



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



BRUNO PEREIRA ALVES
CIRURGIÃO-DENTISTA

**ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO DE ESTRUTURAS DE
PRÓTESES SOBRE IMPLANTES PRÉ-FABRICADAS
OU FUNDIDAS EM TITÂNIO, ANTES E APÓS
SOLDAGEM A LASER.**

*Tese apresentada a Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
título de Doutor em Clínica Odontológica -
área de concentração Prótese Dental.*

Piracicaba
2003



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



BRUNO PEREIRA ALVES
CIRURGIÃO-DENTISTA

**ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO DE ESTRUTURAS DE
PRÓTESES SOBRE IMPLANTES PRÉ-FABRICADAS
OU FUNDIDAS EM TITÂNIO, ANTES E APÓS
SOLDAGEM A LASER.**

Orientador: Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

*Tese apresentada a Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
título de Doutor em Clínica Odontológica -
área de concentração Prótese Dental.*

Piracicaba
2003

Ficha Catalográfica

AL87a Alves, Bruno Pereira.
Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser / Bruno Pereira Alves. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2002.
xviii, 109p. : il.

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

1. Prótese dentária. 2. Fundição dentária. 3. Lasers. 4. Implantes dentários. I. Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

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

DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus pais **SÉRGIO** e **ANA RITA**, que sempre ensinaram o caminho certo a seguir, e pela sua dedicação para a minha formação moral e intelectual, me incentivando e apoiando nesta nova etapa de minha vida.

À minha esposa **ANA CLÁUDIA**, companheira e incentivadora de todos os momentos, pelo amor e dedicação.

Minha eterna gratidão

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador, Prof. Dr. **MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO**, professor associado doutor da Área de Prótese Parcial Fixa, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pelos ensinamentos, pela orientação habilidosa deste trabalho e sobre tudo pela amizade.

Meu reconhecimento e sinceros agradecimentos

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À **FAPESP**, pela valiosa contribuição financeira e confiança providas nesse projeto (processo N° 00/10874-8)

Meu reconhecimento e sinceros agradecimentos

AGRADECIMENTOS

À direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, nas pessoas do Diretor Prof. Dr. **TALHES ROCHA DE MATTOS FILHO** e Diretor Associado Prof. Dr. **OSLEI PAES DE ALMEIDA**.

Ao coordenador da Pós-Graduação Prof. Dr. **LOURENÇO CORRER SOBRINHO** e à Prof^a Dr^a **BRENDA DE PAULA FIGUEIREDO DE ALMEIDA GOMES**, coordenadora do curso de Pós graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

Aos **PROFESSORES DA PÓS-GRADUAÇÃO** em Clínica Odontológica Área de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos e participação no meu crescimento científico.

Ao Prof. Dr. **GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES** e ao Prof. Dr. **MARCELO FERRAZ MESQUITA**, que, com amizade, boa vontade e troca de informações, estiveram sempre prontos a ajudar.

Ao **CENTRO UNIVERSITÁRIO DO ESTADO DO PARÁ – CESUPA**, nas pessoas do Reitor Prof. Dr. **JOÃO PAULO MENDES** Vice Reitor **SÉRGIO FIÚZA DE MELO** e Coordenador da área de saúde Prof. Dr. **JOÃO PAULO MENDES FILHO**.

À Prof^ª **MARIA SUELI KATAOKA** e ao Prof. Dr. **JOÃO EVANDRO DA SILVA MIRANDA** - professores da disciplina de Oclusão da Faculdade de Odontologia da UFPA, pelo que representam como exemplos de profissionalismo e dignidade, por indicar o caminho da pós-graduação e pela sincera amizade.

À Prof^ª Dr^ª **CÉLIA MARISA RIZZATTI BARBOSA**, pelo empréstimo do microscópio mensurador.

Aos colegas de pós-graduação **ADÉRICO, ALEXANDRE, ALMENARA, EDWIN, FREDERICO, HENRIQUE, JOANE, JOSÉ RENATO, JULIANA, JUVENIL, LILIANA, MANOEL, MARCO ANTÔNIO, MAURÍCIO, RAFAEL, ROBERTO, SAMIRA, SIDNEY, TATIANA, VERA, VIVIANE** e **ZAVANELLI**, pelo companheirismo e excelente convívio.

Ao Prof. **MANUEL AYRES**, pela realização da análise estatística dos resultados.

A todos que direta ou indiretamente possibilitaram a realização deste trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS

SUMÁRIO

RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	2
1. INTRODUÇÃO.....	3
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	8
3. PROPOSIÇÃO.....	56
4. METODOLOGIA.....	57
4.1. Materiais e métodos.....	57
4.1.1. Confecção modelo.....	57
4.1.2. Obtenção dos corpos-de-prova.....	58
4.1.3. Inclusão, fundição e acabamento.....	61
4.1.4. Análise da interface componente protético/implante.....	65
4.1.5. Procedimentos de soldagem a laser.....	67
4.1.6. Delineamento estatístico.....	68
5. RESULTADOS.....	69
5.1. Análise intragrupos.....	69
5.1.1. Grupo solda laser.....	69
5.1.2. Grupo fundição.....	70
5.1.3. Grupo fundição + solda laser.....	72
5.2. Análise intergrupos.....	73
6. DISCUSSÃO.....	75
7. CONCLUSÃO.....	81
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	82
ANEXO.....	91

RESUMO

O assentamento passivo das próteses sobre implantes é uma condição fundamental para seu sucesso. O presente estudo avaliou a adaptação da interface componente protético(UCLA)/implante, através de três diferentes técnicas: soldagem a laser (grupo 1), fundição em monobloco (grupo 2) e fundição e soldagem a laser (grupo 3). Cada estrutura apresentava 3 componentes protéticos ligados por duas barras. Foram utilizados 60 componentes protéticos (UCLA), sendo 30 pré-fabricados em Ti c.p. e 30 em plástico calcinável. Também foram utilizadas 40 barras cilíndricas de 2mm de diâmetro, sendo 20 pré-fabricadas em Ti c.p. e 20 calcináveis. Cada grupo tinha 10 corpos-de-prova. No grupo 1 foram utilizadas as estruturas pré-fabricadas, sendo as mesmas apenas soldadas a laser. No grupo 2 as estruturas calcináveis foram enceradas e fundidas em monobloco. O grupo 2 posteriormente foi seccionado e passou a ser chamado de grupo 3, sendo então soldado a laser. Todos os grupos foram mensurados em um microscópio com precisão de 0,0005mm em relação à adaptação, antes e após os procedimentos para a obtenção das estruturas, através de cada técnica. Os resultados mostraram que o grupo 1 apresentou uma adaptação estatisticamente superior, inicial (0,000 μ m) e final (9,931 μ m), em relação aos grupos 2 (9,568 μ m e 101,722 μ m) e 3 (20,258 μ m e 31,440 μ m). O grupo 3 apresentou uma melhora significativa em relação ao grupo 2. A técnica com melhor adaptação foi a que utilizou componentes pré-fabricados somente soldados a laser.

ABSTRACT

The passivi fit for prostheses supported by implants is basic condition for its success. The present study evaluated the adaptation from the interface implant/abutment (UCLA) through three different techniques: laser welding (group 1), one-piece-casting (group 2) and casting and laser welding (group 3). Each specimen had three abutments joined by two bars. It was used 60 abutments (UCLA), 30 in machined Ti c.p. and 30 machined in plastic. Also were used 40 bars with 2mm of diameter, 20 machined in Ti c.p. and 20 machined in plastic. Group 1 used the pieces machined in Ti c.p., which were only laser welded. Group 2 had the pieces machined in plastic, which were made in one-piece casting. Group 2 afterwards was cut and was called group 3, then was laser welded. All groups were measured for adaptation, before and after the procedures to obtain the structures, by each technique. The results show that group 1 is statistically superior in adaptation, at first ($0.000\mu\text{m}$) and at last ($9.931\mu\text{m}$), in relation to group 2 ($9.568\mu\text{m}$ e $101.722\mu\text{m}$) and 3 ($20.258\mu\text{m}$ e $31.440\mu\text{m}$). Group 3 shows a significant improvement in relation to group 2. It was not found any difference of adaptation between each abutment, in each group, or at any time.

1 – INTRODUÇÃO

Apesar do titânio ter sido descoberto por Gregor ainda em 1795 e batizado por Klaproth neste mesmo ano, somente cem anos após a sua descoberta é que foi produzido o titânio a 98-99,5% de pureza, denominado titânio comercialmente puro (Ti c.p.) (**NAKAJIMA & OKABE, 1996**).

O titânio é o nono elemento mais encontrado na crosta terrestre e o quarto entre os metais estruturais. A partir da corrida espacial na década de 50 teve início a utilização do titânio como um dos materiais ideais devido às suas propriedades de alta resistência e baixo peso específico, o que gera uma relação resistência x peso excelente (**TAIRA et al.,1989; HRUSKA, A.R., BORELLI, 1991; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993; WALTER et al.,1994; HANEY & MEIERS, 1996; BERG, 1996**).

Devido à sua baixa condutividade térmica, excelente biocompatibilidade e baixo custo, o titânio passou a ser empregado na Odontologia na forma de implantes, possuindo a capacidade de ósseointegração viabilizando assim, a substituição de elementos dentários perdidos (**LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993**).

O Ti c.p. apresenta propriedades mecânicas semelhantes às ligas de ouro tipo III e IV, Ni-Cr e Co-Cr (**BLACKMAN et al., 1991**). Dessa forma, vem sendo utilizado na confecção de artefatos protéticos como coroas, aparelhos removíveis e mais recentemente em infra-estruturas de próteses sobre implante.

As fundições odontológicas exigem cópias precisas de formas complexas. Isto tem levado pesquisadores do mundo inteiro a estudar a técnica de fundição do titânio e propriedades do Ti c.p. Tais estudos dão enfoque à comparação entre sistemas de fundição (**IDA et al., 1980; YOUNG et al., 1987; BESSING & BERGMAN, 1992**), adaptação marginal (**BLACKMAN et al., 1991**), porosidade interna (**HERO et al., 1993**) e precisão de fundição (**BLACKMAN et al., 1992**), tornando clara a necessidade de aprimoramento de suas técnicas.

A alta temperatura de fusão do titânio, próxima de 1700⁰C, exige procedimentos especiais de fundição, ciclos de resfriamento, revestimentos e equipamentos para prevenir sua contaminação. Em altas temperaturas, reage com elementos gasosos tais como nitrogênio, oxigênio e hidrogênio, devendo ser manipulado em ambiente controlado, sob risco da formação de uma camada espessa de óxidos, denominada “alfa case”, que tende a reduzir a resistência e ductilidade da estrutura obtida (**BERGMAN 1990, CRAIG et al., 1997**). Além disso, devido ao baixo peso específico, a injeção do metal liquefeito no molde de revestimento requer cuidados especiais no processo de fundição, como a utilização da câmara de vácuo e ambiente controlado (**CHAI & CHOU, 1998**).

Além das dificuldades de fundição, o titânio apresenta uma grande dificuldade com relação às soldagens odontológicas convencionais devido ao alto ponto de fusão e reatividade química (**CRAIG, 1997; IDA et al., 1980; PARR, 1985 e WANG & FENTON, 1996**).

Em 1978, **EAMES et al.** afirmaram que nenhuma infra-estrutura metálica odontológica adaptava-se perfeitamente sobre o dente preparado e que a completa adaptação era muito variável devido aos diversos procedimentos que antecediam sua confecção. Assim, é possível supor que a falha decorre dessas diversas etapas clínicas e laboratoriais às quais qualquer peça protética é submetida.

HUSSAINI & WONG et al. (1997) afirmaram que os erros resultantes da transferência de moldagem dos implantes freqüentemente levavam a procedimentos repetidos de secção e soldagem das infra-estruturas.

A perfeita adaptação marginal e o assentamento passivo são os principais indícios do sucesso de restaurações metálicas fundidas indiretas, quer sejam sobre dentes ou sobre implantes. Portanto, a ausência destas características acarreta algumas conseqüências, resultando em falha da prótese (**MILAN, 1997**).

Mesmo quando respeitadas todas as características especiais de fundição do titânio, isto não o isenta de falhas na adaptação marginal, e para corrigí-las a solda a laser se apresenta como uma alternativa através de suas características de exatidão, rapidez e economia, observadas, já em 1970, por **GORDON & SMITH**.

Outros autores pesquisando as propriedades mecânicas e micro estrutura de uniões soldadas a laser, verificaram que, quando as mesmas são realizadas em ambiente inerte (gás argônio ou hélio) apresentam vantagens como:

precisão e ponto de solda localizado, pequena zona de aquecimento, além de não exigir um contato direto entre as partes a serem soldadas. (**BERG et al., 1995; GORDON & SMITH, 1970; HULLING & CLARK, 1977; SJÖGREN et al., 1988; WANG & CHANG, 1998; WANG & WELSCH, 1995 e YAMAGISHI et al., 1993**)

Com a finalidade de se obter um selamento satisfatório entre a prótese e os implantes, normalmente são confeccionadas estruturas segmentadas, e soldadas para se minimizar as distorções de fundição (**RIEDY et al., 1997**). A soldagem a laser tem o intuito de melhorar a adaptação marginal mais pobre das fundições em titânio. (**HULLING & CLARK, 1977; IDA et al., 1980 e JEMT & LINDÉN, 1992**)

A maior parte das propriedades mecânicas e variáveis envolvendo a soldagem a laser, como: atmosfera de soldagem, dureza, porcentagem de alongamento, variáveis de voltagem e duração estão sendo pesquisadas e começando a ser estabelecidas na literatura.

Existem pesquisas recentes a respeito da adaptação de estruturas em Ti c.p. e de estruturas soldadas a laser relacionadas à: penetração do pulso (**WANG & CHANG, 1998**); porcelana aplicada sobre Ti c.p. soldado a laser (**DÉRAND, 1995**); duração e nível de energia do pulso (**CHAI & CHOU, 1998**); atmosfera de soldagem (**YAMAGISHI et al., 1993**); avaliação da adaptação passiva de próteses sobre implantes (**HELLDÉN & DÉRAND, 1998**); comparação das propriedades do Ti c.p com ligas áureas, ambas soldadas a laser (**SJÖGREN et al., 1988; BERG, 1995**); adaptação das infra-estruturas de implantes (**KAN,**

1999). Isto demonstra o grande interesse nesta área da prótese odontológica. O que evidencia a grande necessidade de novas pesquisas sobre a adaptação de estruturas protéticas sobre implantes, titânio e soldagem a laser, uma vez que suas características associadas ainda são pouco conhecidas.

