímulo a uma vida digna, por sua força e amor incondicional. A você mamãe, objetivo maior de minhas conquistas, toda força e confiança que recebi durante esses anos de busca.

À minha irmã gêmea, **Sâmia**, pela felicidade que traz à minha vida, pela compreensão da distância, pela amizade e incentivo em muitos momentos que fraquejei.

Aos meus irmãos, **Venâncio, Sarah, Marília, Marilda, Ernani, Alberto, Betth, Sâmia e Mauro** por sermos uma família maravilhosa.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus**, por estar sempre presente, pelas oportunidades que tem surgido em minha vida, por me conceder saúde e coragem em busca dos meus sonhos.

Ao **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo** pela dedicação, incentivo, paciência e sabedoria na orientação deste trabalho. Pelo grande exemplo de cordialidade e respeito sempre demonstrado.

A minha irmã, **Betth** pelo amor, confiança e oportunidade ímpar que me proporcionou, na vida profissional, sem a qual tudo seria mais difícil. Você, meu grande orgulho e meu melhor exemplo.

AGRADECIMENTOS

A ***Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp***, por toda infra-estrutura e oportunidades.

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

A ***Conexão Sistema de Prótese LTDA*** pelo valiosa contribuição e confiança provida nesse projeto.

A ***Universidade Federal do Maranhão - UFMA*** pela formação profissional que adquiri durante o curso de graduação, mesmo diante de tantas dificuldades.

Ao ***Laboratório de Prótese Vaiazzi*** (Central de Titânio) em nome de Antonio Vaiano Junior e Rômulo Gavazzi Neto pela valiosa contribuição no trabalhos com solda à laser.

Ao ***Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques*** pelo estimado apoio na fundição de titânio.

A **Profª. Drª. Altair A. Del Bel Cury**, Coordenadora dos Cursos de Pós-Graduação da FOP-Unicamp, pelo apoio dispensado no dia a dia e pela competência na condução do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

A **Profª. Drª. Célia Marisa Rizzatti Barbosa**, pelo uso do microscópio mensurador.

Aos meus colegas do Mestrado **Tatiana, Andrea, Alexandre, Sidney, Rafael, Viviane, Bruno, Liliana, Adérico, Juliana, Marco Antonio, Mauricio, Juvenil e Ricardo**, pelos momentos de convívio, experiências e aprendizado.

Aos meus colegas da Especialização **Mônica, Isabel, Sidney, Alexandre, Débora, Paulo, Moshia e Alaís** pelos quais tenho grande carinho e guardo lembranças de momentos maravilhosos.

Aos meus sobrinhos, **Vanderly Neto, Olga, Vitória, Ricardo, Maria Carolina, Sarah Carolina, João Antonio, Lucas e Maria Theresa** por me proporcionarem tantos momentos felizes.

A amiga **Liliane** pelos momentos que passamos juntas, pela amizade e companheirismo em tantos momentos que precisei.

Ao **Adriano** por suas idéias que me valeram tanto.

A amiga **Tatiana Bernardon** pelo exemplo de humildade e por todos os momentos que lutamos juntas.

Aos amigos **Sandra Meirinho, Sílvia Anselmo e Frederico Peixoto** que sempre estiveram presentes de uma forma especial.

A minha amiga, **Ana Emília** pelo incentivo para que eu fizesse o mestrado, pela sua amizade valiosa e sincera.

A minha amiga, **Andrea Alac** pelo companheirismo e força que recebi, quando cheguei à Piracicaba, um dos momentos que mais precisei. Que seja sincera e eterna nossa amizade.

Aos funcionários do laboratório de prótese, em especial **Cecília, Dona Jôse e Cida**, pela amizade e compreensão.

À **Cida**, minha auxiliar do posto de saúde de Piracicaba, pela sua valiosa amizade e força para que eu pudesse me dividir em duas, entre seminários e trabalhos no posto de saúde.

Ao **Eduardo**, técnico do laboratório de prótese, pela sua compreensão e trabalho nas fundições das infra-estruturas em paládio-prata.

À todos os pacientes, que contribuíram para meu desenvolvimento clínico.

*“As coisas que me importam
são as feitas de verdade e alegria”*

Richard Bach

SUMÁRIO

<i>Capítulo</i>	<i>Página</i>
RESUMO	1
ABSTRACT	3
1.INTRODUÇÃO	5
2.REVISÃO DA LITERATURA	11
2.1. Assentamento passivo em próteses sobre implantes	11
2.2 Titânio e liga de paládio-prata	26
2.3 Soldagem à laser	30
3.PROPOSIÇÃO	41
4.METODOLOGIA	43
4.1.Materiais	43
4.2.Método	44
5. RESULTADOS	67
6. DISCUSSÃO	77
7. CONCLUSÃO	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89
ANEXOS	99
APÊNDICE	103

RESUMO

Este estudo se propôs avaliar o assentamento passivo de infra-estruturas fundidas em titânio e liga de paládio-prata, confeccionadas pela técnica monobloco e soldagem à laser. A partir de uma matriz metálica com cinco implantes (3,75 X 13mm), obteve-se um modelo mestre onde foram incorporadas réplicas de implantes em aço inoxidável, e então foram realizados os procedimentos de enceramento, inclusão e acabamento das estruturas metálicas. Foram encerasdas 20 amostras, padronizadas em forma e tamanho, sendo 10 fundidas em titânio comercialmente puro (Rematitan-Dentaurum, Pforzheim- Germany) e 10 em liga de paládio-prata (Pors-on 4-Degussa). As amostras foram divididas em 04 grupos, sendo: Grupo I: 05 estruturas fundidas em peça única em liga de paládio-prata; Grupo II: 05 estruturas fundidas em liga de paládio-prata, previamente seccionadas e submetidas à soldagem a laser; Grupo III: 05 estruturas fundidas em peça única de titânio e Grupo IV: 05 estruturas fundidas em titânio, previamente seccionadas e submetidas à soldagem a laser. As análises e mensurações das interfaces foram efetuadas tanto nas peças em monobloco quanto nas soldadas a laser, utilizando microscópio mensurador (STM Digital - OLYMPUS - Japan). Sendo as mesmas efetuadas na região

vestibular (V) e lingual (L) da interface implante/prótese dos três implantes previamente denominados com letras A, C e E. Os dados foram submetidos a análise de variância e ao teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados indicaram que: as estruturas fundidas em monobloco nos cilindros centrais apresentaram maior interface (desajuste médio de 151,392 μm) que as soldadas a laser (34,739 μm). Também foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os materiais utilizados, sendo que a liga de paládio-prata (66,301 μm) apresentou melhores resultados que o titânio (119,831 μm). Nos cilindros distais, os resultados mostraram não haver diferenças estatisticamente significantes entre as estruturas fundidas em titânio e paládio-prata, na técnica monobloco. No entanto, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os dois materiais, após a soldagem a laser, sendo que o titânio (31,37 μm) apresentou melhores resultados que a liga de paládio-prata (106,59 μm). Houve também diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas monobloco e soldagem a laser para ambos os materiais, sendo os melhores resultados para a técnica de soldagem à laser.

ABSTRACT

The aim of the this study was to evaluate passive fit in titanium and palladium-silver, made by the one-piece casting technique and laser welding. By means of a metallic matrix containing five implants (3.75 X 13mm), a master model was obtained and implant replies were incorporated into it, then, wax up, inclusion and polishing was performed in the metallic structures. Twenty standardized samples, in shape and size, were waxed up; ten samples were cast in commercially pure titanium (Rematitan-Dentaurum, Pforzheim–Germany), the other ten specimens were cast in palladium-silver alloy (Pors-on 4-Degussa). The samples were separated in four groups: Group I: five single structures cast in palladium-silver alloy; Group II: five structures, that were previously sectioned and underwent to laser welding, were cast in palladium-silver alloy; Group III: five single structures that were cast in titanium; and Group IV: five structures, that were previously sectioned and underwent to laser welding, were cast in titanium. The interfaces evaluations and measurements were performed both in one-piece castings and the laser welded structures, using a microscope. Data were submitted to ANOVA and Tukey's test ($p < 0.05$). According to the results, one-piece casting structures showed higher interface (mean

desajustment of 151.392 μ m) in comparison to the structures welded in laser (34.739 μ m). Concerning the materials, it was also found statistically significant difference, palladium-silver alloy (66.301 μ m) showed better results than titanium (119.831 μ m). In relation to the distal cylinders, the structures cast in titanium and palladium-silver alloy didn't present statistically significant differences, for the one-piece casting technique. However, statistically significant differences between this materials were found after laser welding. Titanium presented better results (31.37 μ m) compared to palladium-silver alloy (106.59 μ m). With respect to the one-piece casting and laser welding techniques, there were also statistically significant differences between this two materials.

1. INTRODUÇÃO

Muitos progressos ocorreram na Odontologia, principalmente na área reabilitadora. Nesse aspecto, os implantes osseointegrados assumiram um papel significativo, graças principalmente aos trabalhos pioneiros de Brånemark e seus colaboradores durante as décadas de 50 e 60, constituindo uma alternativa segura para a reabilitação oral de pacientes parcial ou totalmente edêntulos.

O sucesso na reabilitação oral reside, em parte, no registro preciso das estruturas que constituem a base de suporte das próteses. Assim, são considerados fatores críticos o material de moldagem e transferência dos componentes protéticos para a obtenção do modelo de trabalho, onde a fase da moldagem tem o objetivo de reproduzir precisamente e estabelecer a transferência de maneira correta (HUMPHRIES et al., 1990).

A estrutura metálica de uma prótese fixa sobre implantes, na maioria das vezes é feita de liga de ouro tipo III ou de prata-paládio, esta estrutura metálica deve ser resistente à corrosão, ter precisão e assentamento passivo aos *abutments* dos implantes, rigidez e capacidade

para suportar as cargas mastigatórias e de oclusão (SJÖGREN et al., 1988). Entre os materiais utilizados atualmente, destacam-se a liga metálica de paládio-prata e o titânio.

O titânio tornou-se o elemento de escolha na fabricação de implantes odontológicos, substitutos de dentes ausentes e aceitável como material restaurador protético, haja vista sua alta resistência mecânica, resistência à corrosão, biocompatibilidade e baixo custo. A biocompatibilidade deve-se a uma camada passivadora à base de óxido de titânio, praticamente inerte ao ataque eletroquímico e bem aderida ao metal de origem (LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993; CRAIG et al., 1997).

As ligas de paládio-prata têm sido utilizadas desde sua introdução em 1973. Estas ligas apresentam o paládio como seu principal constituinte, sendo sua composição de 50% a 60% de paládio e 28% a 40% de prata (GOODACRE, 1989). Apresentam resistência à corrosão em função de sua alta concentração de paládio e baixa concentração de prata (LUCAS & LEMONS, 1992).

As fundições das infra-estruturas das próteses fixas implanto-suportadas, convencionalmente realizadas pela técnica da cera perdida, de peça única, e que cruzam o arco são imprecisas e dificultam a obtenção de um assentamento passivo (JEMT & LINDERN, 1992).

Introdução

Através da análise fotoelástica da distribuição de forças transmitidas pela prótese fixa aos implantes, foi observado que infra-estruturas com adaptação não passiva geram maior concentração de estresses ao redor dos implantes. No entanto, o seccionamento e soldagem das mesmas permitiram a obtenção de uma relação passiva, sem que forças adversas fossem transmitidas aos implantes (WASKEWICKZ et al., 1994).

Assim, a consequência da falta de uma boa adaptação é a micromovimentação dos componentes protéticos podendo gerar o rompimento da interface cimento-implante, ou nas próteses parafusadas, a perda dos parafusos (HUSSAINI & WONG, 1997).

A necessidade da adaptação passiva das próteses implanto-suportadas têm sido reportada por vários autores (JOHANSSON & PALMQVIST, 1990; APARICIO, 1994; KALLUS & BESSING, 1994; RIEDY et al., 1997). No entanto, uma definição mais objetiva do que é denominado como sendo adaptação passiva, ainda não se apresenta tão clara, assim como os meios para obtê-la. WHITE em 1993, caracterizou uma adaptação passiva pela ausência de básculas ou interfaces verticais e horizontais, sem os parafusos apertados ou quando um único parafuso está apertado, ressaltando a diferença de uma prótese com adaptação passiva de uma

prótese adaptada, pois o aperto dos parafusos elimina as interfaces, dando aparência de adaptação satisfatória. Já CARLSSON em 1994, definiu uma prótese com adaptação passiva, aquela que pode ser parafusada sem que tensões sejam geradas.

Um dos problemas para se obter a adaptação passiva são as variáveis clínicas e laboratoriais inerentes ao próprio tratamento. Uma forma de minimizar as distorções de fundição e obter selamento satisfatório entre a prótese e os implantes, seria confeccionar estruturas segmentadas e soldadas (RIEDY, 1997; CASTILHO & BONACHELA, 2000). Entre as técnicas de confecção de infra-estruturas para implantes usadas na maioria das situações clínicas, estão a convencional técnica de fundição da cera perdida desenvolvidas para as ligas de ouro desde o século XVIII, e a técnica que envolve a soldagem à laser de blocos pré-fabricados de titânio grau 2. O uso de energia laser para a fusão de ligas odontológicas, foi inicialmente descrita por GORDON & SMITH, em 1970. Entretanto, TAMBASCO et al., em 1996 avaliaram algumas características da solda à laser para as ligas odontológicas, e concluíram que o sucesso da soldagem à laser depende da profundidade de penetração da solda, portanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente.

Introdução

A precisão da adaptação entre ambas as técnicas têm sido reportada por vários autores (JEMT & LINDÉN, 1992 BERGENDAL & PALMQVIST, 1995; ÖRTORP et al., 1999). No entanto, JEMT & LINDER (1992) encontraram que infra-estruturas de titânio usinadas e soldadas à laser apresentaram melhor assentamento sobre os *abutments* que as fundidas pela técnica convencional. Sob o ponto de vista das próteses fixas sobre implantes osseointegrados, ainda existem poucos trabalhos envolvendo a efetividade da soldagem à laser na precisão de adaptação entre os componentes protéticos.

Reconhecendo a necessidade de uma adicional documentação científica sobre a precisão do assentamento passivo das próteses implanto-suportadas, nos propomos a desenvolver um projeto que avaliasse a precisão de adaptação das interfaces das infra-estruturas protéticas e implantes.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - Assentamento passivo em prótese sobre implantes

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

Em 1985, SCHIFFLEGER et al., compararam próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos fundidas em monobloco em liga de ouro para metalocerâmica. Foi utilizado um molde de alumínio composto por 3 peças que acomodavam 5 preparos em aço puro para coroa total de canino a segundo molar. Para cada tipo de prótese, foram feitas 6 fundições, somando 18 fundições. Foi utilizado um microscópio com calibração em micrometro para o registro das medidas de discrepância vertical marginal. Os autores registraram também as diferenças nas distâncias dos ângulos axio-gengivais entre a matriz e as fundições. As fundições foram então seccionadas, sendo as medidas realizadas antes e após o seccionamento das peças. Os autores obtiveram as seguintes conclusões: 1) Houve melhora no assentamento das fundições em aproximadamente 50% após o seccionamento; 2) A distorção foi tridimensional, sendo sua maior discrepância na superfície mesiogengival do retentor anterior e distolingual do retentor posterior; 3) A menor distorção ocorreu nas próteses de 3 elementos e a maior nas de 5 elementos; 4) O diâmetro vestibulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior que os preparos do modelo mestre na maioria dos casos; 5) O diâmetro mesio-distal das fundições no ângulo gengivo-axial foi

menor que nos preparos do modelo mestre, sendo somente significativa nas próteses de 3 elementos.