2 – REVISÃO DA LITERATURA

Em 1970, **GORDON & SMITH** descreveram as características básicas, experiências e vantagens da soldagem a laser de próteses parciais fixas e próteses parciais removíveis de precisão. Relataram que o laser tem provido uma técnica precisa, econômica e rápida para a união de metais. Inicialmente os níveis de energia oscilavam entre 6 a 12J (joule) (0,016 a 0,0033 watts por hora) e depois estabeleceu-se níveis de 11 a 16J (0,0030 a 0,0044 watts por hora), com um comprimento de onda de aproximadamente 4ms e após estudo preliminar determinou-se 8ms. Em 1968 foi realizada a primeira soldagem em próteses parciais fixas de 04 elementos. Eventualmente a sobreposição de pontos de solda era requerida. Dezenove pacientes receberam restaurações indiretas, envolvendo 104 unidades fixas e 03 próteses parciais removíveis de precisão. A soldagem foi um sucesso e nenhuma união falhou sob condições normais de uso pelos pacientes. Apenas dois critérios foram utilizados para avaliar o sucesso da soldagem. O primeiro foi a facilidade de assentamento e o segundo, se havia falha ou não da solda em uso, durante 06 a 20 meses. Os autores relataram que a soldagem a laser apresentava resistência compatível com a resistência inerente do metal base. Observaram também que a separação das superfícies a serem soldadas não devia ultrapassar 0,001 polegada (0,0254mm ou 25,4 μ m) para uma penetração adequada da solda a laser. Houve uma superioridade na adaptação que resultava em vantagem anatômica e estética, não afetando a área

interproximal. Segundo os autores foi possível soldar a laser sem prejudicar a coloração da porcelana ou resina acrílica, não causando distorções na estrutura. Grande ênfase foi dada ao fato da soldagem a laser induzir menor distorção quando comparada com a soldagem convencional.

HULLING & CLARK, em 1977, compararam a distorção ocorrida em próteses parciais fixas compostas de três elementos unidos por soldagem a laser, brasagem e fundidas em peça única (monobloco). Este estudo pretendeu fazer uma avaliação objetiva laboratorial da precisão e confiabilidade da soldagem a laser como técnica de união das fundições individuais em comparação a brasagem e fundição em monobloco. Todos os procedimentos utilizados resultaram em alguma distorção, entretanto a soldagem a laser e as técnicas de fundição em monobloco, produziram significativamente menor distorção do que a brasagem. As medidas foram registradas em μm (micrometros) por um microscópio com aumento de dez vezes e representaram a distorção linear e rotacional combinada, associada às três técnicas analisadas. A soldagem a laser foi a que menor distorção produziu no processo de união.

Em 1978, **EAMES et al.**, estudaram várias técnicas para melhorar a adaptação de fundições. Para isso, utilizaram dentes humanos com preparos típicos para coroas totais e “inlays”. Concluiu-se que nenhuma fundição adaptava-se perfeitamente ao dente preparado ou ao troquel e a possibilidade de uma

completa adaptação era variável devido aos muitos procedimentos de manipulação envolvidos em sua confecção.

IDA et al., em 1980, investigaram as propriedades do Ti (titânio) e de suas ligas, avaliando suas aplicações para uso odontológico. Afirmaram que o Ti apresenta uma fundição dificultada, dada pela reatividade química em altas temperaturas, reação com o cadinho e devido à facilidade de oxidação. Contudo, uma nova máquina de fundição denominada “Castmatic” foi desenvolvida e a fundição com o Ti c.p. (comercialmente puro) e suas ligas tornou-se possível. O Ti c.p. e outras ligas, incluindo o Ni (níquel), Co (cobalto), Cr (cromo) ou Al (alumínio) como composições binárias ou ternárias foram preparadas e fundidas. Propriedades como temperatura de fusão, resistência mecânica, dureza, fluidez e manchamento foram avaliadas. Artefatos protéticos em Ti c.p. que nunca haviam sido usados no âmbito odontológico foram passíveis de inclusão e fundição. A fluidez e as propriedades mecânicas do Ti c.p. foram tão boas quanto à das ligas de Co-Cr e Ni-Cr.

SKALAK (1983) publicou um artigo onde comenta que o sucesso da osseointegração vai depender da maneira como os estresses mecânicos são transferidos dos implantes ao osso. É fundamental que tanto o osso como os implantes não sejam submetidos a forças além daquelas que estão aptos a receber. Sendo o titânio mais rígido e resistente que o osso, é mais provável que uma possível falha ocorra no osso ou na união do osso com o titânio. Prótese e

implante formam uma conexão rígida resultando em uma estrutura única, na qual prótese, implante e osso atuam como uma unidade; desta forma, qualquer desadaptação da prótese em relação ao implante resultará em um estresse interno da prótese, implante e osso. Segundo o autor esses estresses não podem ser detectados através de inspeção visual, porém podem ocasionar falhas mesmo sem a atuação de forças externas.

Em 1984, **MUENCH et al.**, analisaram a influência da granulação das partículas de revestimento no ajuste de RMF classe I e coroas totais. Foi utilizada uma liga experimental com 40% de Au e 8% de Pd e três tipos de revestimento: Excelsior (S.S. White), Higroterm (Polidental) e Cristobalite (Kerr). Concluíram haver irregularidades nas superfícies das fundições, sendo tanto maiores, quanto maiores fossem as partículas do revestimento.

RÜBELING & KREYLOS, em 1984 desenvolveram na Alemanha um aparelho de eletroerosão adaptado para laboratórios odontológicos e a partir deste momento começaram a realizar trabalhos protéticos. Estudou-se a aplicação deste equipamento em próteses parciais removíveis abrangendo todas as suas variações, concluindo que a eletroerosão poderia ser utilizada com sucesso não apenas em próteses parciais removíveis convencionais, mas também em próteses parciais removíveis com retenção friccional, próteses parciais removíveis associadas à próteses parciais fixas com sistema de encaixe do tipo

macho/fêmea, coroas unitárias ou esplintadas e próteses parciais removíveis com conector do tipo barra.

PARR et al., em 1985, levaram à tona aspectos importantes do Ti e suas ligas. Relataram propriedades singulares como resistência à fratura, biocompatibilidade e resistência à corrosão. Relataram ainda que o Ti estava presente de forma abundante na crosta terrestre, e que a maior parte do metal extraído era convertido em pigmento para tinta, sendo que apenas 5 a 10% era usado como metal. Uma transformação de fase ocorria a 882°C. O Ti existia em três formas: alfa, beta e alfa-beta. A adição de elementos como o vanádio (V) e o alumínio produziam uma solução sólida verdadeira. O V estabilizava a fase beta, e o Al estabilizava a fase alfa. O Ti era amplamente usado na indústria devido a propriedades como resistência à corrosão, dada pela formação instantânea de uma camada protetora de óxido de titânio na sua superfície. Segundo os autores, corrosão localizada e irregularidades superficiais podiam levar à quebra do filme óxido protetor.

SCHIFFLEGER et al. (1985) compararam próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos fundidas em monobloco em liga de ouro para metalocerâmica. Foi utilizado um molde de alumínio composto por 3 peças que acomodava 5 preparos em aço puro para coroa total de canino a segundo molar. Para cada tipo de prótese, foram feitas 6 fundições, somando um total de 18 fundições. Foi utilizado um microscópio com calibração em micrômetro para o

registro das medidas de discrepância vertical marginal. Os autores registraram também as diferenças nas distâncias dos ângulos axio-gengivais entre a matriz e as fundições. As fundições foram então seccionadas, sendo as medidas realizadas antes e após o seccionamento das peças. Os autores obtiveram as seguintes conclusões: 1) Houve uma melhora no assentamento das fundições em aproximadamente 50% após o seccionamento; 2) A distorção foi tridimensional, sendo sua maior discrepância na superfície mesiogengival do retentor anterior e distolingual do retentor posterior; 3) A menor distorção ocorreu nas próteses de 3 elementos e a maior nas próteses de 5 elementos; 4) O diâmetro vestibulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior que os preparos do modelo mestre na maioria dos casos; 6) O diâmetro mesio-distal das fundições no ângulo gengivo-axial foi menor que nos preparos do modelo mestre, sendo somente significativa nas prótese de 3 elementos.

SCHWARTZ, em 1986, revisando a literatura, relatou e discutiu métodos e técnicas para melhorar o ajuste marginal de restaurações fundidas. Desajustes marginais médios entre 10 μ m e 160 μ m foram considerados clínica e radiologicamente aceitáveis. Os métodos que poderiam ser utilizados para melhorar o ajuste marginal foram: enceramento em excesso nas margens dos padrões em cera; remoção da superfície interna do padrões; alívio interno das restaurações fundidas por meio de jateamento abrasivo; usinagem interna com fresas; canais oclusais de escape para excessos de cimentos; dispositivos para

aplicar e manter a força de cimentação; alívio interno dos padrões em cera por meio de espaçadores de troqueis.

YOUNG et al., em 1987, avaliaram o efeito de três diferentes desenhos de condutos de alimentação sobre a fluidez relativa de três ligas usualmente utilizadas na confecção de restaurações metalocerâmicas: Ag-Pd (prata-paládio), Ni-Cr (níquel-cromo) e Au-Pd (ouro-paládio). Os autores demonstraram que a fluidez da liga, habilidade para reproduzir os detalhes do padrão de cera, foi um fator crítico para o sucesso da restauração, sendo essa, afetada por muitos fatores, os quais incluíam a seleção da liga, a técnica e o desenho dos condutos, o material de inclusão, o procedimento de eliminação da cera e o processo de fundição. Realizaram um total de 45 fundições, usando uma malha de poliéster com 24 x 30 x 0,3mm de diâmetro como padrão. Foram confeccionados quinze desenhos de condutos seguindo o modelo de Runner (um conduto principal e dois condutos saindo deste e unidos à malha), 15 segundo Reservoir (2 condutos plásticos pré fabricados com reservatórios redondos unidos à malha) e 15 segundo Russeau (uma barra principal angulada em 70°, com 2 condutos unidos à malha). Os padrões foram incluídos em revestimento fosfatado e fundidos. Após a fundição, os blocos foram desincluídos e jateados com óxido de alumínio (50µm) para remover os resíduos. Os números totais de quadrados fundidos foram verificados, contados e registrados. Com qualquer uma das três ligas usadas, o desenho segundo o modelo de Russeau teve o melhor desempenho. Afirmaram que a formação de ângulos vivos devia ser evitada em qualquer tipo de desenho.

Em 1987, **HRUSKA** descreveu o uso do Ti na construção de coroas, próteses parciais fixas e também técnicas de soldagem intra-oral dessas próteses. A máquina utilizada nessa técnica era constituída por um aparelho de soldagem eletrônica que realizava uma solda dentro da cavidade bucal de forma segura e reproduzível. Devido à baixa condutibilidade térmica do titânio, não havia transmissão lateral de calor durante o processo de união. A temperatura na área de solda foi acima de 1600°C e mesmo assim não houve risco de choque elétrico para o paciente. O autor alertou que essa técnica só podia ser usada com Ti c.p. ou com ligas que continham alta percentagem de Ti.

SJÖGREN et al., em 1988, afirmaram que os dados até então desenvolvidos sobre soldagem a laser de amostras confeccionadas em Ti c.p. não estavam relacionados com o ponto de vista Odontológico. Assim, os autores avaliaram a resistência à tração, resistência à flexão a 0,2% e porcentagem de alongamento de amostras em Ti c.p. soldadas a laser, considerando a sua exeqüibilidade em próteses dentárias. Foram utilizados espécimes de Ti grau 1 e 2 com 2 e 5mm de diâmetro, respectivamente e com 70mm de comprimento após a soldagem. Um aparelho laser YAG a base de Neodinium (Lasag AG) foi usado nos procedimentos de soldagem, em atmosfera de argônio soldando inicialmente num ponto e em seguida no outro lado da amostra. Os corpos de prova foram totalmente soldados ao redor, sobrepondo os pontos de solda. Para uma comparação, barras de Au também foram unidas. Cinco grupos de 8 amostras cada, foram confeccionados, procurando variar a energia (15, 18, 12, 30 e 18J), o

tempo (5, 6, 6, 10 e 6ms) e a frequência (10,10, 10, 3 e 5Hz). Os resultados indicaram que o mecanismo geral de fratura das amostras não soldada foi similar aos espécimes soldados, que mostraram uma fratura do tipo dúctil, com poros e rachaduras na superfície de fratura variando em função da energia, tempo e frequência utilizada.

TAIRA et al., em 1989, investigaram as propriedades mecânicas, estrutura metalúrgica e resistência à corrosão do Ti c.p. fundido e de suas ligas, selecionadas para avaliar sua aplicação. Hastes de 12,7mm de Ti c.p. e hastes de 6,35mm da liga Ti-6Al-4V foram obtidas. Essas hastes foram cortadas em várias peças de 10mm de comprimento e fundidas numa atmosfera de argônio. Os lingotes de outras ligas selecionadas, tais como Ti-15V (titânio-vanádio), Ti-20Cu (titânio-cobre), e Ti-30Pd (titânio-paládio) foram preparados de maneira similar com a fundição de quantidades iguais de Ti c.p. e outros elementos metálicos combinados. Uma máquina de fundição “Castmatic” (Iwatani) foi usada para preparar os lingotes de Ti c.p. e suas ligas. Esse processo envolveu a fundição em atmosfera de gás argônio sob um cadinho de cobre, pressurizado entre duas câmaras. O processo de fundição foi automático e ficava pronto entre 2 a 3 minutos. Foi obtida uma radiografia das superfícies polidas para identificar eventuais defeitos. Os espécimes após procedimento de polimento foram ensaiados numa máquina de ensaios universal (Instron) numa velocidade de 0,635mm/min. A força e o alongamento foram monitorados para determinar o módulo de elasticidade e o limite de resistência à tração. Em seguida, os discos

fundidos foram cortados na metade, montados em moldes acrílicos e polidos para análise da microdureza Vicker's. O ensaio de corrosão eletroquímica foi conduzido sobre a superfície de uma amostra polida e em solução salina isotônica com dois pH diferentes. O potencial foi mensurado após trinta minutos. Observaram que as ligas de Ti c.p. tinham propriedades mecânicas similares às ligas de Au do tipo IV. O baixo módulo de elasticidade fornecia suficiente força retentiva requerida por um grampo de uma prótese parcial removível ou para uso ortodôntico. Os resultados sugeriram que as ligas de Ti apresentavam características promissoras para uso Odontológico.

BERGMAN em 1990, em seu manual de fundição de peças dentais confeccionadas em Ti, relatou que uma liga contendo 99,5% de Ti, também denominada de Ti c.p., passava por uma transformação de estrutura cristalina hexagonal compacta (fase alfa) para uma estrutura cúbica de corpo centrado (fase beta) a 883°C. Esta mudança de estrutura cristalina, segundo o autor, estava diretamente relacionada com as propriedades do metal. A temperatura de transformação de fase podia ser aumentada ou diminuída pela adição de certos elementos. Dessa forma, era possível estabilizar a fase requerida para um certo campo de aplicação. O Ti era um metal muito reativo, mas a delgada película que se formava instantaneamente e espontaneamente sobre sua superfície em contato com o ar, o transformava de uma condição ativa para passiva. A película de óxido era razoavelmente protetora contra o ataque químico. Contudo, soluções ácidas, redutoras por natureza, ambientes com alto poder oxidante e a presença de íons

fluoretos diminuíam a qualidade protetora da película de óxido e o fenômeno corrosivo podia ocorrer. Assim, o Ti apresentava uma resistência à corrosão dependente da estabilidade e poder de reparação da camada de óxido na superfície e que a presença de íons fluoretos reduzia esta natureza protetora. Ressaltou que apenas os agentes profiláticos com fluoretos ácidos afetavam a superfície do Ti e não as soluções de fluoretos de sódio neutro.