ZARB & SCHMITT, em 1990, relataram problemas e complicações encontradas em 46 pacientes com próteses sobre implantes, por um período de 4 a 9 anos. Segundo os autores, as falhas são em sua maioria iatrogênicas e podem ocorrer em todas as fases do tratamento, mas ressaltam que algumas são inerentes ao próprio método de tratamento. Entre as principais complicações encontradas destacam-se falha na osseointegração em 21 implantes; fratura de 53 parafusos de ouro; fratura de 13 infra-estruturas de paládio-prata e 12 pacientes com desconforto muscular ou desordem da articulação têmporo-mandibular.

No mesmo ano, JOHANSSON & PALMQVIST utilizando o sistema Nobelpharma, avaliaram complicações ocorridas em 49 próteses fixas implanto-suportadas em um período de 9 anos. Segundo os autores, apenas um parafuso de ouro fraturou e isto ocorreu em um paciente com hábito para-funcional, que apresentou também a perda de 2 implantes e fratura da infra-estrutura. Os autores acreditam que a ausência de fratura dos parafusos de ouro possam estar relacionada com uma boa adaptação das próteses.

Em 1991, JEMT em um acompanhamento de 1 ano de 380 próteses totais fixas sobre implantes, obteve taxa de sucesso de 99,5% para as próteses e 98,1% para os implantes. Embora o número de complicações tenham sido baixos, estas foram mais freqüentes na maxila. Entre as complicações encontradas destacaram-se: problemas de dicção (31,2%) sendo mais freqüente na maxila, mordida do lábio e bochecha (6,6%) sendo mais freqüente na mandíbula, irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístulas, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica (0,8%), sem ter havido fratura de nenhum dos componentes. Segundo o autor, 271 próteses (69,3%) apresentaram estabilidade no parafuso de ouro ao primeiro exame (após 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados neste primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas 7 próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A diferença entre a distribuição de parafusos instáveis na maxila e mandíbula era estatisticamente significativa, sendo maior na maxila. Quando os parafusos são continuamente estáveis e as próteses são rígidas e assentam passivamente, o risco de fratura dos componentes é baixo e sua ocorrência é maior no primeiro ano de função e foi sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese.

Considerando-se uma prótese fixa suportada por 5 implantes, numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Em seguida verifica-se a adaptação dos demais componentes. Repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso 5). Após verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, depois o mais intermediário e por fim os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de $\frac{1}{2}$ volta (180°) é permitido para o aperto final da prótese. Outra maneira utilizada para avaliar a adaptação foi feita pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro, quando mais de $\frac{1}{2}$ volta era necessário para o aperto completo do parafuso, a estrutura era considerada pobre em ajuste, sendo seccionada e soldada.

Em 1994, WASKEWICKZ et al., através de análise fotoelástica avaliaram os padrões de tensões gerados ao redor de implantes em infraestrutura adaptada e não adaptada. Para este estudo foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula, contendo 5 implantes Nobelpharma (3,75mm X 10mm) e com intermediários convencionais de 4mm de diâmetro. A este conjunto, foram posicionados cilindros de ouro que, após um torque de 10Ncm foram unidos entre si com resina

autopolimerizável para a confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada ausência de contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro, sendo a infra-estrutura sem adaptação passiva analisada fotoelásticamente pelo aperto dos parafusos com torque de 10Ncm por 3 métodos. Após um registro inicial, a infra-estrutura foi então seccionada e soldada. O aperto dos parafusos na infra-estrutura sem adaptação passiva mostrou maior concentração de estresses ao redor dos implantes, sendo indiferente nos 3 métodos de aperto testados. Todos os implantes apresentaram a presença de franjas no modelo fotoelástico, porém os implantes mais distais (1 e 5) mostraram maior concentração de estresses no terço médio de cada implante e menor na região apical e cervical. Não foi observado na infra-estrutura soldada presença de estresses. Segundo os autores, pela dificuldade em se avaliar clinicamente uma prótese com adaptação passiva é recomendável o seccionamento e soldagem das infra-estruturas com o intuito de obter-se adaptação o mais passiva possível.

No mesmo ano, KALLUS & BESSING, investigaram a possível ocorrência de parafusos de ouro e do intermediário soltos em próteses implanto-suportadas após 5 anos de uso. Para este estudo foi utilizado componentes do sistema Branemark e as próteses foram confeccionadas

com ouro tipo III e dentes de resina, sendo os parafusos de ouro apertados manualmente com força máxima, seguindo uma seqüência estabelecida. Os autores concluíram que o afrouxamento dos parafusos podem estar relacionados com o desajuste da armação, no entanto os resultados não são conclusivos, já que próteses com ajuste favorável podem apresentar parafusos soltos e próteses com desajustes podem ter parafusos apertados. Segundo os autores o apertamento inadequado do parafuso retentivo-protético pode ser a causa da perda do parafuso enquanto a prótese está em função.

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

O mesmo autor em 1995, ressalta a importância da utilização de um método temporário que possibilite avaliar a saúde peri-implantar, oclusão, higiene, estética e fonética, como também um método que facilite o carregamento progressivo dos implantes durante o período de maturação

óssea. Segundo o autor para manter a osseointegração é essencial que a prótese adapte aos implantes com total passividade, já que a falta de um ligamento periodontal confere ao implante incapacidade para modificar sua posição. No entanto uma prótese mal adaptada promove uma distribuição desigual da carga mastigatória podendo levar a perda desses implantes que se encontram em processo de osseointegração ou estão rodeados por um osso ainda imaturo e incapacitado de suporta sobrecarga.

Em 1995, KANÔ et al., avaliaram a adaptação obtida com o cilindro de ouro Nobelpharma comparada à adaptação de infra-estruturas fundidas a partir do componente calcinável 3i (Implant Innovations), utilizando diferentes ligas. Foram feitas 5 amostras para cada grupo. Segundo os autores os resultados obtidos foram: 117 μ m para o cilindro de ouro Nobelpharma; 132 μ m para a matriz plástica fundida em liga Pors-On 4 (Degussa Hüls); 135 μ m para a matriz plástica; 156 μ m para a matriz plástica fundida em liga de níquel-cromo e 224 μ m para a fundição com a liga Palliag M (Degussa Hüls). Este estudo concluiu que os cilindros de ouro são equivalentes à matriz de plástico e as estruturas fundidas com pors-on4.

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

diferentes, dependendo se são avaliadas no modelo ou cavidade oral e isto requer maiores investigações.

Ainda no mesmo ano, JEMT avaliou a perda óssea marginal em relação a desadaptação de prótese sobre implantes em maxilares edêntulos. Para este estudo foram incluídos 2 grupos de pacientes acompanhados por 1 ano prospectivo e retrospectivamente por 4 anos. A adaptação foi avaliada por meio de uma técnica fotogramétrica tridimensional e radiografias intra-orais para análise da perda óssea marginal. De acordo com os resultados não foi encontrada uma correlação significativa entre a perda óssea observada e os diferentes parâmetros de desadaptação prótica, sendo o grau de perda óssea marginal de 0,5 mm e 0,2 mm para ambos os grupos.

Preocupados com as desadaptações de infra-estruturas sobre implantes, decorrentes dos erros resultantes da transferência de moldagem dos implantes, que freqüentemente levam a procedimentos repetidos de secção e soldagem das infra-estruturas, HUSSAINI & WONG em 1997, descreveram um método para confecção de um modelo de trabalho preciso, utilizando gesso de impressão, e compararam os resultados com os obtidos através da técnica convencional. Após análises microscópicas das

interfaces entre a infra-estrutura e os abutments dos implantes, os resultados mostraram para o modelo proposto, desajustes de 20 μ m a 36 μ m e para o modelo convencional os desajustes variaram de 82 μ m a 139 μ m. Segundo os autores a precisão do modelo de trabalho provê ao clínico a decisão de instruir o laboratório que realize os procedimentos de secção e soldagem utilizando o modelo como guia, diminuindo, dessa forma, tempo clínico e minimizando os inconvenientes ao paciente.

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

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

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

Com o objetivo de melhorar o assentamento passivo das próteses implanto-suportadas, WEE et al., em 1999 realizaram uma revisão de literatura. A maioria dos artigos revisados eram clínicos ou técnicos que advogavam estratégias para melhorar o assentamento passivo em próteses implanto-suportadas. De todas as estratégias sugeridas, apenas alguns métodos têm cientificamente provado a melhora deste assentamento passivo. Embora, a maioria das estratégias testadas ainda resultam em um ligeiro desajuste das infra-estruturas com o intermediário dos implantes, múltiplos fatores impedem que o conceito de assentamento passivo possa ser realizado em implantes protéticos, mesmo com o uso de estratégias avançadas.

Ainda em 1999, KAN et al., realizaram um revisão de literatura com o objetivo de identificar os diferentes métodos clínicos utilizados para avaliar a adaptação de próteses sobre implantes. Os níveis sugeridos de adaptação passiva são “empíricos”. Segundo os autores, apesar das várias técnicas sugeridas para avaliar a interface prótese-implante, nenhuma individualmente oferece um resultado objetivo, e aconselham utilizar a combinação dos vários métodos para minimizar a desadaptação.

Em 2000, CASTILHO & BONACHELA, avaliaram a adaptação da interface intermediário/cilindros plásticos fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser. Foi confeccionado um modelo mestre em resina acrílica incolor, de forma retangular e fixado 3 implantes (Sistema conexão) com 10mm x 3,75mm, sendo um no centro da base de resina e os outros dois eqüidistantes nas extremidades da base. Sobre cada implante foram acomodados parafusos intermediários do tipo Esteticone 22CNB-A, com cinta de 3mm e torque mecânico de 20N. Foram encerados 10 corpos de prova, sendo, 5 incluídos e fundidos em liga de cobalto-cromo (Rexillum® N.B.F. - Jeneric®/ Pentron® Incorporated) e os outros 5 incluídos e fundidos em titânio (rematitan® - Dentauro Pforzheim – Alemanha), sendo então avaliados por meio de inspeção microscópica. Os autores concluíram que: 1 – existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em titânio e cobalto-cromo, sendo a menor interface encontrada nas estruturas fundidas em titânio (21,262µm); 2 – existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em monobloco e após soldagem laser, sendo os melhores resultados encontrados nas estruturas após a soldagem laser (19,943µm); 3 - Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os três cilindros das estruturas, fundidas

em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem laser; 4 – não houve interações entre as três condições estudadas (material, técnica e cilindros).

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

2.2 - Titânio e ligas de paládio-prata

Em 1985, PARR et al., ressaltaram a importância do titânio e suas ligas. Relataram que o sucesso a longo prazo dos implantes, estava relacionado à sua biocompatibilidade, dureza, resistência a corrosão e resistência a fratura. Segundo os autores, o titânio é o nono elemento mais abundante na terra e a maior parte do metal extraído era convertido em pigmento para tinta, sendo que somente 5% a 10% é usado como metal. O titânio puro, recomendados para implantes, tem adicionado em sua composição certas quantidades de carbono, oxigênio, nitrogênio e ferro que vem a melhorar suas propriedades mecânicas. E quando exposto à atmosfera resulta à formação de uma camada óxida, que teoricamente, pode formar vários óxidos, que incluem TiO , TiO_2 e Ti_2O_3 , sendo a mais comum a TiO_2 . Tanto o titânio puro quanto suas ligas são facilmente passivadas pela formação da camada estável de dióxido de titânio que provê a base para a resistência à corrosão deste material. Para os autores a camada óxida de superfície agem para proteger o titânio de sofrer corrosão quando usado no corpo humano e as irregularidades de superfície como arranhaduras ou fresagens podem influenciar a quebra do filme óxido protetor.

GOODACRE, em 1989, realizou uma revisão de literatura sobre as ligas de paládio-prata e ressaltou que desde sua introdução em 1973, seu uso tem crescido significativamente. Para o autor a falta de uma terminologia unificada, dificulta sua leitura. Pois quando os nomes paládio-prata ou prata-paládio são usados, há uma dificuldade em se saber qual liga está sendo utilizada. No entanto, a diferença se encontra na composição, onde a liga de paládio-prata contém em sua composição 50% a 60% de paládio e 30% a 40% de prata, e a liga de prata-paládio com 60% a 70% de prata e 30% de paládio. A literatura mostra que logo após sua introdução, preocupações relativas a fusibilidade e descoloração da porcelana foram relatados. O autor conclui que as propriedades físicas desta liga tem sido julgadas ser comparadas ou superiores a outras ligas nobres.

Em 1992, LUCAS & LEMONS, estudaram sobre a biodegradação dos materiais utilizados em Odontologia, dando ênfase a resistência à corrosão. Dentre algumas das ligas estudadas, estão as ligas à base de paládio, prata-paládio, titânio e o titânio comercialmente puro. Segundo os autores as ligas à base de paládio e prata-paládio possuem várias aplicações dentro da Odontologia, incluindo restaurações metalocerâmicas, coroas, próteses parciais fixas e diversos tipos de *abutments*. Elas foram

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

LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, em 1993, comentou que o Ti tem sido um importante material para a indústria aeroespacial, desde 1950, em função de sua resistência, baixo peso, baixo módulo de elasticidade e excelente resistência à corrosão. Os autores relatam um grande avanço do Ti em relação ao uso odontológico, no entanto, pesquisas adicionais eram necessárias para aperfeiçoar as técnicas de união Ti-cerâmica, resposta biológica e técnica de fundição. Para os autores a característica mais atrativa para o uso odontológico é a excelente

biocompatibilidade. Esta propriedade devia-se a formação de uma camada passivadora à base de óxido de Ti, inerte ao ataque eletroquímico e bem aderida.

WANG & FENTON, em 1996, realizaram uma revisão de literatura sobre as aplicações do Ti em odontologia. Os autores relataram suas propriedades físicas e mecânicas, afirmando que estas poderiam variar com a adição de elementos como oxigênio, nitrogênio e ferro. Apresenta uma resistência que variava entre 240 a 890 Mpa, densidade era de 4,5g/cm³, alta ductibilidade, baixa condutibilidade térmica, módulo de elasticidade comparável as das ligas de Au, resultando em próteses mais confortáveis e funcionais e baixo custo. Tinha resistência à corrosão excelente, e dependente da formação de uma película de óxido de Ti na sua superfície. No entanto, problemas como baixa fusibilidade e porosidades foram relatados na literatura. Os autores concluíram que a substituição das ligas nobres pelas ligas de Ti seria lentamente e seu uso ainda era baixo em função da falta de conhecimento entre os clínicos e ausência de estudos longitudinais “*in vivo*”, porém seu futuro na odontologia parecia promissor.