Em 1991, **JEMT** desenvolveu um estudo com o propósito de identificar problemas e complicações relacionadas ao tratamento protético de 380 maxilas e mandíbulas reabilitadas com próteses totais fixas implanto-suportadas. Verificou que o índice de sucesso para as próteses foi de 99,5% e 98,1% para os implantes. Embora o número de complicações tenha sido baixo, estas foram mais freqüentes na maxila. As complicações mais comumente encontradas foram: problemas de dicção (31,2%) sendo mais freqüente na maxila, mordida do lábio e bochecha (6,6%) sendo mais freqüente na mandíbula, irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístulas, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica em ouro (0,8%), sem ter 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

significante, sendo maior na maxila. O assentamento passivo das prótese proporcionam um grau satisfatório de estabilidade aos parafusos de ouro, diminuindo o risco de fratura dos componentes. O autor sugeriu um protocolo para avaliar a adaptação passiva de infra-estruturas metálicas suportada por cinco implantes. Estes cinco implantes devem ser numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Em seguida verifica-se a adaptação dos demais componentes. Repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso 5). Após verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, depois o mais intermediário e por fim os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de $\frac{1}{2}$ volta (180°) é permitido para o aperto final da prótese. Outra maneira utilizada para avaliar a adaptação é pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro, quando mais de $\frac{1}{2}$ volta era necessário para um aperto completo do parafuso, a estrutura era considerada mal ajustada e era seccionada e soldada, obtendo-se assim, um bom grau de passividade desta infra-estrutura sobre os implantes.

A realização de fundições de alta qualidade e pureza, soldagem laboratorial e soldagem intraoral e com um dispositivo para auxiliar a confecção de fundições sem contaminação foram descritas em 1991 por **HRUSKA & BORELLI**. Relataram que sendo o titânio um elemento químico relativamente abundante e de

baixo custo, com propriedades físicas e químicas singulares, este era de grande interesse à Odontologia. Os autores levantaram os problemas inerentes deste metal (alta reatividade química com o nitrogênio, oxigênio, carbono e hidrogênio em altas temperaturas), que contaminava o metal deixando-o mais frágil. O descontaminador descrito permitia que o molde não aprisionasse ar, mantendo vácuo no interior do molde. Foram relatados alguns critérios para controlar a qualidade da fundição e da soldagem, tais como a coloração prateada após o jateamento, presença de escapes e condutos de alimentação sem ângulos vivos e exame radiográfico.

BLACKMAN et al., em 1991, utilizaram um sistema de fundição baseado na força centrífuga com ambiente inerte para medir as mudanças que ocorriam durante a confecção de uma prótese parcial removível. Dezenove fundições foram mensuradas nos planos vertical e horizontal e comparadas com uma liga de Ni-Cr (Ticonium) de estudos prévios. Os dados demonstraram variações dimensionais em ambos planos vertical e horizontal com um máximo de contração horizontal de 2,6% e expansão vertical de 1,8%. As mensurações anteriores resultaram em médias praticamente neutras. As mudanças dimensionais encontradas nas fundições de Ti eram similares às encontradas em outros metais utilizados para estruturas de próteses parciais removíveis.

JEMT & LINDÉN (1992) selecionaram 86 pacientes para serem reabilitados com uma nova técnica de próteses sobre implantes. Eles utilizaram

componentes pré-fabricados de titânio unidos por soldagem à laser para formar uma infra-estrutura protética. Os resultados após um ano indicaram a mesma incidência de falhas de uma prótese implanto-suportada com a infra-estrutura obtida através da convencional fundição do metal. Os autores comparam seus dados com os outros de 287 infra-estruturas de próteses sobre implantes fundidas. Apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro ano em função e exigiram algumas modificações. Novas técnicas usualmente envolvem problemas e complicações que não podem ser detectados antes de testados clinicamente. Os autores colocam que esta técnica dificulta um pouco a colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes, e a prótese fica sobre-estendida buco-lingualmente. Exigindo o refinamento dos componentes de titânio pré-fabricados. Estudos ainda são necessários para verificar a efetividade desta técnica por um longo período de tempo, principalmente propriedades como resistência à fadiga.

BLACKMAN et al., em 1992, investigaram o desajuste marginal de *copings* fundidos em Ti c.p. e a geometria dos preparos. Foram confeccionados 20 *copings* fundidos com término em chamfro de 45° na vestibular e ombro de 90° na lingual, altura de 7,5mm, redução axial de 1,5mm e ângulo de convergência oclusal de 8°. As medidas de desajuste marginal foram feitas com auxílio do microscópio e aumento de 50 vezes. As conclusões obtidas foram: *copings* fundidos em Ti c.p. podem apresentar adaptação marginal aceitável; melhores técnicas de fundição e/ou revestimentos refratários para Ti eram necessários para

obtenção de próteses com margens mais adaptadas, recomendando novos estudos, inclusive clínicos.

A fusibilidade do Ti foi verificada por **BESSING & BERGMAN**, em 1992, utilizando-se de três diferentes equipamentos de fundição: Titaniumer (Ohara Co., Japão) que utiliza argônio/arco voltáico para fusão e injeção por centrifugação; Castamatic-S (Iwatani Co., Japão) e Cyclarc (J. Morita Europe, Alemanha) com fusão pelo mesmo princípio e injeção por fluxo de argônio (pressão/vácuo). O processo de fundição em Ti apresentou maiores dificuldades do que as normalmente encontradas nos processos tradicionais para fundição de Au e ligas de metais básicos, devido a reatividade do metal com O (oxigênio) em altas temperaturas e baixo escoamento da liga. A utilização de equipamentos com atmosfera inerte e o enceramento com sobrecontorno dos padrões de fundição em cera com posterior usinagem interna e refinamento externo com fresas foram alternativas válidas para compensar estas desvantagens. Os valores médios de diâmetro de borda foram: 60 μ m (18-182 μ m) com a Titaniumer; 59 μ m (18-102 μ m) com a Castmatic-S e; 53 μ m (5-108 μ m) com a Cyclarc. Os valores médios e mínimos obtidos com os três equipamentos foram similares, entretanto considerando-se os valores máximos obtidos, as diferenças foram significativas, sendo que a Cyclarc apresentou-se melhor do que os dois outros métodos.

ROGGENSACK et al., em 1993 investigaram as propriedades de dois métodos alternativos de união do Ti em Odontologia: soldagem a laser e soldagem

de plasma. Na soldagem de plasma o arco é protegido pelo gás argônio e conduz um plasma de Ti. Foi necessária uma fenda de 500 μ m (0,5mm) entre as partes e a soldagem foi realizada manualmente. A dureza foi registrada para checar a influência do processo de soldagem na estrutura do metal, pois as alterações da microestrutura resultam em alterações na dureza. As propriedades mecânicas das uniões soldadas foram analisadas pelo ensaio de fadiga acima de 3000 ciclos. A área de aquecimento foi maior após a solda com plasma comparado com a solda a laser. Com relação ao ensaio de fadiga não houve diferença significativa. Até o momento, a solda a laser era a técnica mais adequada em Odontologia devido a sua baixa alteração térmica nas peças trabalhadas.

Em 1993, **YAMAGISHI et al.**, analisaram as propriedades de placas de Ti c.p. soldadas a laser e compararam com placas de Ti c.p. original usando ensaio de dureza Vicker's e resistência de três pontos. Segundo os autores, várias tentativas têm sido realizadas para soldar o Ti. Relatam que o método de inclusão em revestimento era complicado e consumia muito tempo. Outras técnicas de soldagem incluem: solda elétrica, solda com raios infravermelhos e soldagem com plasma. Para soldar o titânio sem que ocorresse oxidação, a área a ser soldada devia ser isolada do ar. Em todos os métodos, a soldagem devia ser executada rapidamente e a liberação de calor no processo ficava restrita a uma pequena área. O aparelho utilizado no estudo foi o modelo ML-2220A, com potência máxima de 30J e distância focal de 70mm. Foi realizado um ensaio em atmosfera não controlada (ar livre) e controlada, usando um bocal que soprava gás argônio

na área a ser irradiada. Uma inspeção radiográfica foi conduzida para eliminar peças defeituosas. Adicionalmente, a superfície foi analisada em MEV. Segundo os autores, um obstáculo para o êxito da soldagem a laser foi o controle da atmosfera de argônio, para isolar o Ti do ar e prevenir a oxidação. A MEV evidenciou rachaduras quando o processo foi executado ao ar livre e não quando o controle da atmosfera era feito. Quando a potência foi aumentada, a resistência diminuiu. Assim, segundo os autores, a soldagem a laser foi efetiva na presença da atmosfera controlada e com uma intensidade intermediária (15 a 20J ou 0,0041 a 0,0055 watts por hora). Concluem relatando que esse método oferece vantagens sobre os outros procedimentos, pois o laser pode ser direcionado numa pequena área, concentrando menos calor e consumindo menor tempo.

Em 1993, **HERO et al.**, avaliaram em que extensão os fatores precedentes afetavam o molde de revestimento e porosidades em fundições de Ti. Um enfoque especial foi dado ao efeito da pressão do argônio, ao orifício de escape e a permeabilidade do revestimento sobre o molde de preenchimento e a validez das fundições. A fundição do Ti foi realizada em uma máquina com duas câmaras. A câmara superior de fundição foi preenchida com argônio, enquanto na inferior criava-se um vácuo. Alcançado o ponto de fusão, o Ti fluía através de um portal no cadinho forçado pela pressão do argônio. O padrão foi constituído por três pânticos pré-fabricados. Os modelos refratários foram feitos a partir de diferentes revestimentos (Bellavest T ou Titavest CB). O experimento envolveu a produção de 5 grupos. No grupo A, escapes verticais foram unidos a cada

componente da prótese e fundiu-se com uma pressão de 0,006MPa (0,059atm ou 0,06bar ou 0,87psi); no grupo B, cinco escapes foram usados e a pressão foi de 0,053MPa (0,52atm ou 0,53bar ou 7,68psi); no grupo C nenhum escape foi usado e a pressão foi de 0,006MPa; todos os padrões A, B e C foram cobertos com óxido de zircônio e incluídos num dos revestimentos (Bellavest T). No grupo D, foram usados escapes verticais e no grupo E os padrões não tinham escape. Outro revestimento foi usado no grupo D e E (Titavest CB) com uma pressão de 0,006MPa. Uma determinação qualitativa foi feita através de uma inspeção visual. Já as porosidades foram verificadas em aparelho de raios-X. Observaram que os moldes sem orifícios de escape produziram as fundições mais perfeitas. A precisão das fundições realizadas sob uma pressão de 0,006MPa foi significativamente maior do que com 0,053MPa. No entanto, a despeito da presença ou ausência de saídas de escape, todos os moldes foram preenchidos completamente.

Em 1993, **LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN** traçaram um perfil das propriedades do Ti, bem como suas vantagens e desvantagens, relatando um futuro próximo brilhante com relação ao uso Odontológico em artefatos protéticos, fios ortodônticos, limas endodônticas e outros. Segundo os autores, pesquisas adicionais seriam necessárias para aperfeiçoar as técnicas de união titânio-cerâmica, resposta biológica e técnicas de fundição, que eram extremamente críticas e deviam ser seguidas com rigor sob pena de contaminar o material. Ressaltaram que o Ti era abundante na crosta terrestre, compreendendo cerca de

0,6%, sendo milhões de vezes mais abundante do que o Au e com processo de extração mais barato. No entanto, ele não existia naturalmente em seu estado elementar, mas na forma de TiO_2 (rutile) ou $FeTiO_3$ (ilmenite). As propriedades como peso leve, baixa densidade ($4,5g/cm^3$), módulo de elasticidade comparável ao do Au, combinado com alta resistência, fazia do Ti e suas ligas um dos materiais com as maiores proporções resistência/peso, perdendo apenas para a fibra de vidro e outros polímeros altamente reforçados. O Ti passava por uma transformação da fase alfa (hexagonal) para fase beta (estrutura cristalina cúbica de corpo centrado) a $883^\circ C$, e permanecia nessa forma cristalográfica até a fusão a $1672^\circ C$. Podia ser fundido com uma ampla variedade de elementos para alterar suas propriedades e melhorar o desempenho em altas temperaturas, aperfeiçoar a resistência, solda, e acabamento. Elementos como Al, Ga (gálio), Sn (estanho), mais elementos intersticiais como C (carbono), O (oxigênio), e N (nitrogênio), tanto sozinhos como em conjunto podiam estabilizar a fase alfa, resultando em bom desempenho em altas temperaturas. Elementos como V, Nb (nióbio), Ta (tântalo), e Mo (molibdênio) estabilizavam a fase beta, a qual tendia a ser completamente maleável. Havia ligas como o Ti-6Al-4V, cuja composição à temperatura ambiente era tal que suportava a mistura das fases alfa e beta. Afirmaram que era um metal com baixa condutividade térmica ($0,16 \text{ cal.cm/seg}$ contra $0,71$ para o Au), significando que o calor não era dissipado rapidamente, devendo-se assim, tomar cuidados no momento do acabamento. Os autores destacaram que na Odontologia, o Ti tornou-se um elemento de escolha na fabricação de implantes aloplásticos substitutos a dentes ausentes, haja vista sua excelente

biocompatibilidade em tecidos moles e duros. Esta biocompatibilidade devia-se à formação de uma camada passivadora à base de óxido de Ti, inerte ao ataque eletroquímico, muito bem aderida ao metal de origem e que permitia o íntimo contato de biomoléculas. Muitas ligas metálicas, incluindo as ligas do sistema Co-Cr, também eram protegidas por tal camada de óxido, entretanto, a camada que se formava sob o Ti, parecia ser especialmente inerte ao ataque eletroquímico.

WASKEWICKZ et al. (1994) testaram a passividade de infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes através da análise fotoelástica. Para analisar os padrões de estresses gerados ao redor de implantes em infra-estruturas adaptadas e não adaptadas, foram fotografadas as franjas de tensões geradas quando do aperto dos parafusos de ouro. Foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva de uma mandíbula humana, contendo 5 implantes Nobelpharma (3,75mm X 10mm) e com intermediários convencionais de 4mm de diâmetro. A este conjunto, foram posicionados cilindros de ouro que, após um torque de 10Ncm foram unidos entre si com resina autopolimerizável para a confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatado ausência de contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro, sendo a infra-estrutura sem adaptação passiva analisadas fotoelásticamente pelo aperto dos parafusos com torque de 10Ncm por 3 métodos diferentes. Após um registro inicial, a infra-estrutura foi então seccionada e soldada. O aperto dos parafusos na infra-estrutura sem adaptação passiva mostrou uma maior concentração de estresses ao redor dos implantes , sendo indiferente nos 3

métodos de aperto testado. Todos os implantes apresentaram a presença de franjas no modelo fotoelástico, porém os implantes mais distais (1 e 5) mostraram uma maior concentração de estresses no terço médio de cada implante e a menor na região apical e cervical. Na infra-estrutura soldada não foi observado presença de estresses. Devido à dificuldade de se avaliar clinicamente a passividade de infra-estruturas metálicas em próteses sobre implantes, os autores sugerem que a peça seja seccionada e soldada para que se possa assegurar um grau aceitável de passividade a estas próteses sobre implantes. Este estudo indicou que nenhum stress foi produzido em volta dos implantes após a peça ter sido seccionada e soldada.