CRAIG et al., em 1997, salientaram as propriedades do titânio e suas ligas. Enfatizaram que a resistência do titânio à degradação

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

2.3 - Solda à laser

Em 1970, GORDON & SMITH, traçaram uma abordagem sobre o início da soldagem à laser em prótese, bem como algumas de suas vantagens. Segundo os autores a primeira soldagem prática foi realizada em 1968 em uma prótese parcial fixa de 4 elementos. Para o procedimento de soldagem, a prótese foi assentada sobre o modelo mestre e então realizada a solda. Foram necessários tiros de laser sobrepostos para que o metal fluísse de maneira uniforme. Salientaram que a separação das

superfícies de metal não deve ser maior que 0,25mm para que haja uma penetração adequada pela solda a laser. Os resultados mostraram que a fusão da solda a laser penetrou a mais de 1mm em todo o experimento. Os autores recomendam para a soldagem de próteses fixas especificamente 8.5 *joules* de nível de energia e comprimento de pulso de 8m/seg. Relataram sucesso de 100% para as próteses fixas soldada laser e apresentaram algumas vantagens no uso desta técnica de soldagem tais como: 1. pequena indução de distorção quando comparada aquelas resultantes das transferências e soldagem convencional; 2. resistência da soldagem compatível com o metal substrato; 3. tempo de trabalho aproximadamente 4 minutos para uma prótese parcial fixa de 3 elementos. Para os autores a construção de restaurações protéticas adequadas é reflexo de uma moldagem precisa, já que a soldagem é feita no modelo mestre.

Em 1988, SJÖGREN et al., avaliaram a resistência à tração, estresse e alongamento das juntas de titânio soldadas à laser comparadas com barras em liga de ouro tipo III. O laser Nd:YAG foi utilizado para realização destas soldagens. Durante os testes de tensão todos os corpos de titânio fraturaram no centro da união soldada. O grau de deformação na região da fratura foi maior para os corpos não soldados a laser do que para

os soldados a laser. As variáveis usadas na solda laser atribuíram diferentes penetrações. No entanto, em barras de 5mm de diâmetro uma penetração de solda de 0.9mm provavelmente é suficiente na maioria das situações clínicas. Segundo os autores, mais estudos para avaliar a microestrutura da solda é necessário para estabelecer condições favoráveis na soldagem a laser do titânio.

JEMT & LINDÉN, em 1992, avaliaram o desempenho clínico de próteses implanto-suportada confeccionadas a partir de componentes pré-usinados de titânio unidos e soldados à laser. 86 pacientes com próteses sobre implantes foram incluídas e acompanhadas por um período de 1 ano. Os resultados deste grupo foram comparados com os de 287 infra-estruturas confeccionadas pela técnica convencional. Os autores observaram a mesma incidência de falhas para ambas as técnicas. Entretanto, somente 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro ano de função e ambos os casos estavam relacionados com fraturas da resina ou metal causado por um desenho deficiente da infra-estrutura. Segundo os autores, esta técnica dificulta um pouco a colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes, ficando a prótese sobre-estendida buco-lingualmente, desta forma exige o refinamento dos componentes de titânio pré-usinados. Os autores concluíram que infra-

estruturas de titânio usinadas e soldadas à laser tiveram uma melhor adaptação sobre os abutment do que as fundidas pela técnica convencional, porém estudos longitudinais são necessários para a verificação da efetividade desta técnica, principalmente propriedades com relação a resistência a fadiga.

Preocupados com as dificuldades técnicas de obter próteses implanto-suportadas com adaptação passiva e também com o alto custo das ligas nobres, BERGENDAL & PALMQVIST, em 1995, avaliaram o desempenho clínico de 2 anos de próteses implanto-suportadas em infra-estruturas de titânio soldada à laser. Os autores compararam os resultados deste tratamento com o grupo controle. 19 centros de prótese da Suécia fizeram parte deste estudo. Foram avaliadas 100 próteses em 93 pacientes, sendo que as infra-estruturas de titânio foram projetadas e construídas de acordo com o sistema procera. As avaliações foram feitas em 3 meses, 1 ano e 2 anos. O grupo controle consistiu de 91 pacientes reabilitados com 96 infra-estruturas fundidas em ligas nobres. Os resultados deste estudo mostraram que ambas as técnicas tiveram bom desempenho clínico. Porém, um total de 11 implantes foram perdidos em todo o experimento e somente uma infra-estrutura em cada grupo fraturou. O grupo teste apresentou um maior número de fratura na resina e nos dentes artificiais

comparados com o grupo controle. Segundo os autores isto pode estar relacionado à falta de macro-retenções na infra-estrutura de titânio e falta de apoio aos dentes artificiais. O fato de que os técnicos não estavam familiarizados com a fabricação de próteses fixas de titânio pode ter contribuído para estas complicações.

Segundo WANG & WELSCH, em 1995, apesar das propriedades desejáveis do titânio para uso odontológico, existem alguns problemas na prática da soldagem deste metal. É o fato de apresentar alta afinidade pelo oxigênio e rápida reação a altas temperaturas, fazendo do titânio e suas ligas inviáveis para soldagem convencional com chama de gás/oxigênio, podendo ocorrer uma alteração na microestrutura causando profundos efeitos nas propriedades mecânicas do metal. Neste estudo foi testado os métodos: soldagem com gás tungstênio, soldagem à laser e soldagem por radiação infra-vermelha para o titânio e a liga de Ti-6Al-4V. Segundo os autores a soldagem à laser é uma poderosa fonte de energia eletromagnética, monocromática que pode ser concentrada diretamente sobre um pequeno foco, permitindo que uma pequena área seja afetada pelo calor. Através de um estudo piloto foi determinado os parâmetros de soldagem utilizados. No entanto, um baixo nível de energia do sistema de

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

Em 1996, TAMBASCO et al., ressaltam algumas características da soldagem à laser em odontologia, bem como algumas de suas vantagens e desvantagens. Segundo os autores, o sucesso da soldagem à

laser depende da profundidade de penetração da solda. Entretanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente. Quando o metal pode ser controlado a espessura recomendada é em cerca de 3 mm e uma profundidade de solda de 1,5 mm para a maioria das aplicações. Esta profundidade permite uma resistência adequada da junta da solda e minimiza a entrada de calor no metal, promovendo uma menor distorção da peça. Uma profundidade de penetração maior é possível, para obtenção de maior resistência, porém o risco de distorção da peça protética é maior. No entanto, uma penetração insuficiente resulta em junta de solda enfraquecida. Para os autores, esta penetração é controlada pela variação da voltagem associada com o pulso do laser e não pela duração do pulso. Aumentando a duração do pulso, geralmente só se aumenta a quantidade de energia sobre a peça, mas não, a penetração da solda. E isto levaria a uma maior concentração de calor sobre a peça protética, aumentando a possibilidade de distorção da peça, devido a expansão térmica. Outro fator que pode afetar esta penetração seria o ângulo de aplicação do feixe de laser. Os autores, destacam algumas vantagens da solda à laser: 1. apresenta uma fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; 2. possibilita a soldagem no modelo mestre, devido a baixa quantidade de calor aplicado;

3. maior precisão, devido ao melhor contato entre as superfícies a serem soldadas, reduzindo o potencial de distorção; 4. resistência ao escoamento da junta de solda é idêntica ao metal de origem. Apresentam também algumas desvantagens como: 1. equipamentos de alto custo; 2. maiores espaços para posição do equipamento; 3. algumas dificuldades para avaliar a qualidade da solda, pelo menos no início.

WISKOTT et al., em 1997, avaliaram a resistência à tração, resistência à fadiga e análise factográfica de amostras em liga de ouro-paládio, submetidas a soldagem laser e outros métodos de soldagem. Segundo os autores, as implicações clínicas estão relacionadas com a resistência à fadiga, devido a natureza cíclica das tensões aplicadas a estrutura protética em função. As amostras soldadas à laser apresentaram resistência à tensão máxima de 633 Mpa, resultados melhores aos dos outros métodos de soldagem analisados. A resistência à fadiga foi de apenas 174 Mpa, mais baixo que as amostras dos outros grupos. Através da análise factográfica, observou-se defeitos internos nos corpos soldados à laser.

Em 1998, CHAI & CHOU, avaliaram as propriedades mecânicas das soldas a laser do titânio comercialmente puro em diferentes condições

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

soldagem, fornecendo quantidade adequadas de nitrogênio e oxigênio na área da soldagem para permitir melhores propriedades físicas.

Em 1999, ÖRTORP et al., relataram o desempenho clínico de 5 anos de próteses implanto-suportadas soldada à laser. Os autores compararam os resultados deste estudo, com infra-estruturas fundidas pela técnica convencional em liga de ouro. Um total de 155 pacientes receberam infra-estruturas em titânio soldada à laser e o grupo controle consistiu de 53 pacientes com infra-estruturas em liga de ouro. Dados clínicos e radiográficos foram colhidos durante o estudo. Segundo os autores, os resultados mostraram uma taxa de sucesso para ambos os grupos, com 95,9% e 99,7% para as próteses com infra-estruturas em titânio e implantes, respectivamente. A taxa de sucesso para próteses fundidas pela técnica convencional foi de 100%. As complicações mais comuns para o grupo teste foram fratura dos dentes ou resina, inflamação gengival e fratura da estrutura metálica (10%). Os autores concluíram que as infra-estruturas de titânio soldada à laser constituem uma alternativa aceitável para fundições convencionais nas mandíbulas edêntulas.

3. PROPOSIÇÃO

Diante da necessidade de uma adicional documentação científica sobre a precisão do assentamento passivo das próteses implanto-suportadas, este trabalho tem como propósito avaliar in vitro, a precisão de adaptação na região central e nos implantes distais, de infra-estruturas metálicas em titânio e liga de paládio-prata, confeccionadas em monobloco ou submetidas à soldagem laser.

4. METODOLOGIA

4.1 - MATERIAIS

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

Quadro 1 – Material, marca comercial e fabricante.

MATERIAL	MARCA COMERCIAL	FABRICANTE
Poliéter	Impregum F [®]	Espe
Titânio Comercialmente Puro	Tritan (Trilineti)	Ti2 - Dentaurum-Pforzheim/Germany
Liga de Paládio-Prata	Pors-on [®] 4	Degussa
Revestimento por Fosfato de amônia e magnésio	Deguvest [®] Impact	Degussa
Revestimento para fundição de titânio	Rematitan [®] Plus	Dentaurum - Pforzheim/Germany
Implantes, análogos, postes de impressão e uclas	Conexão	Conexão sistema de prótese

4.2 - MÉTODO

4.2.1 CONFECÇÃO DO MODELO MESTRE

Para obtenção do modelo mestre foi confeccionada uma matriz metálica de cobre e alumínio a partir de um modelo mandibular representativo de um caso clínico de paciente totalmente desdentado. Com auxílio de paralelizadores metálicos apropriados, foram realizadas perfurações na matriz metálica de forma previamente estabelecida, para o posicionamento dos implantes. Desta forma, foram realizadas 5 perfurações na região inter-forames de acordo com o protocolo clássico de Brånemark et al., (1985). Com auxílio de resina epóxica, foram fixados 5 implantes com hexágono externo, paralelos entre si, do sistema Conexão (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo -SP - Brasil) com 3,75 mm de diâmetro (mesa oclusal de 4.1 mm), por 13 mm de comprimento (Fig. 1– a, b).

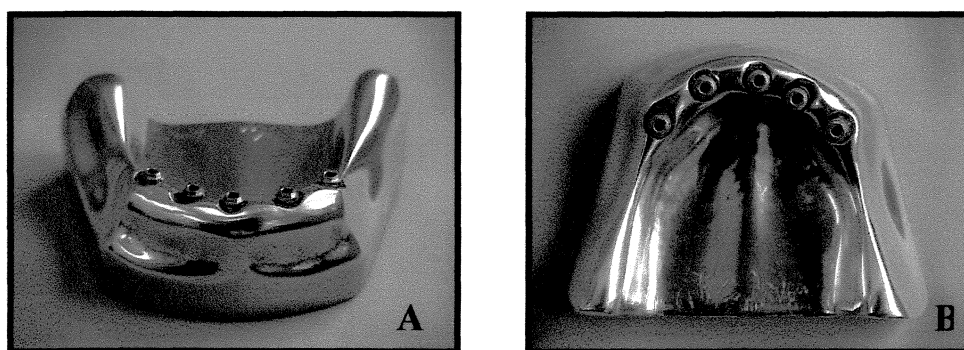


Figura 1: Matriz metálica – a) vista vestibular e b) vista oclusal.

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

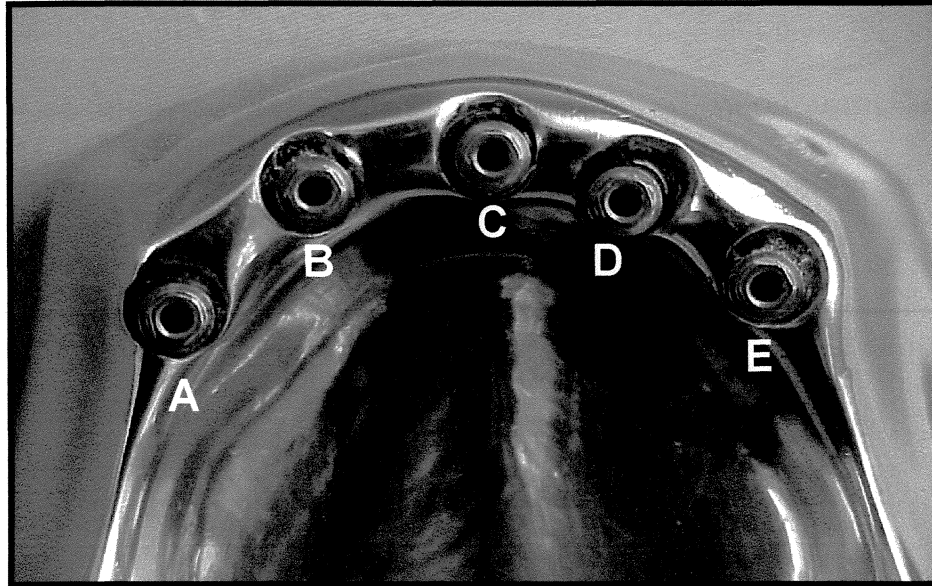


Figura 2 - Representação dos implantes (A, B, C, D, E).

4.2.2 OBTENÇÃO DOS CORPOS - DE - PROVA

4.2.2.1 Moldeira individual

Para a confecção da moldeira individual, foi obtido um modelo em gesso pedra tipo III (Herodent - Vigodent®) a partir de uma moldagem preliminar da matriz com os transferentes cônicos (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo - Brasil), realizada com moldeira de estoque perfurada e hidrocolóide irreversível (Jeltrate®). No modelo preliminar obtido foram

incorporados análogos dos implantes. Com a finalidade de obter alívio de 3 mm para o material de moldagem (MARCINACK et al., 1980), o modelo preliminar foi aliviado com cera rosa nº 7 (Wilson) com exceção de duas pequenas áreas sobre os rebordos posteriores que serviram de limitadores no assentamento da moldeira durante o procedimento de moldagem. Foi confeccionada uma moldeira individual em resina acrílica ativada quimicamente (Clássico), com abertura oclusal para o acesso aos parafusos dos tranferentes de moldagem quadrados (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – Brasil). Em seguida traçou-se duas linhas imaginárias na altura de canino até região retromolar para determinação do centro geométrico da moldeira (**Fig.3**).