APARICIO (1994), analisou o assentamento passivo em próteses cimentadas. O ajuste circunferencial passivo da prótese nos seus pilares foi avaliado por meio de três parâmetros clínicos: ausência de sensações de tensão ou dor durante a colocação; o fechamento final de todos os parafusos com volta máxima de um terço sem experimentar resistência; teste de ajuste da armação usando um parafuso único de ouro em uma posição distal e exame visual com lentes de aumento do assentamento dos pilares onde a altura da gengiva permitia, ou por radiografias intraorais quando a junção cilindro de ouro/pilar estava subgengival. O autor enfatiza que para manter a osseointegração, é essencial que haja passividade da prótese sobre o implante, que é incapaz de adaptar-se a uma nova posição quando a prótese não estiver em estado de passividade devido a ausência de ligamento periodontal. A resistência da união cimentada é obviamente

crítica. Por isso, a espessura deve ser mantida entre 0,1 a 0,3 mm. Discrepâncias maiores que estas, devem ser corrigidas por corte e soldagem ou por repetição da fundição.

Devido a sua ótima biocompatibilidade e excelente resistência a corrosão, o Ti passou a ser o material de eleição em implantodontia. Mas com o aumento dos estudos de outras propriedades vantajosas do metal, como a baixa condutividade térmica, baixa densidade, baixo custo comparado ao das ligas nobres/semi-nobres e considerável translucidez a passagem dos raios-X permitindo assim diagnosticar possíveis bolhas ou irregularidades dos artefatos protéticos que comprometeriam um resultado satisfatório deste em função na cavidade oral, este material passou a despertar grande interesse também na área de prótese. Tendo em vista estas características, em 1994, **WALTER et al.**, avaliaram a performance clínica de coroas e próteses fixas confeccionadas em Ti através do método de associação da eletroerosão com a duplicação mecânica dos modelos proposta por Andersson, em 1989. Foram confeccionadas 147 unidades protéticas, sendo que 40 eram metálicas e 107 metalocerâmicas (Ti + Duceratin). Foram avaliadas três características: superfície e cor; forma anatômica e integridade marginal. As coroas foram classificadas em satisfatórias (excelentes ou aceitáveis) e insatisfatórias (com possibilidade de reparo ou necessidade de substituição). Após acompanhamento clínico de 3 anos, as coroas metálicas apresentaram-se satisfatórias em todos os casos (100%), enquanto que as metalocerâmicas apresentaram-se satisfatórias na maioria dos casos (95%). Com

isso, os autores concluíram que as restaurações de Ti são satisfatórias clinicamente, embora ainda apresentem alguns problemas não solucionados.

Avaliando a força de união entre a superfície do Ti c.p. e porcelana, **DÉRAND** em 1995 determinou se o Ti soldado a laser apresentava um efeito sobre a força de união da porcelana ao metal. O autor usou placas de Ti grau II nas dimensões de 6 x 8 x 1mm e dividiu em dois grupos de 40 e 30 espécimes respectivamente. As placas do primeiro grupo foram soldadas a laser com proteção de gás argônio e as placas do segundo grupo foram trabalhadas com brocas sobre a superfície, para obter uma textura ondulada. As amostras de cada grupo foram subdivididas em dois subgrupos. No primeiro, as placas foram cobertas com agente de união e no outro subgrupo, uma camada de opaco e dentina foram aplicados. A resistência à tração da porcelana unida ao Ti soldado foi mensurada com um ensaio de 4 pontos e a interface foi examinada usando MEV e análise de difração de raios-X. Os resultados indicaram que a soldagem não reduziu a capacidade de união da porcelana ao Ti. O autor relatou um alto grau de irregularidades na superfície soldada, o que melhorou a união. Concluiu que a soldagem do Ti previamente a aplicação da porcelana foi um método aceitável e não causou deterioração da força de união. Afirmou que a soldagem a laser era o melhor método e o mais empregado, quando o Ti era usado.

Em 1995, **SCHMITT & CHANCE** descreveram a técnica de fabricação de restaurações metálicas implante-retidas sem a necessidade de fundições,

através da associação de 3 métodos não convencionais: *Laser Scanning*; sistema CAD-CAM e; eletroerosão. Com isso foi possível a fabricação de restaurações metálicas com grande precisão em relação a adaptação marginal, sem a utilização da técnica da cera-perdida e fundição do metal. Os autores relataram que antes da introdução deste sistema na Odontologia, as restaurações, inclusive as do tipo implante-retidas, eram normalmente confeccionadas pelas técnicas laboratoriais convencionais e que estes métodos apresentavam imprecisões resultantes de distorções dos modelos, revestimentos e resfriamento do metal, além do fato de poderem gerar reações galvânicas na interface implante/restauração por serem normalmente confeccionadas em Au ou alguma liga de metal básico, o que não ocorriam na associação das três técnicas. O uso do *Laser Scanning* consiste numa técnica alternativa onde feixes de luz (laser de baixa-energia) são projetados sobre o modelo a ser reproduzido, sendo capturados num sensor próprio do aparelho. Estes dados são arquivados no formato .STL e, transferidos para o sistema CAD-CAM que irá criar o modelo em 3 dimensões. Na seqüência era feita a restauração metálica em Ti através do processo de eletroerosão no aparato E.D.M. A restauração concluída apresentou excelente contorno, adaptação marginal e propriedades biomecânicas. Com isso foi concluído que a utilização do *Laser Scanning*, CAD-CAM e eletroerosão pode ser indicada na fabricação de restaurações metálicas implante-retidas, obtendo resultados mais versáteis e precisos do que os obtidos pelas técnicas convencionais.

BERG et al., em 1995, compararam as propriedades mecânicas do Ti c.p. fundido e forjado quando intacto e soldados a laser, com uma liga de Au do tipo IV. Os autores citaram três métodos usados para a confecção de próteses em Ti: coroas unitárias fabricadas pelo processo de eletroerosão, componentes torneados e soldados para formar uma estrutura implanto suportada, e a técnica da cera perdida. O Ti devido a sua biocompatibilidade e baixo custo, era um material bastante utilizado na Odontologia. Relataram também as dificuldades encontradas no processo de fundição e soldagem, dada pelo alto ponto de fusão, reatividade química e dificuldade de escoamento, devido o baixo peso específico. Hastes de Ti grau 2, semelhantes a um halteres foram obtidas a partir da fundição em ambiente controlado de gás argônio. As amostras a serem soldadas foram colocadas num dispositivo que mantinha o alinhamento e o contato. Utilizaram um aparelho laser a base de neodinium (Haas Laser 91114) com energia de 20J a 7,5ms. As hastes foram avaliadas numa máquina Instron, numa velocidade de 0,5mm/min. Em termos de resistência, não houve diferença entre os dois materiais a base de Ti (fundido e forjado). O Ti soldado foi tão resistente quanto o Au soldado. Relataram que o Ti trabalhado a frio era mais dúctil e a qualidade da solda pareceu ser o fator mais importante para a resistência, cujo processo depende das falhas e não das propriedades do metal na zona de solda.

JIMENÉZ-LÓPEZ em 1995 apresentou a técnica do cilindro cimentado em prótese rosqueada sobre implantes. A técnica consistia na confecção de uma estrutura em peça única, sem soldagem, e na qual era integrado um cilindro de

ouro que seria usado como referência para posicioná-la na boca. Em seguida, nas regiões correspondentes aos cilindros restantes, previamente posicionados e fixados no pilar transeptal, eram preparados alojamentos para que posteriormente fossem cimentados diretamente na boca com resina anaeróbica. O autor relatou obter um ajuste passivo absoluto que, além disso, facilitava a técnica de laboratório, obtendo ótimos resultados com maior rapidez e confiabilidade.

WANG & WELSCH, em 1995, compararam o Ti c.p. e a liga Ti-6Al-4V, abrangendo três métodos de soldagem: aquecimento por irradiação de raios infravermelhos, soldagem com gás inerte e soldagem a laser, utilizando ensaios mecânicos (dureza Vicker's, resistência uniaxial à fratura e porcentagem de alongamento) e análise da microestrutura. Relataram que o uso do Ti c.p. na Odontologia, particularmente para implantes, próteses parciais fixas e removíveis, aumentou drasticamente devido a propriedades que incluíam: baixa densidade, biocompatibilidade, resistência à corrosão, alta proporção resistência/peso e condutividade térmica relativamente baixa. Relataram também problemas com o manuseio do Ti e suas ligas, como alto ponto de fusão (1670°C) e reatividade química. Assim, devido a grande afinidade com o oxigênio em altas temperaturas, métodos convencionais de soldagem, que usam a chama de O₂ são indesejáveis para unir o Ti e suas ligas. Os métodos de soldagem nesse estudo utilizavam câmara protetora. A luz laser fornecia uma energia eletromagnética coerente, monocromática e colimada, sendo capaz de concentrar a energia num ponto localizado. Segundo os autores, as vantagens da soldagem a laser eram:

soldagem precisa e bem definida, sem necessidade de contato direto, pequena zona de calor, o campo magnético não causava efeito danoso. A soldagem a laser era um método efetivo, contudo dependente da intensidade da irradiação. As hastes utilizadas tinham 3mm de diâmetro e 40mm de comprimento. Os espécimes controle tinham 3mm de diâmetro e 80mm de comprimento. Uma energia de 18J foi aplicada com 2Hz e 12ms. A carga necessária para fraturar as amostras foi registrada pela máquina Instron. A microdureza foi conduzida com uma carga de 500g por 15seg numa distância de 0,5, 1, 3, 5, 7, e 10mm do sítio de fratura. Os resultados indicaram que a liga Ti-6Al-4V foi a mais resistente em todos os métodos. Todos os espécimes soldados foram significativamente mais frágeis do que o grupo controle, com o gás inerte sendo superior à soldagem a laser e irradiação infravermelha. Todos os espécimes soldados a laser exibiram uniões incompletas, dadas pela pouca profundidade de penetração do laser. Por isso, o acabamento das uniões a laser deve ser evitado.

OKABE, em 1996, realizaram um extenso trabalho de revisão de literatura sobre a utilização do Ti na Odontologia. Relataram que durante este período, o interesse despertado pelos pesquisadores de biomateriais e pelos clínicos aumentou, com isso o número de pesquisas envolvendo este metal e suas ligas com finalidade protética também ganhou força principalmente pela excelente biocompatibilidade, propriedades químicas e mecânicas satisfatórias apresentadas pelo material. Apesar disso, este campo ainda era pouco explorado, dado que apenas 12% das pesquisas com o Ti nos E.U.A. tinham esta finalidade. Verificou-

se que os primeiros trabalhos envolvendo fundições odontológicas para próteses datavam de 1977 e foram creditados a Waterstrat que desenvolveu uma máquina de fundição própria para o Ti com sistema composto por gás argônio/vácuo, o qual permitia melhores resultados nas fundições deixando-as aceitáveis clinicamente. Trabalhos realizados na década de 50 citados pelos autores como pioneiros no uso do Ti como um biomaterial para implantes revelaram o excelente poder de resistência à corrosão do material em fluídos orais. Uma das mais interessantes características descrita foi a possibilidade de exames radiográficos, os quais permitiam averiguar a presença de irregularidades internas nas estruturas protéticas. Assim sendo, eles concluíram que o Ti teria um futuro brilhante na Odontologia, mas novas pesquisas ainda se faziam pertinentes para confirmar o Ti como material de escolha em Prótese Dental.

HANEY & MEIERS em 1996 mediram o calor conduzido através do titânio c.p. com o intuito de determinar se o calor gerado seria aceitável para garantir a vitalidade pulpar do dente pilar. Foi utilizado um aparelho de soldagem intra-oral disponível no mercado. Quatro próteses simulando uma prótese parcial fixa de 03 elementos foram construídas para serem soldadas em Ti c.p. Cada amostra foi submetida a dez soldas. Os eletrodos foram mantidos na mesma posição da união durante toda a solda das amostras. A temperatura registrada com a soldagem intra-oral foi consideravelmente mais baixa que 275°C e dissipou rapidamente para um nível abaixo do qual produz um dano irreparável à polpa. As

baixas temperaturas registradas na soldagem refletem a baixa condutividade térmica do Ti c.p.

BERG et al., em 1996, analisaram a opinião dos dentistas a respeito do comportamento clínico das restaurações fundidas em Ti. Há mais de 30 anos, o Ti vinha sendo utilizado para confecção de implantes e desde a década de 80 utilizado em próteses fixas, próteses removíveis, próteses sobre implantes e coroas individuais. As próteses fixas e as coroas foram confeccionadas de duas maneiras diferentes: através da técnica da cera perdida/fundição semelhante a utilizada para o Au ou; pela técnica do sistema Procera, onde as superfícies externas foram fresada e as internas formadas por eletroerosão. Estudos clínicos com coroas do sistema Procera apresentaram resultados bastante satisfatórios, entretanto estes mesmo estudos em coroas fundidas não eram disponíveis, sendo limitados apenas a pesquisas laboratoriais. Entre os anos de 1988 e 1995, no mesmo laboratório na Noruega, foram confeccionadas mais de 10.000 unidades protéticas em Ti. Um questionário foi remetido a todos os 72 clínicos cadastrados nos computadores deste laboratório que já haviam realizados restaurações em Ti, sendo que 64 destes responderam corretamente, representando 89% dos questionários enviados. Todas as restaurações foram fundidas sob atmosfera de argônio em equipamento específico (Ohara). Para a maioria dos clínicos noruegueses o Ti foi uma boa opção para restaurações protéticas, principalmente em coroas, próteses fixas pequenas (3 a 5 elementos) e próteses sobre implantes, no entanto as restaurações de Ti representavam menos de 25% da produção total

da maioria deles. As principais vantagens citadas foram relacionadas ao baixo custo comparado com os metais convencionalmente usados e baixa condutibilidade térmica, enquanto que as principais desvantagens foram: dificuldades técnicas e problemas estéticos, cujo autor relacionou com a falta de conhecimento e experiência com o material de parte dos clínicos. Concluiu-se que o desempenho clínico foi bastante satisfatório e restaurações em Ti era uma vantajosa alternativa aos materiais empregados normalmente.

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

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

WANG & FENTON em 1996, realizaram uma revisão da literatura sobre as aplicações do Ti utilizados em aparelhos protéticos. Os autores relataram uma perspectiva histórica do Ti, afirmando uma abundante presença na crosta terrestre e descrevendo o grande interesse da indústria naval e aeroespacial dado pela excelente resistência e baixo peso. Relataram as propriedades físicas e mecânicas, afirmando que essas podiam variar com a adição de outros elementos como o oxigênio, nitrogênio e ferro. A resistência variava entre 240 a 890 MPa; a densidade era 4,5g/cm³; a microdureza de 210 Vicker's era favorável; tinha alta ductilidade, baixa condutividade térmica, módulo de elasticidade comparável ao das ligas de Au, resultando em próteses mais confortáveis e funcionais, sem falar do baixo custo. A resistência à corrosão era excelente, e dependente da formação de uma película de óxido de Ti na superfície. Indicaram a presença de alguns problemas como a baixa fluidez e porosidades, relatados na literatura. A substituição das ligas nobres pelas ligas de Ti seria um processo lento e seu uso ainda era baixo devido à falta de conhecimento entre os clínicos e ausência de estudos longitudinais "in vivo". Concluíram que a utilização do Ti na área de prótese dependeria de pesquisas e testes clínicos para comparar a sua efetividade

como um material equivalente ou superior aos metais existentes. O futuro do Ti na odontologia, segundo os autores, parecia promissor.

O trabalho de **TAMBASCO et al.**, em 1996 relatou como o laser era utilizado, seus efeitos sobre a superfície do metal, de que forma o calor era dissipado e reagido com a superfície da liga e a praticidade da soldagem a laser no laboratório. Foi mostrado passo a passo o processo para a soldagem de uma prótese parcial fixa e um grampo de prótese parcial removível. Segundo os autores, a luz produzida pela soldagem a laser não pode ser observada pelo olho humano devido ao longo comprimento de onda. A luz do laser difere de outras fontes luminosas pela coerência do feixe, podendo assim focalizar um pequeno ponto localizado e não afetando as áreas adjacentes com o calor. Vantagens e desvantagens foram abordadas. Dentre as vantagens os autores citaram: a) menor energia liberada reduzindo as distorções; b) pode ser realizada sobre o modelo de trabalho; c) permite a proximidade com porcelana e resina acrílica; d) a resistência da união é idêntica ao metal de origem; e) menor tempo é necessário; f) maior resistência à corrosão da união soldada. Dentre as desvantagens os autores citaram: a) custo inicial alto; b) espaço adicional para o equipamento; c) dificuldade inicial para determinar a qualidade da solda. Com relação à soldagem em metais como a prata, devido à reflexão, a soldagem ficava impossibilitada. Outros fatores como a sobreposição dos pontos de solda (costura) de forma circular e o método da interposição de uma lâmina de metal também foram abordados. Segundo os autores, o sucesso da soldagem a laser depende da

profundidade de penetração. Assim, uma penetração insuficiente resultará em uma união fraca. A penetração é controlada alterando-se a voltagem e não a duração do pulso. A penetração da solda também é afetada pelo ângulo em que o laser atinge a superfície do metal e a presença de fragmentos ou debris deve ser evitada. Concluem que a técnica de soldagem a laser constitui-se numa alternativa à soldagem convencional, principalmente em áreas que a resina acrílica e porcelana estão intimamente presentes na área a ser soldada.

Em 1997, **MILAN**, analisou o ajuste marginal de coroas totais metálicas confeccionadas em liga Ag-Pd (Pallag-M) e Pd-Ag (Pors-On) com três tipos de terminos diferentes: ombro reto, ombro biselado em 20° e chanfro em 45°, sobre troquéis torneados de aço inoxidável. Três fontes de calor foram utilizadas para fusão das ligas: acetileno/oxigênio, gás/oxigênio e resistência elétrica. Após as fundições, as restaurações metálicas foram posicionadas nos respectivos troquéis sob carga estática de 9kgf durante 1min e as leituras foram feitas em microscópio comparador. Os resultados mostraram: a liga Pd-Ag apresentou-se mais desadaptadas em relação a Ag-Pd; preparos em forma de ombro biselado em 20° e chamfro foram inferiores aos em forma de ombro reto e; método acetileno/oxigênio resultou em maiores desajustes comparados aos demais métodos. O autor ressaltou o fator crítico do selamento marginal no sucesso das restaurações fundidas, onde um selamento marginal insuficiente promovia condições para infiltração marginal, que deteriorava o cimento e facilitava o

acúmulo de placa bacteriana resultando em cáries recorrentes e distúrbios periodontais.

Em 1997, **CRAIG et al.**, descrevem as propriedades do Ti e de suas ligas, afirmando que a formação da camada de óxido era a base para a resistência à corrosão e biocompatibilidade e que essa camada apresentava uma espessura na ordem de angstroms. Relataram que o Ti tornou-se um material atrativo para a Odontologia devido a sua resistência à degradação eletroquímica, resposta biológica favorável, peso leve, baixo módulo de elasticidade e densidade e alta resistência. O Ti c.p. estava disponível em quatro graus ou classes que variavam de acordo com o conteúdo de oxigênio (0,18 a 0,40%) e de ferro (0,20 a 0,50%). Essas concentrações, aparentemente moderadas, apresentavam um efeito substancial sobre as propriedades mecânicas e físicas do material. Ressaltaram que em temperatura ambiente, o Ti tinha uma forma, denominada fase alfa, e que sob aquecimento a 883°C, havia uma mudança para fase beta. Em geral, o alfa Ti era soldável, porém de difícil manuseio ou trabalho. Já o beta Ti era maleável, sendo usado dessa forma para fins ortodônticos. Ligas alfa + beta eram resistentes e maleáveis à temperatura ambiente, porém difíceis de soldar. Tratamentos térmicos e termoquímicos podiam refinar a microestrutura pós-fundição e aperfeiçoar as propriedades. Segundo os autores, o alto ponto de fusão ($\pm 1700^{\circ}\text{C}$) e a reatividade química eram fatores que afetavam o processo de fundição do Ti. Devido ao alto ponto de fusão, procedimentos especiais de fundição, ciclos de resfriamento, materiais de inclusão e equipamentos

apropriados eram requeridos para prevenir a contaminação do metal. O Ti reagia com elementos gasosos como o H, N e O, particularmente em temperaturas elevadas (>600°C). Como consequência, qualquer manipulação do Ti em temperaturas elevadas, devia ser executada em ambiente controlado. Sem a utilização de um ambiente inerte, a superfície do Ti era contaminada com o fase alfa, e uma camada espessa e endurecida de óxido de Ti com 100µm de espessura era formada, resultando numa diminuição da resistência e ductilidade do material.

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

Em 1997, **RIEDY et al.** citaram a importância da precisão do assentamento entre o armação protética e implante devido a transferência do stress, biomecânica do sistema de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos hospedeiros na interface biológica. Para tanto avaliaram in vitro a precisão de assentamento de infra-estruturas sobre implantes utilizando a técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida (monobloco) e o processo de fabricação de titânio usinado e soldado a laser (sistema Procera). A videografia laser em um programa gráfico de computador foi o método utilizado para medir a precisão de assentamento das infra-estruturas com os intermediários dos implantes, sendo a média da interface do eixo z no ponto central o critério utilizado. Os autores concluíam que as infra-estruturas soldadas a laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas em monobloco. As armações de titânio soldadas à laser mostraram menos de 25 μ m de interface entre as armações e análogos.

MAY et al., em 1997, utilizaram o instrumento Periotest (Siemens Bio Research Inc., Milwaukee, WI, USA), para avaliar a estabilidade das interfaces entre o implante e o intermediário e entre o intermediário e o cilindro de ouro sob uma série de condições. A precisão de adaptação de próteses sobre implantes é essencial para longevidade do implante dental e preservação do osso de suporte. Os métodos mais utilizados para avaliar a precisão dos componentes do implante são a percussão, observação visual e radiografias periapicais convencionais. O instrumento Periotest consiste em um bastão controlado eletronicamente,

conduzido eletromagneticamente, que se movimenta rapidamente na superfície do dente em um ângulo de 90° , numa velocidade de 4 ciclos por segundo. O tempo de contato entre o bastão e o dente é registrado pelo aparelho e um valor numérico aparece na tela do mesmo. Este valor representa a medida quantitativa do grau de movimento do objeto. Este método é usado para avaliar a condição periodontal dos dentes naturais e alterações funcionais dos tecidos periodontais e do osso. Os autores testaram a hipótese de que um valor Periotest (PTV) mais negativo indicaria uma maior estabilidade e um valor Periotest (PTV) mais positivo uma menor estabilidade. Neste estudo foram utilizadas duas costelas bovinas para simulação do paciente. Em cada costela foram inseridos 3 implantes Branemark auto-rosqueáveis com distância de aproximadamente 7 a 10 mm entre si em curva. Para testar a validade do método foram criadas condições experimentais de adaptação e desadaptação na ordem de 25,4 μm , 50,8 μm , 101,6 μm , com torque de 20Ncm. De acordo com os resultados a desadaptação na interface implante e intermediário resultou um valor PTV mais negativo ($r=0.54$), porém para as mesmas magnitudes de desadaptação na interface intermediário e cilindro de ouro o valor PTV foi mais positivo ($r=0.72$), causando desta forma uma maior instabilidade. Para os autores esta instabilidade pode ser explicada se analisarmos as superfícies internas dos componentes. A superfície superior da interface do intermediário é composta por uma superfície de contato externa plana e uma parte elevada central cônica. Caso exista contato entre a superfície interna do cilindro de ouro com a parte cônica do intermediário a carga acontece entre as

duas superfícies dos dois componentes. A adaptação desses componentes no plano horizontal permite algum movimento na colocação do cilindro de ouro, antes do aperto do parafuso, no entanto a altura vertical é preservada. Outro fator que pode levar a instabilidade diz respeito ao menor diâmetro e a metalurgia do parafuso de ouro, isto porque o parafuso do intermediário é mais rígido. Os Autores concluíram que: 1- o instrumento Periotest demonstrou que os intermediários e os cilindros de ouro tinham PTVs médios diferentes; 2- o instrumento Periotest pode ser usado para quantificar a adaptação das interfaces dos componentes; 3- o instrumento Periotest demonstrou confiabilidade. Os resultados sugerem que a desadaptação na interface implante e intermediário não tem efeito na instabilidade. Porém, uma desadaptação na interface intermediário e cilindro de ouro pode produzir instabilidade significativa que aumenta linearmente com o grau de desajuste.

EVANS, em 1997, observou a presença freqüente de discrepâncias marginais na adaptação dos pilares de suporte sobre os parafusos de fixação dos implantes correspondentes durante as sessões de avaliação e prova clínica da estrutura metálica. Isto acarretava na maioria das vezes na necessidade de seccionar a estrutura metálica e soldá-la em uma nova posição mais apropriada, além da remoção da camada de porcelana ou resina durante o procedimento de soldagem. Na busca de soluções, foi descrita uma técnica alternativa para correções das margens desadaptadas utilizando eletroerosão, sendo apontadas como grandes vantagens: o fato de não ser necessário a secção e posterior

soldagem da estrutura metálica e; não necessidade de remoção da camada estética uma vez que o processo de eletroerosão não interferia nesta.

Os dados sobre as condições ótimas para a soldagem a laser do Ti c.p. utilizado nas restaurações dentárias encontravam-se escassos e não tão estabelecidos. **CHAI & CHOU**, em 1998 avaliaram as propriedades mecânicas do Ti c.p. soldado a laser em diferentes condições para determinar os parâmetros ótimos em termos de duração e voltagem (nível de energia). Cinqüenta e sete espécimes semelhantes a um halteres foram incluídos em revestimento (Rematitan Plus), fundidos e divididos em nove grupos experimentais e um grupo controle e analisados quanto a duração da soldagem (8, 10 e 12ms) e níveis de energia (290, 300 e 310V). Antes da soldagem, radiografias foram obtidas para descartar amostras com porosidades. Um dispositivo especialmente desenhado mantinha as partes próximas para a soldagem com aparelho Laser DL 2002. As amostras foram divididas em dois grupos de acordo com o sítio de fratura (Mesial e Oclusal). Uma análise fractográfica também foi realizada. Segundo os autores, a voltagem controla a energia da soldagem e um aumento na voltagem leva a uma maior profundidade de penetração. Já a duração do pulso determina o diâmetro do ponto de solda e quanto maior a duração, mais amplo o ponto. A melhor voltagem foi 300 e 310V para a resistência à tração e 310 para a flexão a 0,2%. Assim as condições ótimas foram de 300V e 12ms. Relataram que o Ti era um dos metais mais utilizados na Odontologia devido a biocompatibilidade e baixo custo. Segundo os autores, num futuro próximo, a utilização de um mesmo metal

eliminará o potencial efeito galvânico entre o Ti c.p. dos implantes, restaurações indiretas e subestruturas de implantes.

HELLDÉN & DÉRAND (1998) descreveram o método “Cresco Ti Precision”, que tem como finalidade corrigir distorções da fundição das armações de titânio, permitindo que estas sejam assentadas passivamente sobre os implantes. Este método usa uma abordagem convencional para fabricação da armação, por exemplo a técnica de fundição da cera perdida. A correção de possíveis distorções envolve o seccionamento horizontal da armação fundida seguida do uso da técnica de soldagem à laser, onde a porção coronária da armação é remontada em novos cilindros de titânio pré-usinados montados em implantes análogos na fundição mestre. Antes do procedimento de soldagem ser realizado, os cilindros devem ser cortados no mesmo plano horizontal como a superfície. Em um modelo fotoelástico foram colocados 3 implantes Cresco Ti Systems AB (3,75mm x 13mm) e sobre estes foram montados cilindros plásticos e 4 armações foram enceradas e então incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro. Duas das quatro armações foram submetidas ao procedimento Cresco Ti Precision, enquanto as outras duas, não foram. As armações não adaptadas foram observadas ao microscópio e foram encontradas fendas verticais de 70 μ m e 40 μ m nos implantes A e B. No entanto uma maior concentração de estresse estava presente através da análise fotoelástica. Quando foram medidas as cargas através de um mecanismo apropriado, os resultados revelaram cargas associadas as armações não adaptadas e ausência de cargas

estáticas nas armações adaptadas. Quando medidas as cargas, foi encontrado para os implantes distais valores de $41 \pm 4,3\text{N}$ nos parafusos para fechar desajustes de $180\mu\text{m}$ e valores de $8 \pm 8,0\text{N}$ para fechar desajustes de $30\mu\text{m}$. As medidas dos testes para as armações adaptadas resultaram em registros próximos de zero (< 5). A carga aplicada para fechar um desajuste de $50\mu\text{m}$, localizado no implante central, foi de $30 \pm 26\text{N}$ no parafuso de ouro. Segundo os autores a magnitude do estresse gerado depende não apenas do desajuste, mas também das dimensões das estruturas metálicas e ressaltam a importância do método Cresco Ti Precision para otimizar o assentamento passivo entre as armações metálicas e implantes.

O consenso entre os autores com relação à limitada profundidade de penetração do laser e extenso dano à superfície foi avaliado por **WANG & CHANG** em 1998 por meio de uma simulação de transferência de calor tentando explicar esse comportamento e oferecer um método alternativo de múltiplos pulsos. Um programa de computador foi utilizado para simular a transferência de calor ao titânio c.p. e ao Au durante a soldagem. Os autores relataram três vantagens da soldagem a laser: 1) o contato direto não é requerido; 2) soldagem precisa e bem definida e 3) pequena zona de aquecimento. Afirmaram que devido a pequena profundidade de penetração, o acabamento e polimento das uniões soldadas a laser devem ser evitados. Como a zona de soldagem a laser deve ser sobreposta, microfendas podem atuar como iniciadores das trincas por fadiga, enfraquecendo a união.