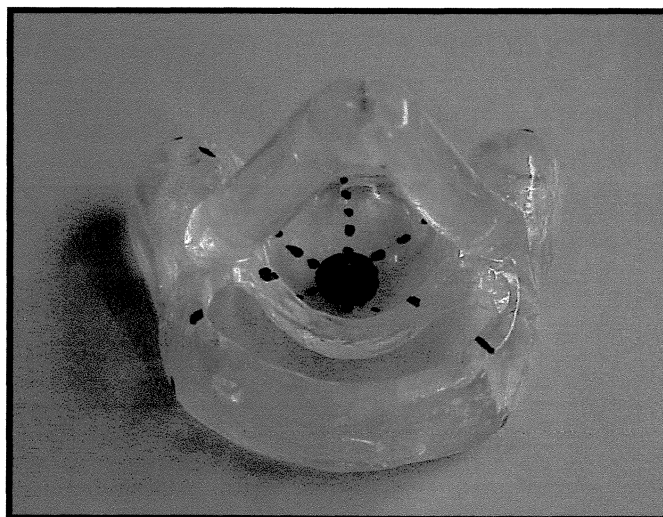


Figura 3 – Moldeira individual

4.2.2.2 Moldagem de transferência

A moldagem de transferência foi realizada sobre a matriz metálica com auxílio do sistema de poste de impressão quadrado e pinos-guia (Sistema Conexão). Para a técnica de transferência, foi realizada a amarra dos mesmos com fio dental e recobrimento com resina acrílica (Duralay - Reliance Dental company - USA). - técnica do arrasto (RASMUSSEM, 1987) (**Fig. 4**). Em seguida, foi realizada a moldagem com poliéter (Impregum F[®]). O material foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e injetado ao redor dos transferentes e na região do rebordo remanescente, com um dispensador apropriado. Para padronizar a pressão de moldagem, foi utilizado uma prensa pneumática, colocando sobre a moldeira uma carga de 1.500 gramas, suficiente para extruir o excesso de material de moldagem e mantê-lo confinado sob pressão constante até a polimerização final do material em aproximadamente 6 minutos, como recomendado pelo fabricante.

Após este tempo, os pinos-guia foram desrosqueados através da abertura superior da moldeira, permanecendo os transferentes quadrados fixos no molde, como referência para a adaptação dos análogos. Em seguida, sob vibração, o molde foi preenchido com gesso pedra tipo IV

(Herostone - Vigodent®), proporcionado e manipulado manualmente de acordo com as instruções do fabricante. Após a completa cristalização do gesso, foi realizada a separação do modelo juntamente com os respectivos transferentes protéticos (Fig. 5).



Figura 4: Transferentes quadrados unidos.

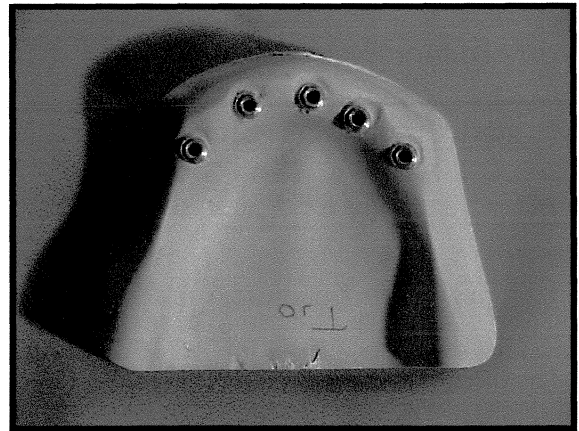


Figura 5: modelo de gesso com análogos.

4.2.2.3 Enceramento dos corpos-de-prova

Para confecção dos corpos-de-prova foram utilizados 200 *abutments* plásticos tipo UCLA (Universidade da Califórnia – Los Angeles - EUA) fornecidos pela empresa Conexão.

Os *abutments* tipo UCLA foram posicionados nos respectivos implantes com os pinos de enceramento (Conexão Sistemas de Prótese -

São Paulo – Brasil). Uma barra cilíndrica em cera de 4mm de diâmetro (Dentaurum – Pforzheim - Germany), foi recortada e colocada entre os *abutments*. Em seguida, foi aplicada cera liqüefeita rosa para coroas e pontes (Kota – Industria e Comércio - São Paulo – SP) nas extremidades, unindo os *abutments* uns aos outros (**Fig. 6**). Nas extremidades livres, foi padronizada uma extensão distal de 10mm de comprimento (**Fig. 7**). As barras foram posicionadas acima da cinta cervical dos *abutments* plásticos que corresponde a 2mm de altura, os quais foram seccionados e eliminados os excessos com disco diamantado fino (**Fig. 8**). Posteriormente, foi realizada a prova da passividade, no modelo de trabalho, finalizando o enceramento do corpo-de-prova. Este procedimento consistia no aperto de um único parafuso em uma das extremidades do padrão de cera, com torque de 10Ncm e em seguida verificava-se a desadaptação no outro lado, com a finalidade de visualizar e eliminar distorções do processo de enceramento.

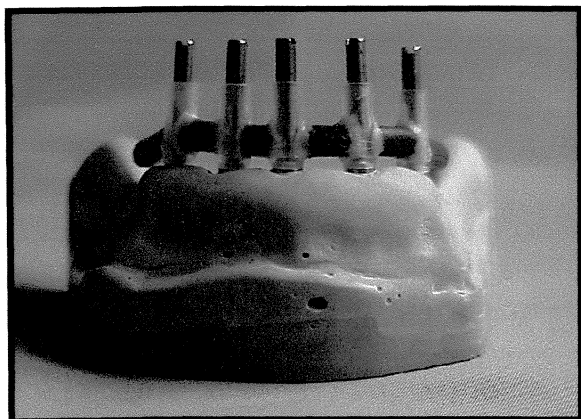


Figura 6: Uclas plásticos encerados.

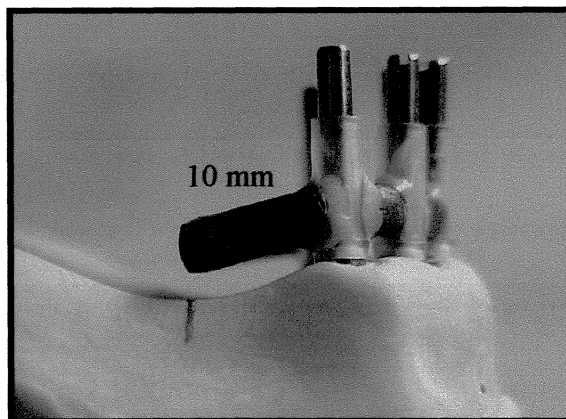


Figura 7: Extensão distal da barra.



Figura 8: Corpo-de-prova encerado.

Foram confeccionados 20 corpos-de-prova, sendo 10 fundidos com liga de paládio-prata (Pors-on[®] 4 – Degussa) e os outros 10 em titânio

comercialmente puro (Rematitan® - Dentaureum - Pforzheim – Alemanha) divididos em quatro grupos discriminados no Quadro 2.

Quadro 2 – Amostras divididas em grupos.

Grupos	Nº de Amostras	Procedimento
G1	5 estruturas metálicas	Liga de paládio-prata e fundição em monobloco
G2	5 estruturas metálicas	Liga de paládio-prata e soldagem à laser
G3	5 estruturas metálicas	Titânio e fundição em monobloco
G4	5 estruturas metálicas	Titânio e soldagem à laser

4.2.3 OBTENÇÃO DAS ESTRUTURAS METÁLICAS EM LIGA DE PALÁDIO-PRATA

4.2.3.1 Inclusão

Sobre a superfície livre dos corpos-de-prova foram fixados 6 bastões de cera com 3 mm de diâmetro por 5 mm de comprimento, os quais foram unidos em um bloco cônico, da mesma cera, previamente fixado em

uma base formadora de cadinho. Em toda a superfície do padrão em cera, foi aplicado um agente redutor de tensão superficial (Anti-bolhas – Kota – Indústria e Comércio – São Paulo – SP), tendo-se o cuidado de retirar os excessos com jatos de ar. Em seguida, um anel de silicone, com capacidade para 200g de revestimento, foi adaptado à base formadora de cadinho (**Fig. 9 – a, b**).

Foi utilizado revestimento do tipo aglutinado por fosfato de amônia e magnésio (Deguvest[®] impact), manipulado na proporção de 17,5ml de líquido específico mais 5,5ml de água para um envelope de 100g. De acordo com as recomendações do fabricante, foi incorporado o pó ao líquido manualmente durante 30 segundos, em seguida foi realizada a espatulação mecânica (Multivac 4, Degussa AG – Hanau – Alemanha) sob vácuo por 60 segundos e finalmente sob leve vibração por 30 segundos.

O revestimento foi inicialmente inserido com o auxílio de um pincel, e sob vibração, completado o preenchimento do anel de silicone.

Após o tempo de 30 minutos a uma temperatura de 22° C, para a presa do revestimento, como especificado pelo fabricante, foi iniciado o processo de fundição.

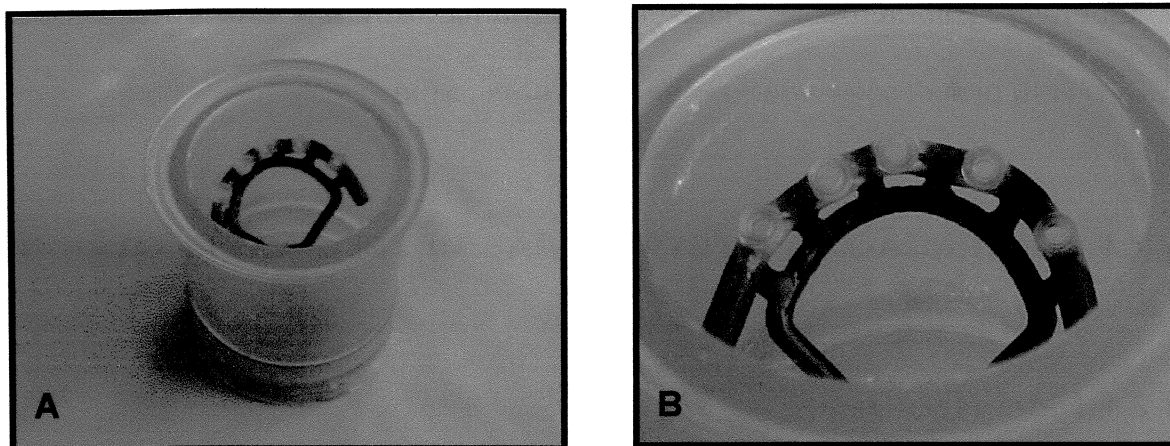


Figura 9: Anel de inclusão com o corpo-de-prova em cera:
a) visão geral e b) visão aproximada.

4.2.3.2 Processo de fundição

Decorrido o tempo de presa, a base formadora do cadinho e o anel de silicona foram cuidadosamente removidos para a inclusão do cilindro de revestimento no interior do forno elétrico de pré-aquecimento (FA-IV, EDG Equipamentos e Controle Ltda.) a uma temperatura de 300° C para eliminação da cera e plástico.

O cadinho de quartzo, previamente aquecido, foi posicionado no braço da centrífuga para fundição que foi ativada, sempre com 3 voltas. Em seguida, 20g de liga à base de paládio-prata foi posicionada no cadinho

e liqüefeita gradualmente, através da chama redutora de um maçarico (EDG) com proporções adequadas de gás/oxigênio.

4.2.4 OBTENÇÃO DAS ESTRUTURAS METÁLICAS EM TITÂNIO

4.2.4.1 Inclusão

Sobre a superfície livre dos corpos-de-prova foram fixados 6 bastões de cera (Dentaurum-Pforzheim-Germany), com 4 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento, os quais foram unidos a uma barra, da mesma cera, em forma de U com 5mm de diâmetro. Sobre esta barra foram perpendicularmente fixados 2 bastões de cera, do mesmo diâmetro e adaptados à base do anel de inclusão (**Fig. 10**).

Em toda a superfície do padrão de cera, foi aplicado líquido umectante (Waxit, Degussa AG – Hanau – Alemanha) e deixado à temperatura ambiente para secagem da solução. Em seguida, um anel de silicona com capacidade para 500g de revestimento, foi adaptado à base formadora de cadinho (**Fig. 11**). Foi utilizado o revestimento especial para fundição de titânio Rematitan® Plus (Dentaurum, Pforzheim- Germany), o qual de acordo com as instruções do fabricante foi proporcionado em 80ml

Metodologia

de líquido específico para 2 envelopes de 250g de pó, e incorporado pó ao líquido manualmente durante 10 segundos, em seguida, espatulado mecanicamente à vácuo por 60 segundos num espatulador elétrico (Espatulador/ Inclusor Elétrico a Vácuo - Multivac 4, Degussa S.A.). Após a manipulação, os corpos-de-prova foram cuidadosamente pincelados com o revestimento na porção interna de cada cilindro, e então completado o preenchimento. Em seguida, o conjunto foi deixado sob bancada a temperatura ambiente até o início da reação de cristalização, momento em que o anel foi removido.

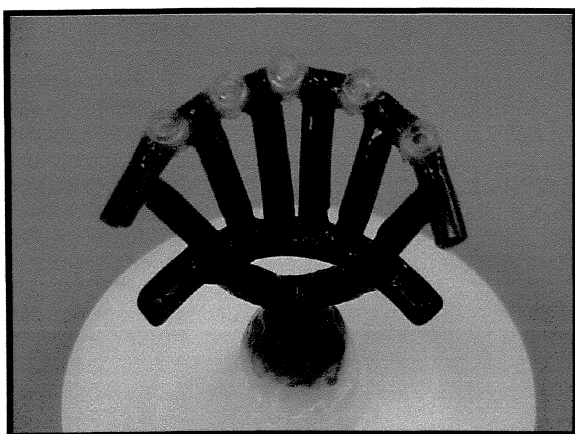


Figura 10: Corpo-de-prova em cera unido à base do anel inclusor.



Figura 11: Conjunto em cera pronto para inclusão.

4.2.4.2 Processo de Fundição

Após o tempo de 40 minutos do início da manipulação do revestimento, o bloco cristalizado foi colocado em um forno elétrico de pré-aquecimento (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controle Ltda. – São Carlos), previamente programado, conforme Quadro 3.

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

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

Para evitar a penetração de impurezas e permitir a eliminação de cera e resíduos plásticos, o bloco de revestimento foi posicionado no forno com a base formadora de cadinho voltada para baixo. Após o tempo de aquecimento, a máquina de fundição Rematitan® (Dentaurum, Pforzheim –

Germany) (**Fig.12**) foi programada e ajustada para 31g de metal, ajustando automaticamente o tempo de fundição e a corrente elétrica a ser descarregada. Esta máquina é constituída de um sistema fechado de duas câmaras: uma superior, de fundição, que recebe um cadinho de cobre refrigerado e um eletrodo de Volfrâmio; e a parte inferior, que recebe o revestimento e realiza o vácuo. As câmaras estão em contato através de uma abertura, sendo que o selamento para a ocorrência do vácuo é provido por uma argola de silicone colocada sobre a base formadora de cadinho no bloco de revestimento imediatamente à fundição (VALLITTU & LUOTIO, 1996). A distância entre o eletrodo e a pastilha da liga foi padronizada de acordo com um dispositivo metálico fornecido pelo fabricante. Para o processo de fusão, o gás argônio é injetado automaticamente na câmara superior, criando um ambiente inerte e uma descarga é fornecida sobre a pastilha de liga.

Para a fundição das estruturas foi utilizado o titânio comercialmente puro que se apresenta em forma de “lingotes cilíndricos” de 31 gramas, com um grau de pureza, segundo DIN 17850, mínimo de 99,5% de titânio. Cada lingote se encontrava demarcado com o nome Rematitan® (Dentaurum), grau de pureza e número de lote. O processo de fundição ocorreu em função do vácuo existente na câmara inferior e a

pressão do argônio na câmara superior. Uma vez transcorrido o tempo de fusão, o titânio fluíu para baixo no cilindro de revestimento passando pelo cadinho.

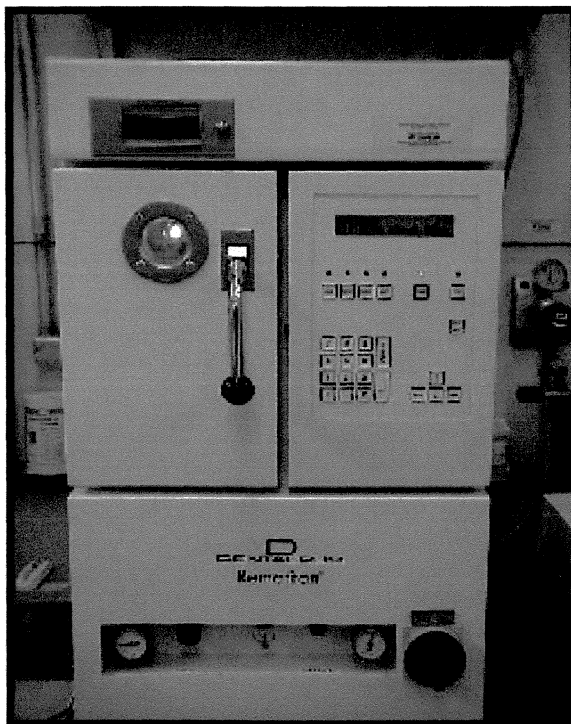


Figura 12: Máquina de fundição Rematitan.

4.3 - DESINCLUSÃO/ ACABAMENTO

O procedimento de desinclusão foi realizado após o resfriamento do revestimento em água, por recomendação do fabricante, com o intuito de evitar a contaminação. A amostra foi desincluída do revestimento através

de um desincludor pneumático (Silfradent – F. LLI Manfred – Itália) e jateadas com microesferas de vidro em um jateador elétrico (Oxyker Dry/ AM 28 – F.LLI Manfred – Itália).

Após a desinclusão, foram seccionados os condutos de alimentação com disco de óxido de alumínio (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha). Em seguida , cada corpo-de-prova foi jateado com óxido de alumínio de granulação 100 μm e pressão 60Lb/pol². No caso de bolhas positivas, as mesmas eram cuidadosamente removidas, como se faz na prática laboratorial diária. No intuito de preservar as interfaces protéticas foi utilizado um protetor metálico apropriado para realização do acabamento e polimento (“Polishing protector”- Restore/ Lifecore - USA). O acabamento e polimento foi realizado com discos de óxido de alumínio de granulação regular e borrachas abrasivas **(Fig.13-a, b)**.

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

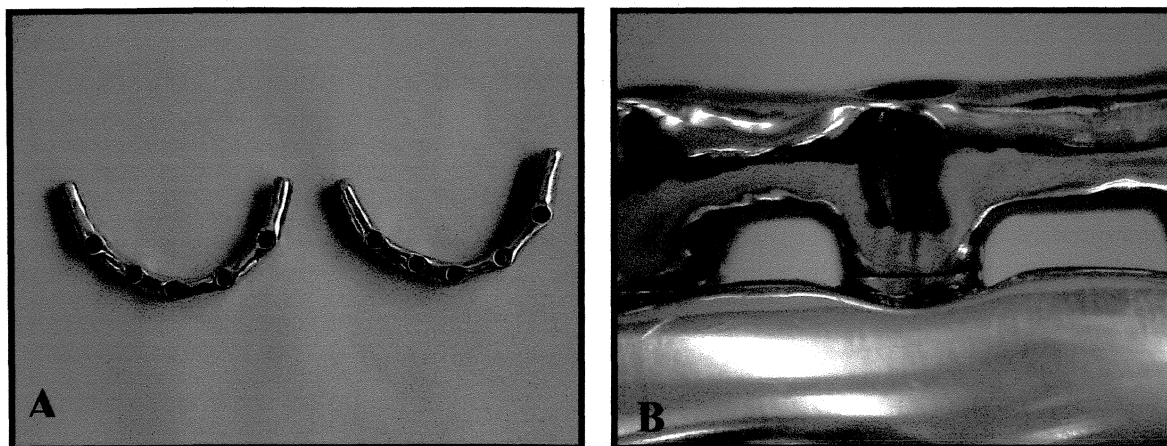


Figura 13: Estruturas metálicas polidas a) vista geral e b) vista aproximada na matriz.

4.4 - ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO

Para as leituras dos valores das alterações dimensionais, representando o grau de adaptação entre os componentes protéticos e os implantes, foi utilizado um microscópio mensurador (STM Digital – OLYMPUS-Japan) com precisão de 0,0005 mm (**Fig.14**).

As estruturas metálicas foram encaixadas e posicionadas no modelo mestre, e o parafuso nº 1 de titânio (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo SP – Brasil) que corresponde ao implante A foi apertado com torque de 10Ncm, com o auxílio de um torquímetro (Sistema Conexão). Por meio desse procedimento verificou-se o grau de adaptação dos

componentes *E* e *C*. O procedimento repetiu-se com o outro parafuso mais distal (parafuso 5) para a mensuração dos implantes *A* e *C*.

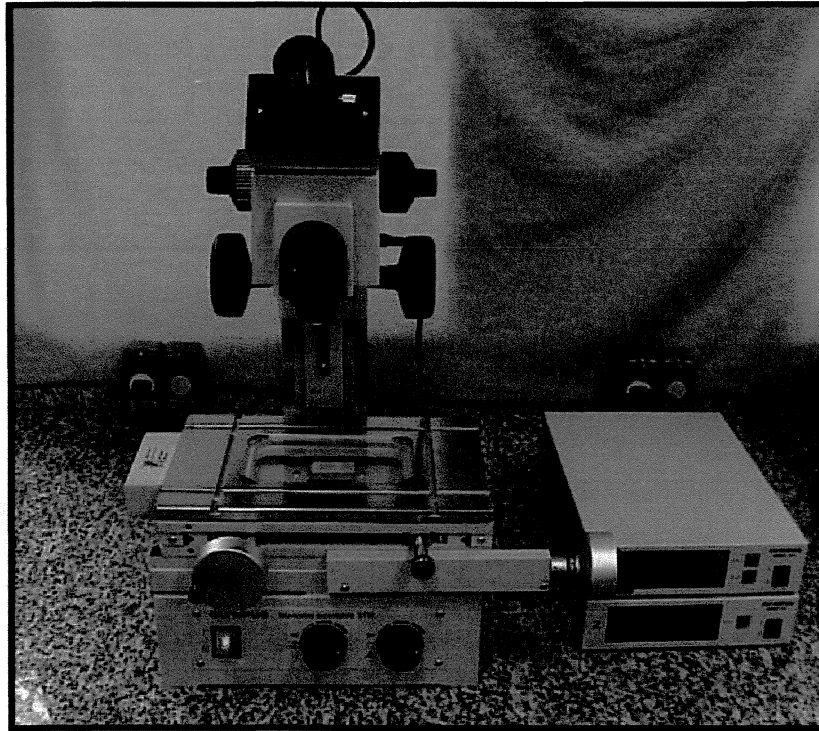


Figura 14: Microscópio mensurador digital.

Para facilitar e padronizar o posicionamento dos corpos-de-prova sob o microscópio, foram confeccionadas bases em resina acrílica autopolimerizável incolor (Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo) que se assentavam sobre a platina do microscópio mensurador posicionando o modelo mestre e a estrutura metálica para as leituras (**Fig. 15**). As leituras foram efetuadas na região vestibular (V) e lingual (L),

diametralmente opostas, na interface implante/prótese dos três implantes previamente denominados com letras *A*, *C* e *E*. O cabeçote micrométrico corria da superfície do implante até a linha que consistia na base do cilindro protético.

Para uma maior segurança, para cada distância, eram realizadas três leituras entre os pontos estabelecidos, através dos quais foi calculada a média.

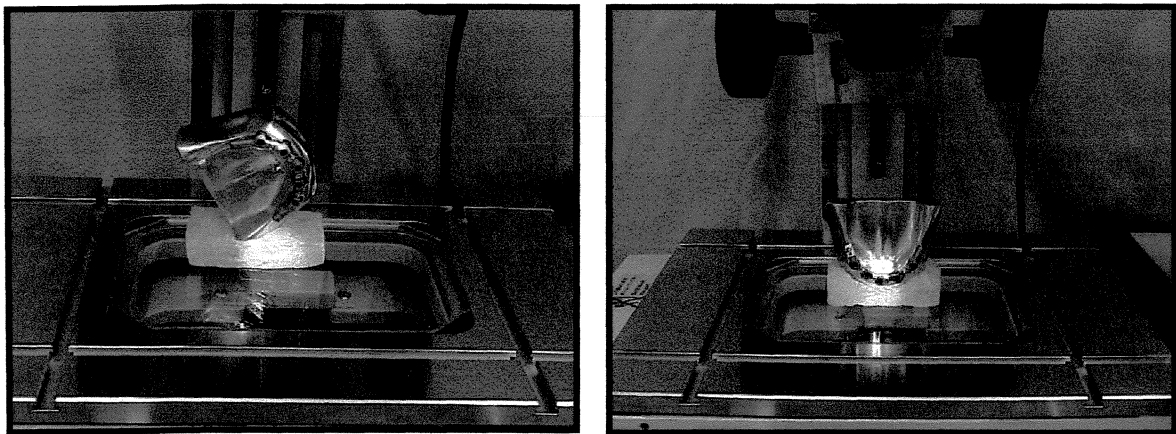


Figura 15: Modelo mestre em diferentes posições para a leitura.

4.5 - SOLDAGEM À LASER

Para o procedimento de soldagem à laser as estruturas metálicas foram posicionadas sobre o modelo de trabalho, uma marcação foi feita no centro da extensão de cada barra, onde procedeu-se o seccionamento destas com um disco de Carborundum ultra fino (Dentorium), os componentes após separados foram parafusados com um torque de 10Ncm. A distância entre as partes seccionadas foi padronizada pelo disco separador que correspondia a aproximadamente 0,25 mm. Todo o conjunto, foi levado para o interior da máquina de soldagem à laser (Desktop – Dentaurum - Alemanha) (Fig. 16).



Figura 16: Máquina de solda à laser Desktop.

Metodologia

Para soldar as estruturas de paládio-prata, foi utilizado lâmina de ouro (Solda fusível 730°C, indicadas para soldagens em ligas odontológicas com ponto de fusão superior a 850°C – CNG)(Fig. 17-a, b), sendo a máquina programada a 310V, pulso de 6.0 ms e frequência de focus –1 . Para soldar as estruturas de titânio, foi utilizado lâmina de titânio (diâmetro de 0,25mm, Rematitan®- Drant – Dentaurum) (Fig. 18), sendo a máquina programada a 310V, pulso de 6.0 ms e frequência de focus –2.

Após a soldagem à laser foram realizadas novas leituras, utilizando os mesmos critérios das leituras iniciais. Os dados foram coletados e organizados para análise.

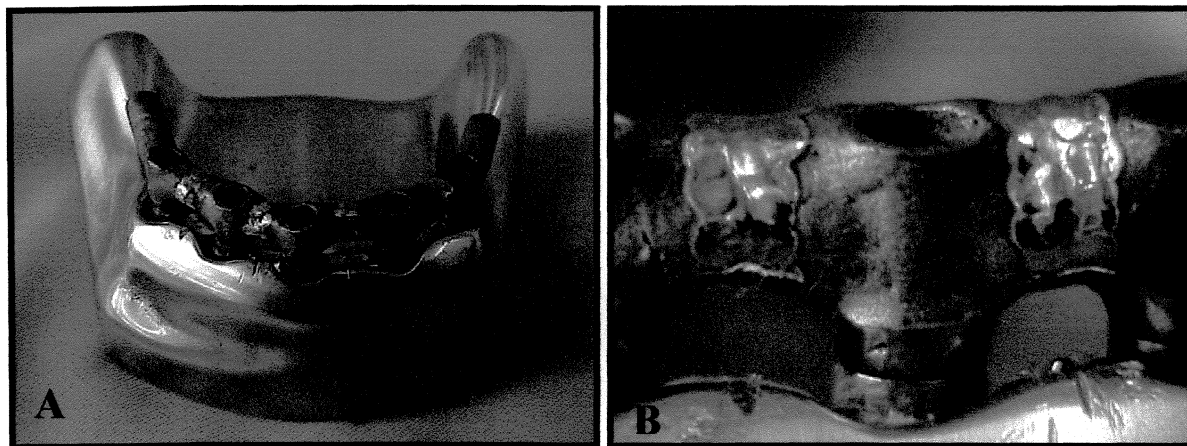


Figura 17: Estrutura metálica de paládio- prata após soldagem à laser:
a) visão geral e b) visão aproximada.



Figura 18: Estrutura metálica de titânio após soldagem à laser.

4.6 - FORMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para realização da análise estatística utilizou-se o teste de análise de variância a três critérios (ANOVA) e as variáveis com diferenças significativas foram comparadas pelo teste estatístico de Tukey em nível de 5% de probabilidade.

5. RESULTADOS

A **tabela 1** expressa os valores médios e desvio-padrão dos materiais (Ti e Pd-Ag) e técnicas utilizadas (monobloco e soldagem à laser) nos cilindros centrais e distais.

Tabela 1: Valores médios e desvio-padrão (dos diferentes grupos) da interface componente protético/implante (μm), fundidos em titânio (Ti) e paládio-prata (Pd-Ag), antes e após à soldagem a laser.

		Interface Central (C ₁ e C ₂)		Interface Distal (A e E)	
Classe		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Geral		93,662	89,493	196,627	179,649
Material	Técnica				
Pd-Ag	Monobloco	109,724	64,480	246,865	115,856
Pd-Ag	Solda	22,878	11,003	106,589	64,010
Ti	Monobloco	193,061	103,090	401,691	181,560
Ti	Solda	46,601	22,553	31,365	22,080

Após obtidos os valores médios da interface componente protético/implante dos diferentes grupos, os dados foram submetidos à análise de variância e ao Teste de Tukey ao nível de 5% de significância.

Resultados

A **tabela 2** apresenta o quadro de análise de variância para as distâncias dos cilindros centrais, onde foram observados os efeitos das três causas de variação (materiais, técnicas e a interação).