Em 1998, **NABADALUNG & NICHOLLS** compararam a resistência de uniões soldadas a laser e pelo processo de brasagem utilizando o Co-Cr. Vinte e quatro amostras foram preparadas e divididas em três grupos de oito amostras cada uma. Foi utilizado um gesso do tipo III no preparo das amostras para receber a solda. Antes da soldagem a laser as amostras seccionadas foram jateadas com óxido de alumínio para reduzir a reflexão dos raios. O grupo controle, que não recebeu soldagem apresentou melhor desempenho mecânico, seguido pela soldagem a laser e soldagem por brasagem. Verificaram porosidades em ambos processos de soldagem.

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

Em 1999, **WEE et al.** realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de apresentar trabalhos que pudessem trazer melhoras significativas ao assentamento de próteses sobre implantes, objetivando um grau ótimo de

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

MELONCINI, em 2000, averiguou o ajuste marginal de coroas fundidas em Ti c.p., variando-se os tipos de revestimentos e técnicas empregadas. Foram avaliados três tipos de revestimento (Rematitan Plus, Rematitan Ultra, Ticoat Manfredi) e três técnicas de inclusão (emprego ou não de “boneca”, uso ou não de alívio do troquel e os tipos de tratamento superficial). O ângulo de convergência utilizado no preparo dos troquéis foi de 10°. Foram confeccionados 8 coroas para cada grupo (96 no total) e as análises dos desajustes foram feitas após as seguintes etapas: jateamento com vidro; primeiro jateamento com óxido de alumínio; segundo jateamento com óxido de alumínio e usinagem interna com

fresas. O autor considerou o desajuste de até 100 μ m como sendo aceitável clinicamente. Concluiu-se que: os revestimento Rematitan Plus e Rematitan Ultra, quando usados com “boneca”, requerem necessariamente alívio e com freqüência, usinagem interna com fresas; foram necessários outros tratamentos superficiais, após o jateamento com esferas de vidro, para que a maioria dos blocos fundidos chegassem ao grau de adaptação aceitável.

A adaptação passiva das próteses implanto-suportadas constitui-se num dos pré-requisitos básicos para o sucesso do tratamento reabilitador. **CASTILIO** no ano de 2000 avaliou a adaptação da interface intermediário – componentes protéticos fundidos em Ti e Co-Cr em monobloco e após a realização da soldagem a laser. Dez corpos de prova foram confeccionados, sendo cinco fundidos em Ti e cinco fundidos em liga de Co-Cr. O processo de soldagem a laser foi realizado num aparelho Dentaurum (DL 2002S). As análises e mensurações foram feitas antes e após a soldagem a laser com um microscópio mensurador. As peças fundidas em monobloco apresentaram maior interface que as mesmas após a soldagem a laser. Com relação aos materiais, o Ti apresentou melhores resultados que a liga de Co-Cr.

Em 2000, **ROMERO et al.**, avaliaram três técnicas para a correção da não passividade entre uma barra fundida e suas interfaces com dois pilares de implantes. Distorções podem ser geradas a qualquer passo no processo de fabricação da infra-estrutura protética, no entanto, várias técnicas tem sido

desenvolvidas com o objetivo de corrigir essas imprecisões de adaptação. Segundo os autores, Uma fenda de 10 μm ou menos é necessária para que o ajuste da infra-estrutura seja passivo. Neste estudo foi utilizado um modelo mestre contendo dois implantes e sobre este, foram confeccionadas trinta barras em liga de ouro, fundidas em monobloco. As amostras foram divididas em 3 grupos: grupo 1 formado por dez estruturas seccionadas e corrigidas pela fundição da mesma liga; grupo 2 formado por dez estruturas seccionadas e unidas por soldagem e grupo 3 formado por dez estruturas submetidas ao processo de descarga elétrica (MedArc M-2 EDM). As medidas de desajuste foram inicialmente feitas no eixo y no implante esquerdo através de um microscópio mensurador, sendo as medidas calculadas para as faces vestibular, distal e lingual de cada estrutura. De acordo com os resultados todas as estruturas avaliadas neste estudo reproduziram uma desadaptação inicial acima da precisão aceitável. No entanto, após a utilização das técnicas para melhorar o grau de desajustes das estruturas, os resultados mostraram haver diferença significativa ($p < 0,05$) em espaços médios entre o grupo 1 (15 μm) e grupo 2 (72 μm) tanto quanto entre o grupo 2 e grupo 3 (7,5 μm), porém não houve diferença entre os grupos 1 e 3. Os autores concluíram que o grupo submetido ao processo de descarga elétrica resultou no menor espaço (7,5 μm), dentro do critério de passividade considerado pelos autores.

SAHIN & ÇEHRELI, em 2001, realizaram uma revisão de literatura sobre o significado clínico de adaptação passiva em infraestruturas sobre implantes e os fatores que afetam o resultado final desta adaptação. Segundo os autores, o

assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da osseointegração. Entretanto, os métodos clínicos e laboratoriais utilizados para fabricação de infraestruturas são inadequados para obtenção de uma adaptação passiva absoluta. Não há nenhum estudo clínico longitudinal que relate falhas nos implantes especificamente atribuídas à falta de assentamento da infraestrutura. A questão que surge é, se uma conexão com assentamento passivo absoluto é realmente essencial e se é um fator governante para o sucesso do implante. Para os autores uma adaptação marginal aceitável não é um sinal de assentamento passivo e o único método para determinar a quantidade de passividade da infraestrutura *in vivo* é a análise de força em cada implante pilar e/ou componente da prótese antes e/ou depois da cimentação ou aparafusamento. Por outro lado, devido a fenda marginal de fundições em monobloco serem de vários micrometros, uma fundição desse nível para próteses fixas implanto-suportadas certamente terá grandes espaços entre o *abutment* e a estrutura. O aperto do parafuso causa forças no implante e ao redor do mesmo e sua magnitude depende da quantidade de desadaptação. Distorção da infra-estrutura e do implante é observada durante o aparafusamento da peça. Em tais casos, a quantidade de distorção pode alcançar um nível de desadaptação de 500 μm que não pode ser detectada com uma sonda exploradora. A presença de uma desadaptação requer o seccionamento e soldagem da peça. No entanto, a soldagem convencional ou soldagem a laser não provê necessariamente um assentamento passivo, mas sim um decréscimo no total de forças ao redor dos

implantes, que pode resultar num decréscimo na freqüência de perda dos parafusos de ouro. Os autores afirmam que cada passo na fabricação da infraestrutura influencia no resultado final da adaptação. Fatores como o material de impressão, técnica utilizada, expansão de cristalização do gesso especial, expansão do material de revestimento e o tipo de liga utilizada influenciam no assentamento final da infraestrutura. As infra-estruturas em monobloco geralmente requerem seccionamento e soldagem para uma melhor adaptação. Os autores concluíram que um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas e os materiais e as técnicas utilizadas na confecção de estruturas metálicas não são dimensionalmente precisos, necessitando desta forma, de maiores investigações científicas e desenvolvimento.

RANDI et al., em 2001, compararam o assentamento de infra-estruturas implanto-suportadas cimentadas a infra-estruturas parafusadas enceradas e fundidas tradicionalmente, e testaram, ainda a resistência da cimentação. Dez infra-estruturas telescópicas foram cimentadas aos cilindros de ouro com um cimento resinoso bis-GMA. O grupo controle consistiu de dez infra-estruturas fabricadas com técnicas tradicionais de enceramento e fundição diretamente aos cilindros de ouro. A distorção das infra-estruturas foi analisada com o sistema SEM e o teste do parafuso único. As infra-estruturas cimentadas demonstraram assentamento superior e distorção angular comparada ao grupo controle. Os autores concluíram que os testes de retenção sustentam o uso da técnica de infra-estruturas cimentadas com força de retenção adequada.

BERNARDON, em 2001, avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão através da análise do assentamento passivo, com o auxílio de um microscópio ótico Olympus STM (Japão) com precisão de 0,0005 mm. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas e divididas em dois grupos - monobloco e soldado a laser – os quais foram posteriormente submetidos a eletroerosão. As peças em monobloco obtiveram a pior adaptação marginal, porém essa adaptação apresentou melhora após a aplicação da eletroerosão. As peças seccionadas e soldadas a laser apresentaram melhor adaptação em relação às em monobloco, apresentando, ainda, melhora após eletroerosão. O autor concluiu ainda que, quando associadas as técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, observou-se uma melhor adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados.

SOUSA, em 2001, avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas fundidas em liga de titânio e liga de paládio-prata, confeccionadas pela técnica monobloco e soldagem a laser, utilizando microscópio mensurador (STM Digital – OLYMPUS – Japan). Entre as técnicas avaliadas, para ambos os materiais, os melhores resultados foram para a técnica de soldagem a laser. O titânio apresentou melhores resultados em relação à liga de paládio-prata, após soldagem a laser.

3 - PROPOSIÇÃO

Como visto na revisão de literatura, ainda existem dúvidas a respeito da precisão do assentamento de estruturas em Ti c.p. sobre implantes bem como da utilização de soldagem a laser para obtenção de uma passividade adequada. Procurando-se um maior entendimento sobre este assunto, este trabalho se propõe:

1 – Avaliar o grau de adaptação de estruturas pré-fabricadas em Ti c.p. antes e após a soldagem a laser;

2 - avaliar o grau adaptação de estruturas em monobloco enceradas com componentes calcináveis pré-fabricados e após serem fundidas em monobloco em Ti c.p.;

3 – verificar o grau de adaptação de estruturas fundidas em monobloco e seccionadas, antes e após a soldagem a laser;

4 – comparar os três tratamentos em relação ao grau de adaptação.

4 – METODOLOGIA

4.1 Material e Método

4.1.1. Confeção do modelo

Para a obtenção do modelo mestre (Fig. 1) foi obtido um bloco de resina acrílica de 5X3X2,5cm. Com um delineador (Bio-Art 1000N – Indústria e Comércio de Máquinas e Aparelhos para o uso em Odontologia – São Carlos – SP – Brasil), foram confeccionadas 3 perfurações no acrílico, uma no centro do bloco e as outras duas a 1,8cm bilateralmente da perfuração central e a 3cm uma da outra.

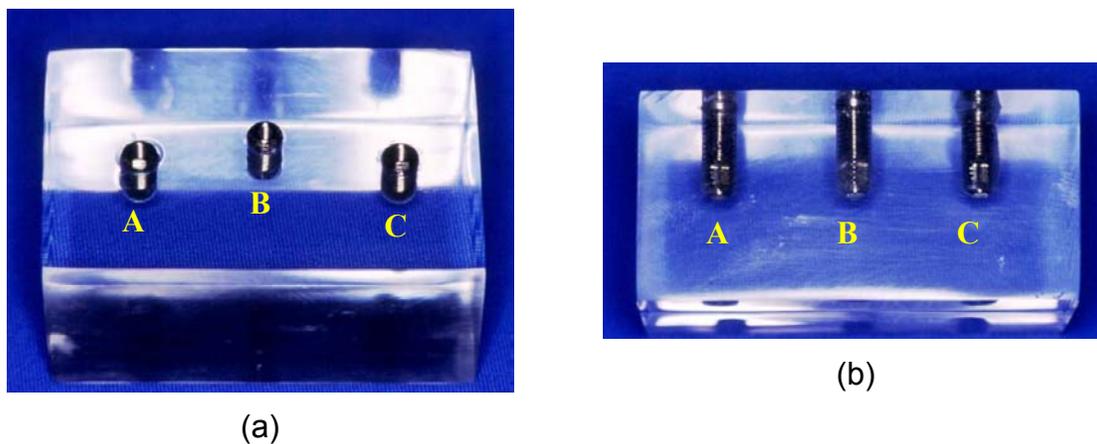


Figura 1.

- a – Vista superior do modelo mestre com os implantes A, B e C fixados
- b – Vista frontal do modelo mestre com os implantes A, B e C fixados

Nestas perfurações foram fixados 3 implantes com hexágono externo de 3,75mm \varnothing com 11,5mm de comprimento e mesa oclusal de 4,1mm (Conexão

Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil). O posicionamento dos implantes nas perfurações foi realizado com o auxílio do delineador e a fixação dos mesmos através de resina epóxi (Vantico AG - Suíça), garantindo assim o paralelismo entre os 3 implantes que foram chamados de A, B e C, para efeito de padronização das mensurações.

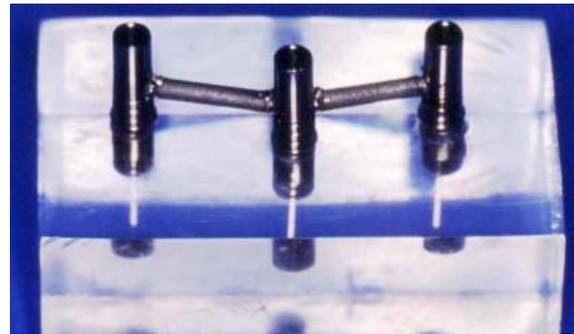
4.1.2. Obtenção dos corpos-de-prova

Foram utilizados 60 componentes protéticos (UCLA), sendo 30 pré-fabricados em Ti c.p. (N. CNB –Conexão) e 30 de plástico calcinável (N. CNB – Conexão). Também foram utilizadas 40 barras cilíndricas de 2mm de diâmetro, sendo 20 pré-fabricadas em Ti c.p. e 20 calcináveis (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil).

O Grupo 1 (10 corpos-de-prova) foi obtido através do assentamento de 3 UCLAs em Ti c.p. sobre os implantes com um torque de 10Ncm, com o auxílio de um torquímetro (Lifecore Biomedical, Inc. - USA). Após o torque as interfaces de adaptação entre os componentes e os implantes foram avaliadas em um microscópio mensurador. Em seguida, duas barras em Ti c.p., foram justapostas entre os UCLAs fixados nos implantes (A-B e B-C), para então serem soldadas a laser a 5mm da superfície de assentamento dos mesmos, e realizada a leitura de passividade destes. (Fig. 2)



(a)



(b)



(c)



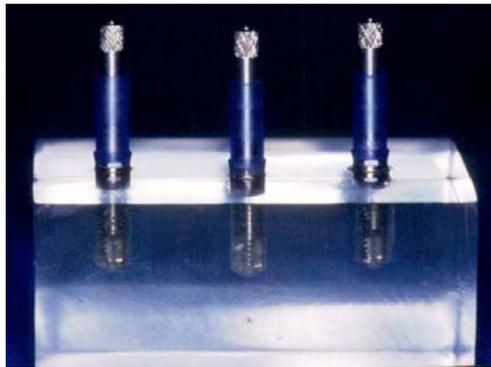
(d)

Figura 2.

- a – Componentes protéticos do tipo UCLAs em Ti c.p.
- b – Estrutura em Ti c.p. em fase de solda sobre o modelo
- c – Estrutura em Ti c.p. após soldagem a laser
- d – Estrutura em Ti c.p. após soldagem a laser e polimento

O grupo 2 (10 corpos-de-prova) foi obtido através do assentamento de 3 UCLAs calcináveis sob os implantes com um torque de 10Ncm. Em seguida, duas barras calcináveis foram adaptadas entre os UCLAs fixados nos implantes (A-B e B-C), para então serem fixadas aos mesmos, a 5mm da superfície de assentamento, com cera para escultura (Kota – Industria e Comércio – São Paulo – SP). Após o enceramento foi realizada a leitura inicial de assentamento passivo,

e posteriormente fundidos em monobloco. (Fig. 3) Após a fundição em monobloco era realizado a leitura de passividade final



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 3.