Tabela 2: Quadro de análise de variância para as distâncias centrais.

Causa de Variação	GL	Soma de quadrados	Quadrados médios	Valor F	Valor-p
MATERIAL	1	0,75249785	0,75249785	15,75	0,0003**
TÉCNICA	1	3,89677401	3,89677401	81,56	0,0001**
MATERIAL E TÉCNICA	1	0,00634426	0,00634426	0,13	0,7177 ^{ns}
Resíduo	36	1,72009198	0,04778033		
Total Corrigido	39	6,37570810			

Foi verificado diferenças significativas dos materiais utilizados e das técnicas, mas não da interação destas duas causas de variação principal.

Na **tabela 3** apresenta o Teste de Tukey para comparação das médias dos materiais utilizados com base em dados transformados. São apresentados também, as médias e o desvio-padrão dos dados originais.

Resultados

Tabela 3: Médias transformadas, médias originais, desvio-padrão e Teste de Tukey para comparação das médias dos materiais.

Alfa= 0,05 GL= 36 QMR= 0,04778

Valor crítico da Amplitude Estudentizada (q)= 2,868

Diferença mínima significativa = 0,1402

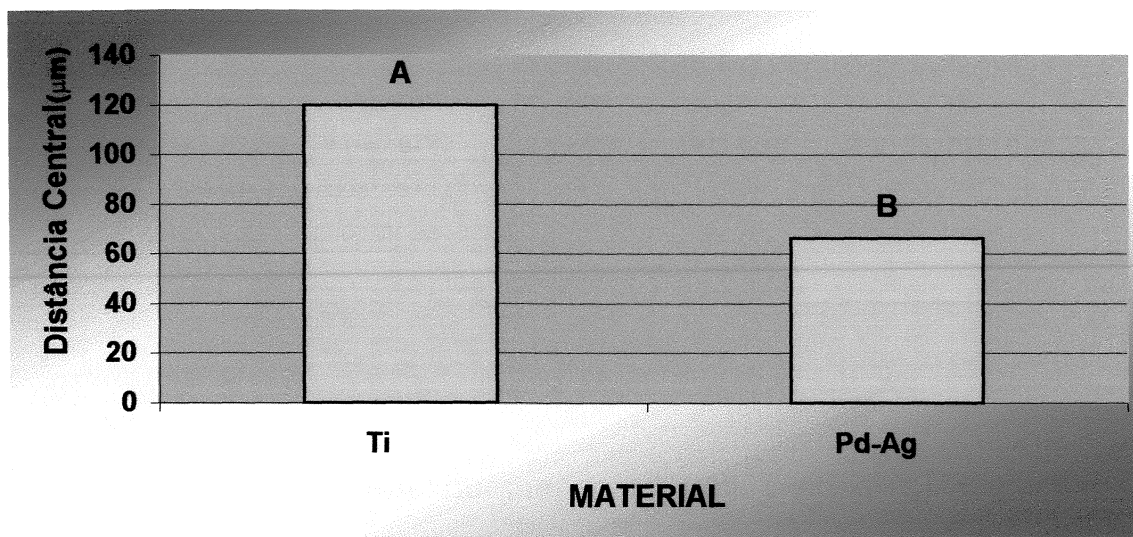
Média	N	Material	Teste de Tukey	Médias Originais	Desvio Padrão
1,92569	20	Ti	A	119,8315000	104,4988786
1,65137	20	Pd-Ag	B	66,3010000	63,3371788

Médias com as mesmas letras não diferem significativamente entre si

Pelo Teste de Tukey foi observado que a média da distância utilizando o titânio (Ti) nos cilindros centrais obteve diferença estatisticamente significativa comparada a média da liga de paládio-prata (Pd-Ag). A comparação das médias está ilustrada no **gráfico 1**.

Resultados

Gráfico 1: Comparação das médias de distâncias centrais dos materiais com letras oriundas do Teste de Tukey com nível de significância de 5% indica indícios de diferenças significativas entre as médias comparadas.



Através do **gráfico 1** verificou-se que a liga de paládio-prata (Pd-Ag) apresentou nos cilindros centrais os melhores resultados (estatisticamente significante) no que diz respeito ao assentamento passivo.

Na **tabela 4** apresenta o Teste de Tukey para comparação das médias das técnicas utilizadas com base nos dados transformados. São apresentados também, as médias e desvio-padrão dos dados originais.

Resultados

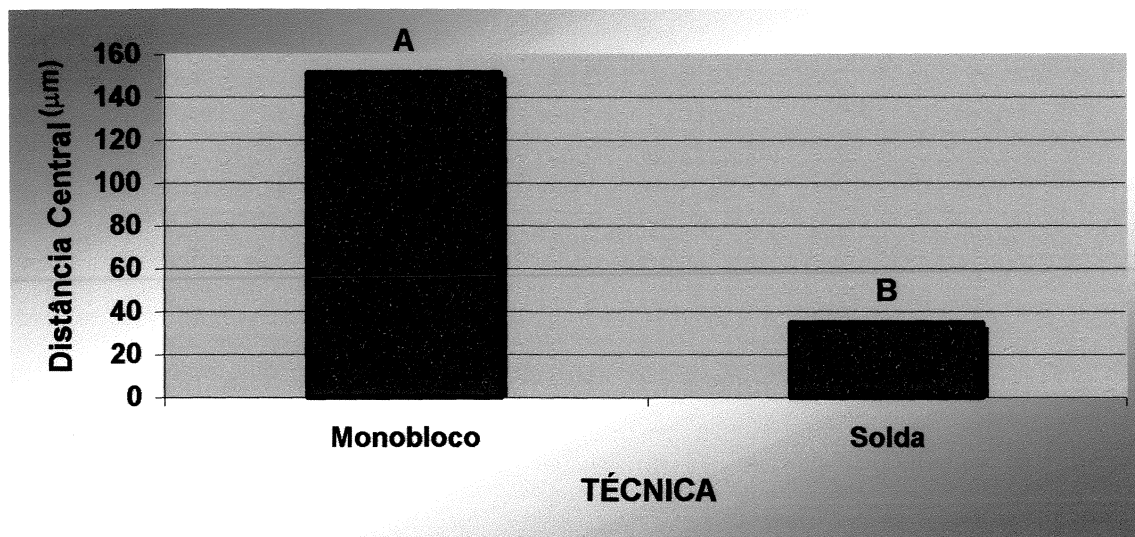
Tabela 4: Médias transformadas, médias originais, desvio-padrão e Teste de Tukey para comparação das médias das técnicas.

Alfa= 0,05 GL= 36 QMR= 0,04778					
Valor crítico da Amplitude Estudentizada (q)= 2,868					
Diferença mínima significativa = 0,1402					
Média	N	Técnica	Teste de Tukey	Médias Originais	Desvio Padrão
2.10065	20	Monobloco	A	151,3927500	93,9750159
1.47641	20	Solda	B	34,7397500	21,1284475
Médias com as mesmas letras não diferem significativamente entre si.					

Pelo Teste de Tukey foi observado que a média de distância central foi estatisticamente significante (maior) na técnica monobloco comparada com a soldagem à laser. A comparação entre as médias está ilustrada no **gráfico 2**.

Resultados

Gráfico 2: Comparação das médias de distâncias centrais das técnicas com letras oriundas do Teste de Tukey com nível de significância de 5% indica indícios de diferenças significativas entre as médias comparadas.



Já no **gráfico 2** verificou-se que a técnica monobloco apresentou nos cilindros centrais os piores resultados (estatisticamente significante) no que diz respeito ao assentamento passivo.

A **tabela 5** apresenta o quadro de análise de variância para as distâncias dos cilindros distais, onde foram observados os efeitos das três causas de variação (materiais, técnicas e a interação).

Resultados

Tabela 5: Quadro de análise de variância para as distâncias distais.

Causa de Variação	GL	Soma de quadrados	Quadrados médios	Valor F	valor-p
MATERIAL	1	0,31550331	0,31550331	5,68	0,0226 ^{**}
TÉCNICA	1	5,89968312	5,89968312	106,20	0,0001 ^{**}
MATERIAL/TÉCNICA	1	1,38301223	1,38301223	24,89	0,0001 ^{**}
Resíduo	36	1,99997574	0,05555488		
Total Corrigido	39	9,59817441			

Foi possível verificar no quadro de análise de variância que todos os valores foram significativos (estatisticamente) quando adotado o nível de significância de 5%.

Na **tabela 6** é listado o Teste de Tukey para comparação das médias dos materiais (Pd-Ag e Ti), as médias e o desvio-padrão dos dados originais (sem transformações de dados).

Tabela 6: Médias, ($\pm$ desvio-padrão) e Teste de Tukey para comparação das médias da interação.

Material	Técnica	
	Monobloco	Solda
Pd-Ag	246,87($\pm$ 115,86)aA	106,59($\pm$ 64,01)aB
Ti	401,69($\pm$ 181,56)aA	31,37($\pm$ 22,08)bB

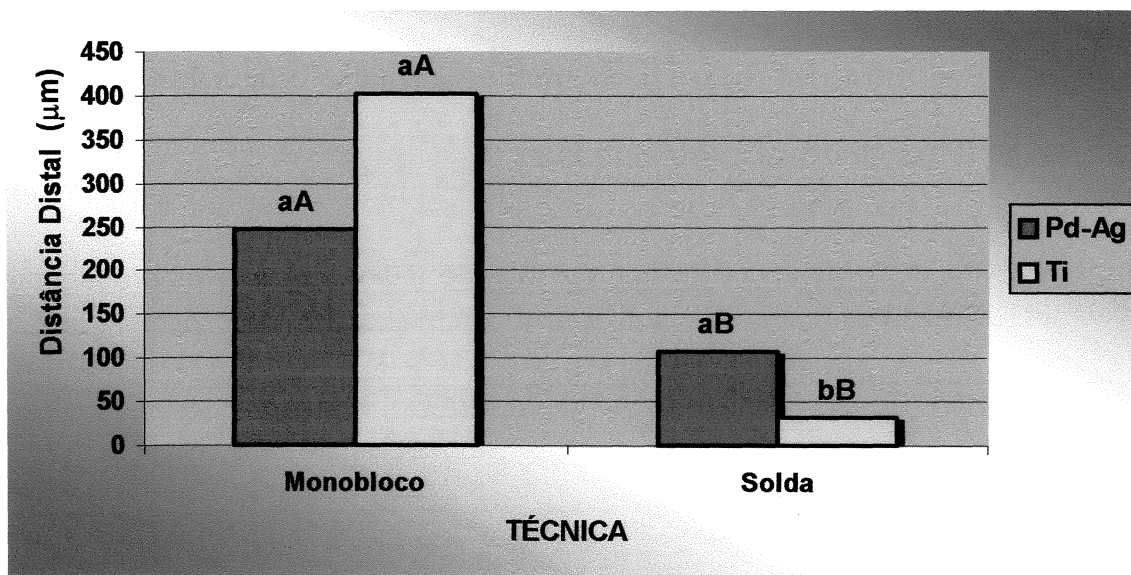
Letras *minúsculas* são usadas para representar comparação de médias dos materiais dentro de cada tipo de técnica (comparações nas colunas). Letras *maiúsculas* são usadas para comparação das médias de técnica dentro de cada tipo de material (comparação nas linhas).

Resultados

Pelo Teste de Tukey foi possível observar que houveram diferenças entre as médias da técnica nos dois tipos de materiais, de forma que a média de discrepâncias distais são estatisticamente significante (maiores) na técnica monobloco.

O **gráfico 3** ilustra as comparações de médias das técnicas e materiais nos cilindros distais.

Gráfico 3: Comparação das médias de distâncias distais dos materiais com letras oriundas do Teste de Tukey com nível de significância de 5% indica indícios de diferenças significativas entre as médias comparadas. Letras *minúsculas* comparam médias dos materiais dentro dos tipos de técnicas e as letras *maiúsculas* comparam médias de técnica dentro de cada tipo de material.



Resultados

Na técnica monobloco não houve diferenças estatisticamente significante entre as médias de distâncias dos materiais utilizados (Ti e Pd-Ag). No entanto, na técnica de soldagem à laser, o titânio (Ti) apresentou melhor ajustamento, sendo a diferença entre as técnicas bem evidente.

6. DISCUSSÃO

A literatura destaca a importância do assentamento passivo como principal indício do sucesso de reabilitação com próteses implanto-suportadas. A razão para isto está no fato dos implantes osseointegrados não terem resiliência no osso, e portanto não podem adaptar-se em uma prótese desajustada sem gerar tensão no osso adjacente e estrutura metálica (HELLDÉN & DÉRAND, 1998; HUSSAINI & WONG, 1997).

Apesar das inúmeras estratégias avaliadas para melhorar o assentamento das armações metálicas, a maioria dos resultados dos estudos mostraram que um ligeiro desajuste ainda existia (JEMT, 1995; KÂNO et al., 1995; RIEDY et al., 1997). Somente um estudo indicou que nenhum estresse foi produzido em volta dos implantes como medido através da técnica fotoelástica após a armação ser seccionada e soldada (WASKEWICZ et al., 1994). Apenas uma armação foi avaliada neste estudo, no entanto, nenhuma conclusão pode ser tirada levando em consideração a validade dos resultados.

A adaptação passiva entre o intermediário e a infra-estrutura protética é o requisito básico na fabricação de próteses implanto-suportadas. No entanto, muitos autores tem tentado encontrar uma

definição precisa do termo. JEMT, em 1991, definiu adaptação passiva como um nível que não causaria qualquer complicação clínica e sugeriu que desadaptações menores que 150 μ m poderiam ser aceitáveis. Para WHITE, em 1993, a adaptação passiva é caracterizada pela ausência de báscula ou interfaces verticais e horizontais sem os parafusos apertados ou quando um único parafuso está apertado.

Na literatura a maioria dos trabalhos leva em consideração o eixo vertical para avaliar a adaptação de uma prótese, onde o termo adaptação passiva é empregado constantemente como adaptação vertical (KANÔ et al., 1995; WASKEWICKZ et al., 1994).

O mesmo procedimento repetiu-se neste trabalho, no qual o eixo vertical foi considerado e analisado. O protocolo modificado utilizado para a leitura da interface é o mesmo sugerido por JEMT (1991), ou seja, considera o aperto do parafuso mais distal e verifica a adaptação dos demais componentes. Tentamos ir de acordo com o conceito de WHITE (1993), que ressalta a diferença da prótese com adaptação passiva da prótese adaptada, onde o aperto dos parafusos elimina as interfaces dando uma aparência de adaptação satisfatória.

Para KAN et al., 1999, esta técnica é bastante eficaz em infra-estruturas extensas e pode ser usada em conjunto com inspeção visual e sonda exploradora, quando as margens forem supra-gengivais ou com radiografias periapicais quando forem sub-gengivais.

Partindo deste princípio, a força induzida no parafuso de ouro para manter ajustada a interface, prótese e componente protético, prejudica o conceito de assentamento passivo e pode ser a responsável, em parte, pelo afrouxamento e fratura dos parafusos de ouro, como visto na literatura.

Técnicas para fundições de infra-estruturas em monobloco sobre múltiplos implantes são consideradas críticas, e um certo grau de distorção, de aproximadamente 100 μm é inevitável (ZIEBERT et al., 1986). No entanto, CLELLAND et al., 1995, citado por KAN et al., 1999, demonstraram que discrepâncias marginais de 500 μm não foram detectadas com uma sonda exploradora, quando o parafuso da infra-estrutura foi apertado a um torque de 10N, o que indica que a adaptação passiva parece estar presente em função do aperto do parafuso. CASTILHO & BONACHELA, em 2000, encontraram interfaces de 19,943 μm para infra-estruturas soldadas a laser e 26,164 μm para infra-estrutura em monobloco, quando do aperto dos parafusos com torque de 10N, em uma infra-estrutura suportada por três implantes. No entanto, HELLDÉN & DÉRAND, em 1998, citam que um

torque de 8N é suficiente para fechar espaço de 30 μm . Os resultados obtidos, em nosso trabalho, determinaram as médias gerais das interfaces implantes/componente protético, onde foi avaliado os cilindros centrais e distais de infra-estruturas suportada por 5 implantes. Os valores encontrados foram superiores aos descritos pelos autores acima, como pode ser visto nas tabelas 3, 4 e 6 das páginas 69, 71 e 73 respectivamente.

Entretanto, considerando uma infra-estrutura de 5 implantes, em curva, onde somente o parafuso mais distal foi apertado, acreditamos num resultado satisfatório para estruturas soldadas, principalmente baseando-se em consideração o menor número de implantes e o fato de todos os parafusos terem sido apertados no trabalho supra-citado.

O objetivo deste experimento foi determinar a precisão de assentamento de infra-estruturas sobre implantes, fabricadas a partir de diferentes materiais, antes e após a soldagem à laser. Acredita-se que a infra-estrutura ideal seria aquela que assentasse passivamente aos implantes, com a menor discrepância entre as interfaces. Os dados foram submetidos a análise de variância a três critérios e ao teste de Tukey. Os resultados mostraram haver diferenças significantes entre as técnicas (monobloco e soldagem à laser), bem como entre os materiais (titânio e

paládio-prata), tanto para os cilindros centrais quanto para os cilindros distais. Foram encontradas diferenças significativas nas estruturas fundidas em monobloco e após a soldagem à laser, confirmando o resultado de outros trabalhos que mostraram que as armações soldadas à laser exibiram um assentamento mais preciso que as fundidas em peça única (JEMT & LINDÉN, 1992; BERGENDAL & PALMQVIST, 1995; RIEDY et al., 1997; KAN et al., 1999; CASTILHO & BONACHELA, 2000).

Segundo ZIEBERT et al., 1986, a distorção da armação não é completamente eliminada com o procedimento de secção e soldagem, no entanto, pode melhorar algumas discrepâncias, mas ainda não pode criar uma adaptação absoluta. Isto confirma os resultados descritos na literatura e encontrados em nosso trabalho.

Autores como SCHIFFLEGER et al., 1985; WASKEWICKZ et al., 1994, têm usado fundições em monobloco, no entanto, pelas dificuldades obtidas na avaliação clínica de uma prótese com adaptação passiva, também sugerem o seccionamento e soldagem com o intuito de obter o melhor assentamento possível.

A soldagem à laser foi inicialmente estudada por GORDON & SMITH, em 1970. Nenhuma união falhou sob condições normais de uso

pelos pacientes. Foi verificada pequena indução de distorção da soldagem à laser quando comparada à técnica de soldagem convencional e uma resistência compatível com o metal substrato. Estes resultados corroboram com o trabalho de TAMBASCO et al., em 1996.

A soldagem à laser é um processo que tem como característica, uma fonte de calor concentrada, e portanto minimiza os problemas de distorção (TAMBASCO et al., 1996), constituindo uma vantagem para o uso em Odontologia. No entanto, ainda exige pesquisas adicionais sobre a microestrutura, propriedades mecânicas, corrosão e a biocompatibilidade das juntas soldadas.

Em nosso trabalho, utilizamos cilindros de plásticos para confecção da infra-estrutura, que foram fundidas em dois tipos de materiais de custos diferentes, com intuito de avaliarmos a qualidade do tratamento e oferecermos um maior acesso a população para este tipo de tratamento.

A liga de paládio-prata é um material conveniente para infra-estrutura de próteses implanto-suportada, no entanto, somente um trabalho foi encontrado utilizando essa liga (KANÔ et al., 1995). A maioria dos trabalhos utilizam ligas nobres para confecção de infra-estruturas (WASKEWICKZ et al., 1994; JEMT, 1996; WISKOTT et al., 1997; ÖRTORP

et al., 1999). Provavelmente, esses achados indicam que a pouca diferença de preço faz com que se escolha as ligas nobres, já que apresentam melhores vantagens. No entanto, em nosso trabalho, verificamos que os melhores resultados, foram observados para o Ti, o que facilita o acesso deste tratamento à população, por se tratar de uma liga de baixo custo.

O titânio tem alcançado grande avanço em relação ao uso odontológico. Apresenta muitas vantagens na sua utilização para a construção de infra-estruturas implanto-suportadas (PARR et al., 1985; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993; WANG & FENTON., 1996; CRAIG et al., 1997). Tais condições justificaram a escolha deste material para nosso estudo.

Neste trabalho, utilizou-se cinco implantes para possibilitar a realização de próteses totais fixas implanto-suportadas, melhorando a estabilidade e a retenção desta, proporcionando ao paciente uma melhor eficiência mastigatória (HOBBO et al., 1997).

As estrutura metálicas após a fundição, foram acabadas e polidas e então, assentadas sobre seus respectivos implantes, com um torque mecânico de 10N no parafuso mais distal (A). Em seguida, verificou-se a adaptação dos componentes C_1 e E . Repetiu-se o procedimento com o

outro parafuso distal (E) e observou a adaptação dos componentes C_2 e A. Seguindo o método modificado de JEMT em 1991.

Em seguida, foi realizada a análise entre o componente protético e o implante, dos cilindros (A, C e E) com o intuito de verificarmos se o processo de fundição interfere no aumento da interface dos cilindros mais distais. Segundo SCHIEFFLEGER et al., 1985, pode ocorrer distorções da peça devido a contração do material no processo de fundição. Para HELLDÉN & DÉRAND em 1998, a distorção da armação durante o procedimento de fundição é citada como a causa principal de desajuste.

Segundo MISCH, 2000, próteses retidas por parafuso, verdadeiramente passivas, é quase impossível, no entanto, existem muitas variáveis que estão fora do controle do dentista, quando da tentativa de confecção de prótese com zero tolerância para o erro.

Em nosso trabalho foi observado desajustes tanto para os cilindros centrais quanto distais. No entanto, os maiores desajustes foram encontrados nos cilindros distais. Esses achados provavelmente estão sustentados na geometria em curva e extensão das infra-estruturas. Sabe-se que estruturas metálicas extensas e complexas, com variações volumétricas, estão mais sujeitas as discrepâncias dimensionais geradas durante o processo de fundição. As resultantes das alterações dimensionais

são mais evidenciadas nas extremidades. Com o aperto de um único parafuso no implante distal, quaisquer irregularidades de fundição existentes na interface implante/prótese ou internamente na região de assentamento do parafuso, poderiam resultar em desadaptação da prótese nos demais implantes, exacerbando ainda mais nos extremos. Resultados semelhantes foram encontrados também por WASKEWICKZ et al., 1994; HELLDÉN & DÉRAND em 1998.

A média de desajuste encontrado nos cilindros centrais foi significativamente maior para as infra-estruturas fundidas em titânio ($119,831\mu\text{m}$), o que nos faz acreditar ser devido ao baixo peso específico e alto ponto de fusão ($1700\text{ }^{\circ}\text{C}$) desse material, que dificultam o processo de fundição.

Para a soldagem à laser, o titânio apresentou os melhores resultados comparados com a liga de paládio-prata. No entanto, não foi encontrado nenhum trabalho com solda à laser quando do uso da liga de paládio-prata. Segundo HELLDÉN & DÉRAND, em 1998, a técnica de soldagem à laser é recomendada para as armações de titânio, porém CASTILHO & BONACHELA, em 2000, utilizaram a liga de cobalto-cromo, obtendo bons resultados. A mesma observação também foi verificada em nosso trabalho quando do uso da liga de paládio-prata.

Desta maneira, com base nos resultados obtidos, pode-se argumentar a viabilidade dos procedimentos técnicos utilizados, propondo alternativas de tratamento através de próteses sobre implantes. Há necessidade de se realizar outros estudos com a finalidade de testar novos materiais, ampliando desta forma, os conhecimentos sobre a soldabilidade destes materiais, propiciando o desenvolvimento de próteses com maior desempenho clínico.

7. CONCLUSÃO

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

7.1 - A técnica da soldagem à laser melhorou significativamente o assentamento passivo das infra-estruturas em titânio e paládio-prata.

7.2 – Na técnica da soldagem à laser as estruturas de titânio (média 31,37 μm) foram estatisticamente superiores à liga de paládio-prata (média 106,59 μm) para os cilindros distais;

7.3 - O assentamento passivo nos cilindros centrais para a liga de paládio-prata (média 66,30 μm) foi estatisticamente superior ao titânio (média 119,83 μm);

7.4 – Para os cilindros centrais as estruturas soldadas à laser (média 34,73 μm) foram estatisticamente superiores as estruturas em monobloco (média 151,39 μm) no desajuste cervical;

7.5 – Não existiram diferenças entre as estruturas fundidas em titânio e paládio-prata para os cilindros distais, na técnica monobloco;

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. APARICIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. ***Int J Periodontics Restorative Dent***, Carol Stream, v.14, n.5, p.405-419, Oct. 1994.
2. _____. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Branemark implants: a technical note. ***Int J Oral Maxillofac Implants***, Lombard, v.10, n.5, p.614-618, Sept./Oct. 1995.
3. 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, Mar./Apr. 1995.
4. CARLSSON, B., CARLSSON, G.E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. ***Int J Oral Maxillofac Implants***, Lombard, v.9, n.1, p.90-94, Jan./Feb. 1994.

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

5. CASTILHO, D. ***Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser.*** Bauru, 2000. 93p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
6. CHAI, T., CHOU, C.K. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.79, n.4, p.477-483, Apr. 1998.
7. CRAIG, R.G. *et al.* ***Restorative dental materials.*** 10th ed. Saint Louis : Mosby, 1997. p.428-432.
8. GOODACRE, C.J. Palladium-silver alloys: a review of the literature. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.62, n.1, p.34-37, July 1989.
9. GORDON, T.E., SMITH, D.L. Laser welding of prosthesis – an initial report. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.24, n.4, p.472-476, Oct. 1970.

10. HELLDÉN, L.B., DÉRAND, T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passiva fit between cast titanium frameworks and implants. ***Int J Oral Maxillofac Implants***, Lombard, v.13, n.2, p.190-196, Mar./Apr. 1998.
11. HERBST, D. *et al.* Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.83, n.5, p.555-561, May 2000.
12. HOBO, S., ICHIDA, E., GARCIA, L.T. ***Osseointegração e reabilitação oclusal***. São Paulo : Santos, 1997. 461p.
13. HUMPHRIES, R.M., YAMAN, P., BLOEM, T.J. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. ***Int J Oral Maxillofac Implants***, Lombard, v.5, n.4, p.331-336, Winter 1990.
14. HUSSAINI, S., WONG, T. One clinical visit a multiple implant restoration master cast fabrication. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.78, n.6, p.550-553, Dec. 1997.

15. JOHANSSON, G., PALMQVIST, S. Complications, supplementary treatment and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont*, v.3, n.1, p.89-92, 1990.
16. JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.6, n.3, p.270-276, Fall 1991.
17. _____. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.11, n.2, p.151-158, Mar./Apr. 1996.
18. _____, 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.

19. _____., LINDÉN, B. Fixed Implant-Supported Prosthesis With Welded Titanium Frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Carol Stream, v.12, n.3, p.177-183, 1992.
20. KALLUS, T., BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.9, n.2, p.169-178, Mar. 1994.
21. KAN, J.Y.K. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.81, n.1, p.7-13, Jan. 1999.
22. KANÔ, S.C. Disadjustment of prosthetic components using different alloys. *J Dent Res*, Washington, v.74, n.3, p.806, 1995. [Abstract, 206]
23. LAUTENSCHLAGER, E.P., MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, London, v.43, n.3, p.245-253, June 1993.
24. LUCAS, L.C., LEMONS, J.E. Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res*, Washington, v.6, p.32-37, Sept. 1992.

25. MARCINAK, C.F. *et al.* Linear dimensional changes in elastic impression materials. **J Dent Res**, Washington, v.59, n.7, p.1152-1155, July 1980.
26. MISCH, C. E. ***Implantes Dentários Contemporâneos***. São Paulo: Santos, 2000. 685p.
27. ÖRTORP, A. *et al.* Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.12, n.1, p.65-72, Jan. 1999.
28. PARR, G.R. *et al.* Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.54, n.3, p.410-414, Sept. 1985.
29. RASMUSSEN, E.J. Alternative prosthodontic technique for tissueintegrated. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.57, n.2, p.199-205, Feb. 1987.
30. RIEDY, S.J. *et al.* Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.78, n.6, p.596-604, Dec. 1997.

31. SCHIEFFLEGER, B.E. *et al.* Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.54, n.6, p.770-776, Dec. 1985.
32. SJÖGREN, G. *et al.* Laser welding of titanium in dentistry. ***Acta Odontol Scand***, Oslo, v.46, n.4, p.247-253, Aug. 1988.
33. SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.49, n.6, p.843-848, June 1983.
34. TAMBASCO, J. *et al.* Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. ***J Dent Technol***, Mclean, v.13, n.4, p.23-31, May 1996.
35. VALLITTU, P.K., LUOTIO, K. Effect of cobalt-chromium alloy surface casting on resistance to deflection fatigue and surface hardness of titanium. ***Int J Prosthodont***, Lombard, v.9, n.6, p.527-532, Nov. 1996.
36. WANG, R.R., FENTON, A. Titanium for prothodontic applications: a review of the literature. ***Quintessence Int***, Berlin, v.27, n.6, p.401-408, June 1996.

37. _____., WELSCH, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.74, n.5, p.521-530, Nov. 1995.
38. WASKEWICZ, G.A. *et al.* Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. ***Int J Oral Maxillofac Implants***, Lombard, v.9, n.4, p.405-411, 1994.
39. WEE, A.G. *et al.* Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. ***Int J Prosthodont***, Lombard, v.12, n.2, p.167-178, Mar./Apr. 1999.
40. WHITE, G.E. ***Osseointegrated dental technology***. Carol Stream : Quintessence Publishing, 1993. 470p.
41. WISKOTT, H.W.A. *et al.* Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.77, n.6, p.607-616, June 1997.

42. ZARB, G.A., SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the toronto study. part iii: problems and complications encountered. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.64, n.2, p.185-194, Aug. 1990.
43. ZIEBERT, G.J. *et al.* Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. ***J Prosthet Dent***, Saint Louis, v.55, n.3, p.312-317, Mar. 1986.

ANEXO 1. Descrição dos dados obtidos.