- a – Componentes protéticos calcináveis do tipo UCLA fixados sobre o modelo
- b – Prova das barras calcináveis com componentes calcináveis do tipo UCLAs
- c – Padrão encerado e pronto para fundição
- d – Corpo-de-prova fundido em monobloco e polido para leitura final

O grupo 3 (10 corpos-de-prova) foi obtido a partir do grupo 2. Após a leitura final do grupo 2 este foi seccionado em suas barras com disco de carborundum (Dentaurum, Pforzheim – Alemanha) passando assim a ser o grupo 3. Este grupo foi lido após a fundição e seccionamento com um torque de 10 Ncm

em cada componente. Após a leitura inicial, este grupo foi soldado a laser e então realizada a leitura de passividade do grupo 3. (Fig. 4)

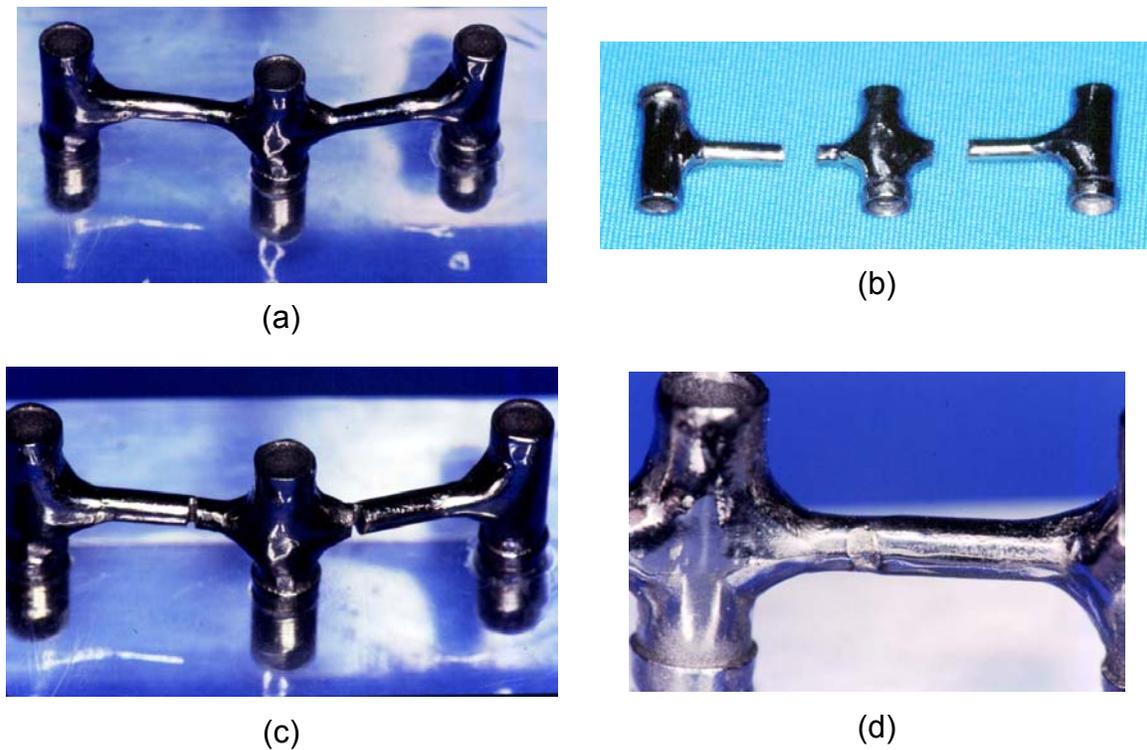


Figura 4.

- a – Corpo-de-prova fundido em monobloco e polido
- b – Corpo-de-prova fundido e seccionado em três partes para soldagem a laser
- c –Corpo-de-prova seccionado fixado sobre o modelo para soldagem a laser
- d – Corpo-de-prova soldado a laser

4.1.3. Inclusão, fundição e acabamento.

Foram incluídos dois corpos-de-prova por anel de inclusão de silicóna n.6 com capacidade para 500g (Dentaurum, Pforzheim – Alemanha). Sobre a superfície livre dos corpos de corpo-de-prova foram unidos 3 canais de

alimentação em cera (Dentaurum, Pforzheim – Alemanha) de 4mm de diâmetro. Estes por sua vez foram ligados a base formadora de cadinho por um triângulo com os ângulos arredondados, da mesma cera, com diâmetro de 0,5mm. (Fig.5)

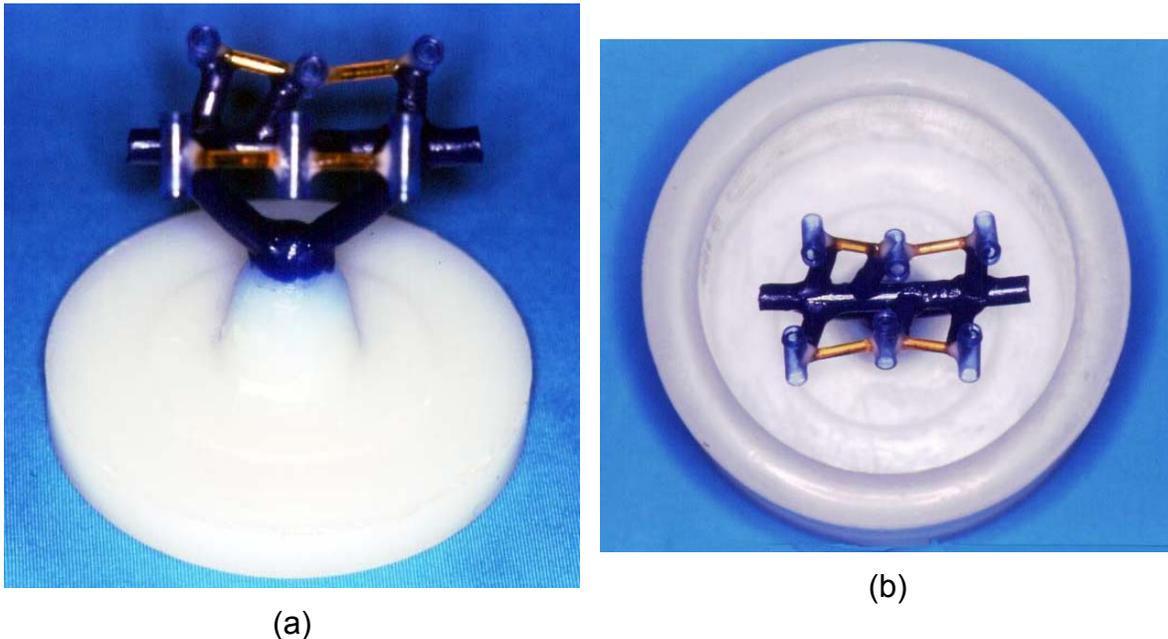


Figura 5.

a – Dois padrões unidos à base do anel inclusor

b – Verificação das distâncias entre os padrões e as paredes do anel inclusor

Todo o conjunto foi pulverizado com o líquido umectante Waxit (Degussa AG – Hanau – Pforzheim – Alemanha) com o intuito de se diminuir a tensão superficial. Em seguida, o anel de inclusão foi adaptado à base e preenchido sob vibração e pincel nos componentes protéticos, com revestimento Rematitan[®] Plus (Dentaurum – Pforzheim - Alemanha), o qual para se evitar a formação de bolhas foi espatulado manualmente por 10 segundos e mecanicamente à vácuo por 60 segundos de acordo com as especificações do

fabricante em um espatulador/incluser elétrico à vácuo (Multivac 4 – Degussa AG– Hanau – Alemanha) e na proporção de 80ml de líquido para 2 envelopes de 250g.

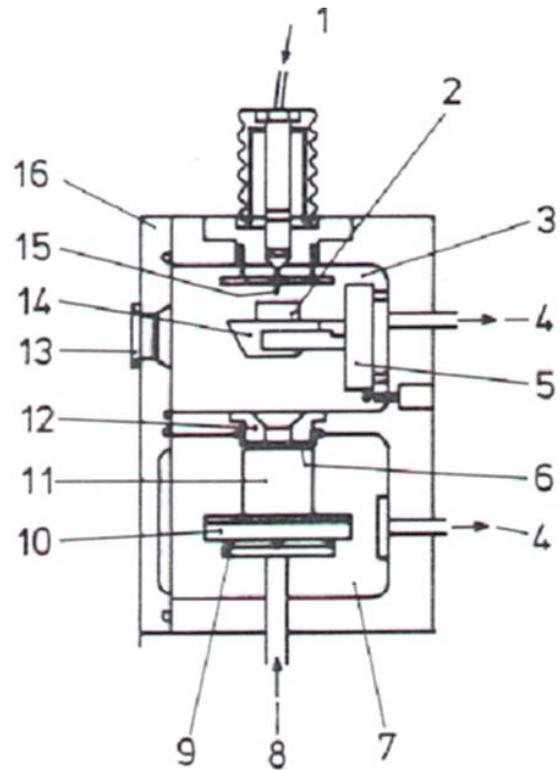
Passados os 40 minutos necessários para a cristalização do revestimento o bloco foi solto do anel de sílica e da base formadora de cadinho e então levado ao forno elétrico de pré-aquecimento (7000 – 5P, EDG Equipamentos e controle Ltda. – São Carlos – SP) para a expansão do revestimento, eliminação de cera e plástico calcinável. O forno foi pré-programado (Quadro.2), o bloco de revestimento posicionado com abertura para baixo permitindo assim a eliminação de cera e plástico calcinável sem sua contaminação por impurezas.

Quadro 2. Ciclo de temperatura, velocidade e tempo de aquecimento			
Programa	Temperatura C°	Velocidade de aquecimento C°/min	Tempo de aquecimento min
Ciclo 1	150	10	60
Ciclo 2	250	10	60
Ciclo 3	1000	10	90
Ciclo 4	550	10	120

A fundição foi realizada após o final do ciclo 4 do forno de pré-aquecimento, em máquina de fundição à vácuo equipado com arco voltaico (Rematitan - Dentaurum, Pforzheim – Alemanha) (Fig. 6).



(a)



(b)

Figura 6.

a – Máquina de Fundição Rematitan

b – Esquema representativo do interior da máquina de fundição, em vista lateral: 1) Entrada de gás; 2) Pastilha de liga; 3) Câmara de Fundição; 4) Tubo de evacuação de gás; 5) Suporte do cadinho; 6) Junta entre câmaras; 7) Câmara inferior; 8) Elevador; 9) Suporte de apoio; 10) Cilindro de suporte; 11) Bloco de revestimento; 12) Abertura entre câmaras; 13) Alavanca para acesso; 14) Cadinho; 15) Eletrodo de Tungstênio; 16) Porta de acesso.

A máquina de fundição foi programada e ajustada para uma pastilha de 31g de Ti c.p. (Rematitan - Dentaurum, Pforzheim – Alemanha), e então acionado o processo de fundição que ocorre através do preenchimento da câmara superior por gás argônio, e fusão da pastilha através de descarga elétrica, até o ponto em que a pastilha esta liquefeita, e então por meio de vácuo o metal líquido é aspirado

para a câmara inferior preenchendo o bloco de revestimento.

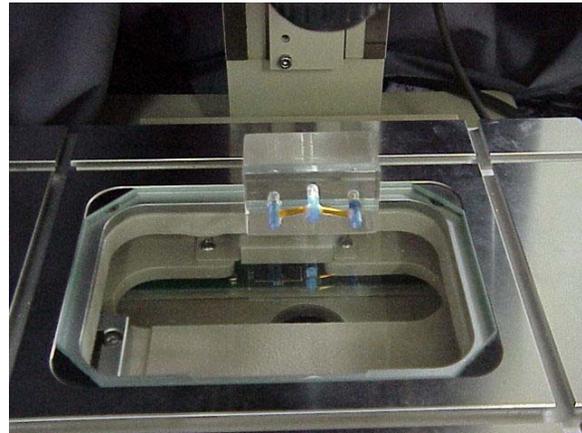
Após a fundição, os corpos-de-prova foram resfriados imediatamente por meio de imersão em água corrente com a finalidade de se evitar contaminação do metal, conforme especificação do fabricante. O processo de desinclusão foi realizado com o auxílio de um desinclusor pneumático (Silfradent – F.LLI Manfred – Itália) e jateamento com microesferas de vidro em um jateador elétrico (Oxyker Dry AM 28 – F.LLI Manfred – Itália). Após a desinclusão os condutos de alimentação foram seccionados com discos de óxido de alumínio (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e cada corpo-de-prova foi jateado com óxido de alumínio de granulação 100µm e pressão 60Lb/pol². No caso de bolhas positivas, as mesmas eram cuidadosamente removidas com o auxílio de uma lupa de 4x de aumento (bioart). O acabamento e polimento foram conduzidos de forma convencional, utilizando-se discos de oxido de alumínio de granulação regular e borrachas abrasivas. Para preservar as interfaces protéticas, onde foi verificado o assentamento passivo, foram utilizados protetores para polimento – Polishing Protector (Restore/Lifecore – USA).

4.1.4. Análise da interface componente protético/implante

Todos os grupos foram analisados através de um microscópio mensurador (OLYMPUS STM – Japão) com precisão de 0,0005mm (Fig.7).



(a)



(b)

Figura 7.

a – Leitura de corpo-de-prova em microscópio mensurador

b – Vista aproximada com corpo-de-prova posicionado para leitura

Em cada componente protético foi realizada a leitura em duas áreas diferentes, as quais foram lidas 3 vezes perfazendo um total de 6 leituras por componente. As leituras foram feitas nas regiões vestibular e lingual, diametralmente opostas, estando marcadas no implante de maneira que o local de leitura não se alterasse. O cabeçote micrométrico corria da superfície do implante até a linha que consistia na base do componente protético.

Quando os componentes estavam assentados sobre os implantes sem estarem unidos uns aos outros a leitura se dava através do aparafusamento com um torque de 10 Ncm em cada componente ao seu respectivo implante no modelo mestre, que serviu como suporte para a leitura. Para tal foi utilizado parafusos de titânio (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil).

Quando os componentes protéticos estavam unidos entre si, então foi utilizada a técnica descrita por JEMT, em 1991, onde se apertava o parafuso correspondente ao implante A com 10 N.cm. Por meio deste procedimento verificou-se o grau de adaptação dos componentes protéticos aos implantes B e C. O procedimento repetiu-se com o outro parafuso mais distal (parafuso C) para a mensuração da desadaptação entre o implantes A e B e os respectivos componentes protéticos.