CILINDRO A			
Amostra	Fundição	Monobloco	Solda a laser
1	Pd-Ag	218,565	
2	Pd-Ag	279,08	
3	Pd-Ag	195,8	
4	Pd-Ag	348,9	
5	Pd-Ag	529,4	
6	Pd-Ag		72,415
7	Pd-Ag		243,65
8	Pd-Ag		69,73
9	Pd-Ag		171,23
10	Pd-Ag		154,495
11	Ti	594,95	
12	Ti	273,9	
13	Ti	373,065	
14	Ti	111,065	
15	Ti	718,45	
16	Ti		27,45
17	Ti		14,15
18	Ti		14,83
19	Ti		25,23
20	Ti		38,05

ANEXO 2

CILINDRO C₁			
Amostra	Fundição	Monobloco	Solda a laser
1	Pd-Ag	74,33	
2	Pd-Ag	201,065	
3	Pd-Ag	88,66	
4	Pd-Ag	138,16	
5	Pd-Ag	234,75	
6	Pd-Ag		15,33
7	Pd-Ag		23,73
8	Pd-Ag		15,65
9	Pd-Ag		52,00
10	Pd-Ag		22,165
11	Ti	310,76	
12	Ti	168,05	
13	Ti	203,88	
14	Ti	83,08	
15	Ti	385,915	
16	Ti		28,73
17	Ti		50,95
18	Ti		48,08
19	Ti		35,25
20	Ti		94,165

ANEXO 3

CILINDRO E			
Amostra	Fundição	Monobloco	Solda a laser
1	Pd-Ag	164,88	
2	Pd-Ag	198,66	
3	Pd-Ag	148,05	
4	Pd-Ag	219,0	
5	Pd-Ag	165,88	
6	Pd-Ag		62,065
7	Pd-Ag		83,005
8	Pd-Ag		68,73
9	Pd-Ag		34,915
10	Pd-Ag		106,565
11	Ti	485,65	
12	Ti	201,65	
13	Ti	492,33	
14	Ti	409,03	
15	Ti	356,95	
16	Ti		12,55
17	Ti		70,45
18	Ti		17,08
19	Ti		70,91
20	Ti		22,95

ANEXO 4

CILINDRO C₂			
Amostra	Fundição	Monobloco	Solda a laser
1	Pd-Ag	79,165	
2	Pd-Ag	120,08	
3	Pd-Ag	36,83	
4	Pd-Ag	67,05	
5	Pd-Ag	57,15	
6	Pd-Ag		13,565
7	Pd-Ag		16,495
8	Pd-Ag		22,88
9	Pd-Ag		22,25
10	Pd-Ag		24,715
11	Ti	266,33	
12	Ti	65,23	
13	Ti	198,495	
14	Ti	141,88	
15	Ti	106,995	
16	Ti		27,33
17	Ti		23,415
18	Ti		59,23
19	Ti		29,915
20	Ti		68,95

APÊNDICE

Dados Originais

G1- CORPO DE PROVA 1

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.221.0	0.233.5	0.218.5	0.224.3
Face lingual	0.212.0	0.215.5	0.211.0	0.212.83
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.081.0	0.076.5	0.087.0	0,081,5
Face lingual	0.066.5	0.070.5	0.064.5	0,067,16
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.182.5	0.190.0	0.181.5	0,184,6
Face lingual	0.151.0	0.144.5	0.140.0	0,145,16
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.081.0	0.086.5	0.080.0	0,082,5
Face lingual	0.076.0	0.078.0	0.073.5	0,075,83

CORPO DE PROVA 2

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.306.0	0.302.0	0.289.0	0,299,0
Face lingual	0.256.0	0.255.0	0.251.5	0,259,16

	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.217.5	0.217.0	0.222.0	0,218,83
Face lingual	0.186.0	0.182.5	0.187.5	0,183,3

Corpo de prova 2	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.214.5	0.210.5	0.214.5	0,213,16
Face lingual	0.187.5	0.183.0	0.182.0	0,184,16
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.130.5	0.128.0	0.132.0	0,130,16
Face lingual	0.117.0	0.107.0	0.106.0	0,110

CORPO DE PROVA 3

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.212.5	0.207.5	0.200.0	0,206,6
Face lingual	0.179.5	0.186.5	0.189.0	0,185,0
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.106.5	0.108.0	0.107.0	0,107,16
Face lingual	0.071.5	0.065.5	0.073.5	0,070,16
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.151.0	0.139.0	0.138.0	0,142,6
Face lingual	0.160.0	0.152.5	0.148.0	0,153,5

	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.053.0	0.038.5	0.045.0	0,045,5
Face lingual	0.028.5	0.026.0	0.030.0	0,028,16

CORPO DE PROVA 4

	Cilindro A			<u>Média</u>
<u>Face vestibular</u>	0.374.0	0.364.0	0.364.5	0,367,5
<u>Face lingual</u>	0.320.5	0.335.5	0.335.0	0,330,3
	Cilindro C			<u>Média</u>

<u>Face vestibular</u>	0.140.5	<u>0.130.0</u>	<u>0.141.0</u>	<u>0,137,16</u>
<u>Face lingual</u>	0.141.5	<u>0.137.5</u>	<u>0.138.5</u>	<u>0,139,16</u>
	Cilindro E			<u>Média</u>
<u>Face vestibular</u>	0.226.5	<u>0.219.5</u>	<u>0.232.0</u>	<u>0,226,0</u>
<u>Face lingual</u>	<u>0.218.5</u>	<u>0.208.5</u>	<u>0.209.0</u>	<u>0,212,0</u>
	Cilindro C			<u>Média</u>
<u>Face vestibular</u>	0.057.0	0.051.0	0.055.5	0,054,5
<u>Face lingual</u>	0.085.5	0.078.0	0.078.0	0,080,5

CORPO DE PROVA 5

	Cilindro A			<u>Média</u>
<u>Face vestibular</u>	0.560.5	0.564.5	0.559.5	0,561,5
<u>Face lingual</u>	0.508.0	0.491.5	0.492.5	0,497,3

	Cilindro C			<u>Média</u>
<u>Face vestibular</u>	0.270.5	0.262.5	0.250.0	0,261,0
<u>Face lingual</u>	0.216.5	0.211.5	0.197.5	0,208,5
	Cilindro E			<u>Média</u>
<u>Face vestibular</u>	0.193.5	0.196.5	0.198.5	0,196,16
<u>Face lingual</u>	0.143.5	0.130.0	0.133.5	0,135,6
	Cilindro C			<u>Média</u>
<u>Face vestibular</u>	0.087.5	0.075.5	0.071.0	0,078,0
<u>Face lingual</u>	0.035.0	0.037.0	0.037.0	0,036,3

G2 - CORPO DE PROVA 1

	Cilindro A			<u>Média</u>
<u>Face vestibular</u>	0.128.0	0.126.0	0.133.5	0,129,16

Face lingual	0.168.0	0.160.0	0.153.5	0,160,5
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.018.0	0.017.5	0.013.0	0,016,16
Face lingual	0.019.5	0.010.0	0.014.0	0,014,5
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.091.5	0.079.5	0.077.5	0,082,83
Face lingual	0.041.5	0.041.0	0.041.5	0,041,3

	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.010.0	0.017.0	0.011.5	0,012,83
Face lingual	0.013.5	0.011.0	0.018.5	0,014,3

CORPO DE PROVA 2

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.240.0	0.247.5	0.251.5	0,246,3
Face lingual	0.247.0	0.238.0	0.238.0	0,241,0
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.015.5	0.016.5	0.010.5	0,014,16
Face lingual	0.031.5	0.032.0	0.036.5	0,033,3
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.124.0	0.122.0	0.118.0	0,121,3
Face lingual	0.069.5	0.064.0	0.063.0	0,044,71
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.018.5	0.015.5	0.017.5	0,017,16
Face lingual	0.016.5	0.016.5	0.014.5	0,015,83

CORPO DE PROVA 3

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.085.5	0.088.5	0.079.0	0,084,3
Face lingual	0.054.5	0.060.5	0.050.5	0,055,16
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.016.5	0.016.0	0.010.5	0,014,3
Face lingual	0.018.0	0.017.0	0.016.0	0,017,0
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.082.0	0.089.0	0.094.0	0,088,3
Face lingual	0.049.0	0.052.0	0.046.5	0,049,16
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.026.0	0.021.0	0.030.0	0,025,6
Face lingual	0.022.5	0.023.0	0.015.0	0,020,16

CORPO DE PROVA 4

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.138.0	0.153.0	0.148.0	0,146,3
Face lingual	0.204.0	0.198.5	0.186.0	0,196,16
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.048.0	0.044.5	0.049.0	0,047,0
Face lingual	0.057.0	0.055.0	0.059.0	0,057,0
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.039.0	0.043.5	0.046.5	0,043,0
Face lingual	0.28.5	0.025.0	0.027.0	0,026,83
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.029.0	0.027.0	0.022.0	0,026,0
Face lingual	0.021.5	0.017.5	0.016.0	0,018,3

CORPO DE PROVA 5

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.159.5	0.154.0	0.149.0	0,0154,16
Face lingual	0.151.0	0.159.0	0.154.5	0,154,83
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.026.0	0.017.5	0.019.0	0,020,83
Face lingual	0.021.5	0.024.0	0.025.0	0,023,5
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.120.5	0.110.0	0.113.0	0,114,3
Face lingual	0.104.5	0.090.5	0.101.5	0,098,83
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.036.0	0.027.0	0.029.0	0,030,6
Face lingual	0.020.0	0.018.0	0.018.5	0,018,83

G 3 - CORPO DE PROVA 1

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.618.0	0.618.0	0.617.0	0,617,6
Face lingual	0.581.5	0.565.0	0.570.5	0,572,3

	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.368.5	0.366.5	0.357.0	0,364,0
Face lingual	0.262.0	0.248.5	0.262.0	0,257,5
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.535.5	0.537.0	0.538.5	0,537,0

Face lingual	0.450.5	0.446.0	0.451.5	0,434,3
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.341.0	0.328.0	0.320.5	0,329,83
Face lingual	0.204.5	0.205.0	0.199.0	0,202,83

CORPO DE PROVA 2

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.285.5	0.291.0	0.288.5	0,288,3
Face lingual	0.260.0	0.261.0	0.257.5	0,259,5
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.215.5	0.220.5	0.213.5	0,216,5
Face lingual	0.120.0	0.119.5	0.119.5	0,119,6
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.217.5	0.217.0	0.223.5	0,219,3
Face lingual	0.187.5	0.180.5	0.184.0	0,184,0
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.090.5	0.088.5	0.088.5	0,089,16
Face lingual	0.034.0	0.046.0	0.044.0	0,041,3

CORPO DE PROVA 3

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.413.5	0.413.5	0.408.5	0,411,83
Face lingual	0.338.5	0.331.5	0.333.0	0,334,3
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.245.0	0.230.0	0.230.5	0,235,16
Face lingual	0.178.0	0.173.0	0.167.0	0,172,6
	Cilindro E			Média

Face vestibular	0.543.0	0.533.5	0.540.0	0,538,83
Face lingual	0.448.5	0.445.0	0.444.0	0,445,83
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.224.0	0.231.0	0.229.5	0,228,16
Face lingual	0.165.0	0.171.5	0.170.0	0,168,83

CORPO DE PROVA 4

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.108.5	0.103.5	0.108.5	0,106,83
Face lingual	0.117.0	0.114.5	0.114.5	0,115,3
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.146.5	0.143.0	0.142.5	0,144,0
Face lingual	0.029.5	0.020.0	0.021.5	0,023,6

	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.454.0	0.440.5	0.443.5	0,446,0
Face lingual	0.375.5	0.377.0	0.365.5	0,372,6
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.174.5	0.173.5	0.176.0	0,174,6
Face lingual	0.108.5	0.109.5	0.109.5	0,109,16

CORPO DE PROVA 5

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.760.0	0.759.0	0.763.0	0,760,6
Face lingual	0.690.0	0.670.5	0.668.5	0,676,3
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.417.0	0.417.5	0.416.0	0,416,83

Face lingual	0.358.0	0.359.5	0.347.5	0,355,0
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.404.0	0.392.0	0.394.0	0,396,6
Face lingual	0.313.5	0.318.0	0.320.5	0,317,3
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.120.5	0.112.0	0.118.0	0,116,83
Face lingual	0.096.0	0.094.5	0.101.0	0,097,16

G4 - CORPO DE PROVA 1

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.012.0	0.017.0	0.012.0	0,013,6
Face lingual	0.041.5	0.042.0	0.040.5	0,041,3
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.041.0	0.037.0	0.033.5	0,037,16
Face lingual	0.020.5	0.019.5	0.021.0	0,020,3
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.009.5	0.010.5	0.011.5	0,010,5
Face lingual	0.4.0	0.015.5	0.014.5	0,014,6
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.033.5	0.033.5	0.036.5	0,034,5
Face lingual	0.019.0	0.024.0	0.017.5	0,020,16

CORPO DE PROVA 2

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.009.0	0.009.0	0.007.0	0,008,3

Face lingual	0.022.0	0.020.0	0.018.0	0,020,0
--------------	---------	---------	---------	---------

	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.055.0	0.050.0	0.050.0	0,051,6
Face lingual	0.052.5	0.048.5	0.050.0	0,050,3
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.054.5	0.053.0	0.052.5	0,053,3
Face lingual	0.090.0	0.082.0	0.091.0	0,087,6
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.015.0	0.012.5	0.011.0	0,012,83
Face lingual	0.039.5	0.034.5	0.028.0	0,034,0

CORPO DE PROVA 3

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.007.5	0.010.0	0.011.0	0,009,5
Face lingual	0.017.0	0.022.5	0.021.0	0,020,16
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.042.5	0.052.5	0.043.0	0,046,0
Face lingual	0.053.0	0.043.5	0.054.0	0,050,16
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.014.0	0.019.0	0.013.0	0,015,3
Face lingual	0.022.0	0.018.0	0.021.0	0,020,3
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.076.0	0.061.0	0.067.5	0,068,16
Face lingual	0.049.0	0.050.5	0.051.5	0,050,3

CORPO DE PROVA 4

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.025.5	0.028.0	0.031.0	0,028,16
Face lingual	0.023.0	0.024.0	0.020.0	0,022,3
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.027.0	0.027.0	0.028.5	0,027,5
Face lingual	0.049.5	0.034.0	0.045.5	0,043,0
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.060.5	0.063.5	0.067.5	0,063,83
Face lingual	0.077.5	0.080.5	0.076.0	0,078,0
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.018.5	0.017.0	0.018.0	0,017,83
Face lingual	0.048.0	0.042.0	0.036.0	0,042,0

CORPO DE PROVA 5

	Cilindro A			Média
Face vestibular	0.035.0	0.016.0	0.027.0	0,026,0
Face lingual	0.048.5	0.057.0	0.050.0	0,051,0
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.063.5	0.063.5	0.060.5	0,062,5
Face lingual	0.125.5	0.124.0	0.128.5	0,125,83
	Cilindro E			Média
Face vestibular	0.025.5	0.016.0	0.014.5	0,018,6
Face lingual	0.027.5	0.026.5	0.028.0	0,027,3
	Cilindro C			Média
Face vestibular	0.038.0	0.048.5	0.050.5	0,045,6
Face lingual	0.094.5	0.095.0	0.087.5	0,092,3