4.1.5. Procedimento de soldagem a laser

Os corpos-de-prova foram mantidos sobre o modelo mestre sob torque padronizado de 10 Ncm e então foram soldados a laser. O grupo 1 foi soldado em quatro áreas e o grupo 3 em duas áreas. Para se evitar qualquer tipo de risco para o modelo mestre e para uma soldagem completa em torno de toda a área a ser soldada, primeiro foram realizados um ponto de solda na área vestibulares, lingual e oclusal, para uma fixação prévia, então as estruturas foram removidas do modelo mestre. Em seguida, as amostras foram soldada através da irradiação de múltiplos pulsos sobrepostos, com energia de 300V/6ms com foco e frequência regulados em zero, em um aparelho de soldagem a laser Desktop F (Dentaurum – Pforzheim – Alemanha) (FIG. 8). Assim, após a soldagem a laser, esses espécimes foram submetidos à leitura final da interface componente protético/implante.



Figura 8. Máquina de solda a laser Desktop.

4.1.6. Delineamento estatístico

A análise estatística foi realizada em duas etapas, a primeira onde se verificou a adaptação intragrupo e a segunda onde foi verificado intergrupos.

Na análise intragrupo, foram estudados a adaptação inicial e final de cada grupo através do Teste-*t* para amostras pareadas, e a diferença de adaptação entre cada interface componente protético/implante (A, B e C) separadamente no início e no final dos procedimentos pelo teste de Kruskal-Wallis (Anova não-paramétrica).

Na análise intergrupos foram analisadas as diferenças entre cada técnica nos tempos iniciais e finais, através do teste Kruskal-Wallis (Anova não-paramétrica). Os valores em todas as análises estatísticas só foram considerados significativos quando o valor de *p* for $\leq 0,05$.

5 – RESULTADOS

5.1. Análise intragrupos

5.1.1 Grupo solda laser (Grupo 1)

Para os componentes pré-fabricados em Ti c.p. e apenas soldados a laser a TABELA 1 apresenta os valores médios em micrometros da interface componentes protéticos/implante correspondentes ao grupo 1 e a cada um de seus implante, antes e após a soldagem a laser. Não foi encontrada diferença significativa pelo teste de Kruskal-Wallis entre os implantes A, B e C antes ($p=1,0000$) e depois da soldagem a laser ($p=0,7076$). Já quando se comparam os tempos pré solda e pós solda, através do Teste-*t* (amostras pareadas) foram encontradas diferenças significantes ($p<0,05$).

Tabela 1. Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante antes e após a soldagem a laser do grupo1.

Interface	Pré solda	Pós solda
Grupo 1	0,000 ±0 a	9,931 ± 10,60 b
Implante A	0,000 ±0 aA	10,867 ± 11,40 bA
Implante B	0,000 ±0 aA	8,256± 8,96 bA
Implante C	0,000 ±0 aA	8,841 ± 12,47 bA

Valores médios seguidos da mesma letra minúscula na linha (Teste-*t*) e maiúscula na coluna (teste Kruskal-Wallis) não diferem estatisticamente com 5% de significância.

A FIGURA 9 apresenta os valores médios em micrometros da interface componentes protéticos/implantes, correspondentes ao grupo 1 e a cada um de seus implante, antes e após a soldagem a laser.

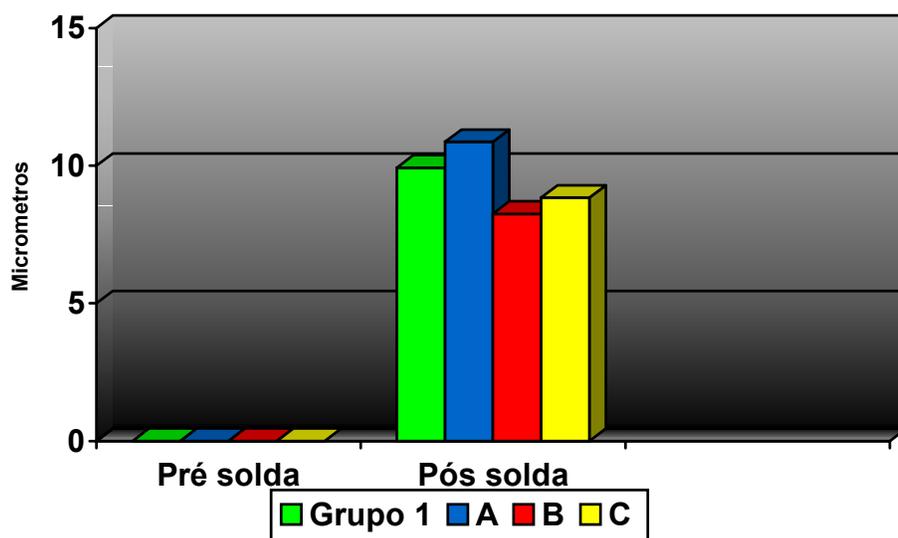


Figura 9. Comparação da desadaptação do grupo 1 e de suas estruturas antes e após a soldagem a laser.

5.1.2 Grupo fundição (Grupo 2)

Para os componentes pré-fabricados calcináveis e fundidos em monobloco a TABELA 2 apresenta os valores médios em micrometros da interface componentes protéticos/implante correspondentes ao grupo e a cada um de seus implante, após o enceramento e após a fundição. Não foi encontrada diferença significativa pelo teste de Kruskal-Wallis entre os implantes A, B e C após o enceramento ($p=0,1540$) e depois da fundição ($p=0,1670$). Já quando se

comparam os tempos enceramento e fundição em monobloco, através do Teste-*t* (amostras pareadas) foram encontradas diferenças significantes ($p < 0,05$).

Tabela 2. Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante no enceramento e após a fundição do grupo 2.

Interface	Enceramento	Monobloco
Grupo 2	9,568 ± 13,39 a	101,722 ± 75,69 b
Implante A	16,133 ± 14,08 aA	136,791 ± 86,07 bA
Implante B	4,937 ± 12,23 aA	82,660 ± 63,68 bA
Implante C	7,634 ± 12,42 aA	85,716 ± 70,31 bA

Valores médios seguidos da mesma letra minúscula na linha (Teste-*t*) e maiúscula na coluna (teste Kruskal-Wallis) não diferem estatisticamente com 5% de significância.

A FIGURA 10 apresenta os valores médios em micrometros da interface componentes protéticos/implantes, dos componentes calcináveis encerados e fundidos em monobloco, correspondentes ao grupo 2 e a cada implante do mesmo.

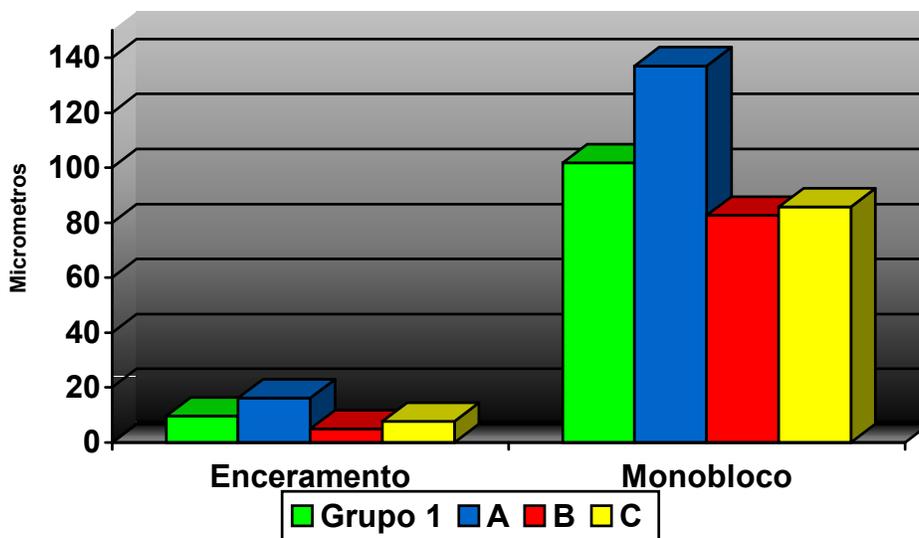


Figura 10. Comparação da desadaptação do grupo 2 e suas estruturas enceradas e após a fundição em monobloco.

5.1.3 Grupo fundição + solda laser (Grupo 3)

Para os componentes pré-fabricados calcináveis, fundidos e soldados a laser a TABELA 3 apresenta os valores médios em micrometros da interface componentes protéticos/implante correspondentes ao grupo 3 e a cada um de seus implante, após a fundição e após soldagem a laser. Não foi encontrada diferença significativa pelo teste de Kruskal-Wallis entre os implantes A, B e C após a fundição ($p=0,4628$) e depois da soldagem a laser ($p=0,4749$). Já quando se comparam os tempos fundição e pós-solda, através do Teste-*t* (amostras pareadas) se encontram diferenças significantes ($p<0,05$).

Tabela 3. Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante após a fundição e após a soldagem a laser.

Interface	Fundição	Pós solda
Grupo 3	20,258 ± 13,15 a	31,440 ± 15,92 b
Implante A	22,788 ± 10,96 aA	32,824 ± 19,50 bA
Implante B	18,721 ± 14,78 aA	26,979 ± 13,80 bA
Implante C	19,266 ± 14,43 aA	34,516 ± 14,55 bA

Valores médios seguidos da mesma letra minúscula na linha (Teste-*t*) e maiúscula na coluna (teste Kruskal-Wallis) não diferem estatisticamente com 5% de significância.

A FIGURA 11 apresenta os valores médios dos componentes pré-fabricados calcináveis, fundidos e soldados a laser em micrometros da interface componentes protéticos/implante correspondentes ao grupo e a cada um de seus implantes.

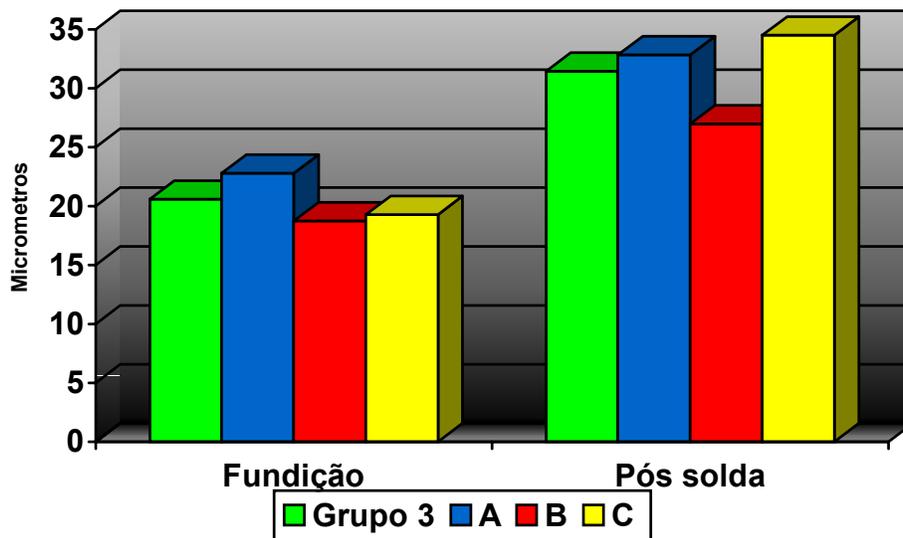


Figura 11. Comparação da desadaptação do grupo 3 e suas estruturas fundidas e após a soldagem a laser.

5.2. Análise intergrupos.

As técnicas de solda laser, fundição em monobloco, e fundição e solda a laser apresentaram o valor de p do teste (Kruskal-Wallis) muito significativo ($p < 0,0001$) para a comparação entre eles no início e no final das técnicas (TABELA 4 e FIGURA 12).

Tabela 4. Postos médios e valores médios em micrometros da interface componente protético/implante inicial e final.

Técnica Fase	Solda	Fundição monobloco	Fundição + Solda
Inicial	0,000 ± 0 a	9,568 ± 13,39 b	20,258 ± 13,15 c
Final	9,931 ± 10,60 a	101,722 ± 75,69 b	31,440 ± 15,92 c

Postos médios seguidos da mesma letra minúscula na linha não diferem estatisticamente com 1% de significância pelo teste de Kruskal-Wallis.

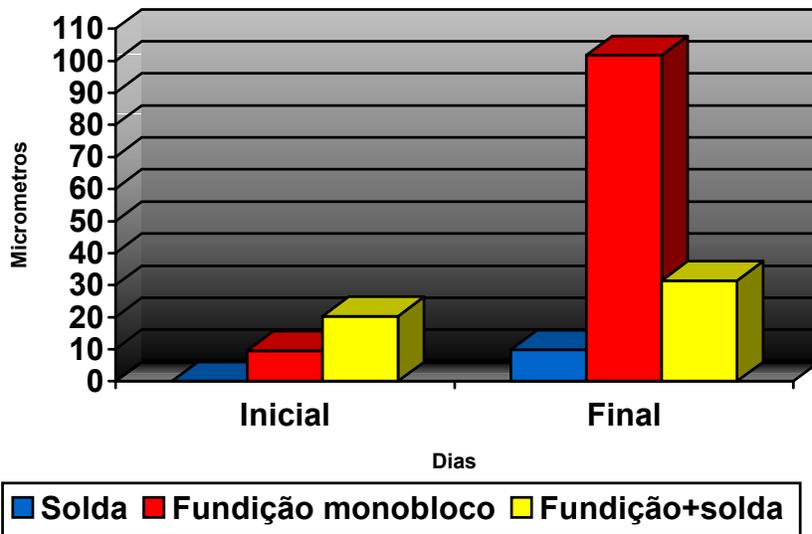


Figura 12. Comparação valores médios em micrometros da interface componente protético/implante inicial e final entre os grupos.

6 – DISCUSSÃO

A adaptação adequada entre o componente protético e o implante é o objetivo primário almejado durante a confecção de próteses sobre implante. Isto está em função da passividade da prótese, o que é fundamental para seu sucesso.

A falta de adaptação pode se agravar a partir do momento em que se avaliam próteses com 2 ou mais implantes, pois além da adaptação individual existe a necessidade de adaptação entre os demais componentes das próteses simultaneamente.

As tentativas de se conseguir uma adaptação passiva na literatura são inúmeras, no entanto devido ao grande número de etapas envolvidas na confecção de uma prótese sobre implante e ao número maior ainda de variáveis dentro de cada uma destas etapas, ainda não é possível se obter tal objetivo (SCHWARTZ, 1986; WEE et al., 1999; RANDI et al., 2001; SAHIN & ÇEHRELI, 2001).

A adaptação passiva tem sido descrita levando-se em consideração o eixo vertical, onde quando encontrado assentamento neste eixo em todos os componentes da prótese simultaneamente, a mesma é considerada passiva. (WASKEWICKZ et al., 1994; APARICIO, 1994).

No entendimento de **JEMT**, em 1996, a adaptação passiva é caracterizada pela ausência de báscula ou interfaces sem os parafusos apertados ou com um único parafuso apertado.

Neste trabalho a passividade foi avaliada pela mensuração linear utilizando-se o protocolo modificado de **JEMT** (1991), onde se realiza o aperto do parafuso mais mesial e a leitura das demais interfaces, em seguida, o apertamento do parafuso mais distal com a leitura das demais interfaces.

Neste estudo foi avaliada qual técnica para confecção de infra-estruturas de próteses sobre implantes apresenta menor desadaptação entre os componentes protéticos e os implantes. Para tal foram confeccionadas estruturas em Ti c.p. fundidas em monobloco, fundidas e soldadas a laser e através de componentes pré-fabricados e soldados a laser.

No grupo 1 (TAB. 1) onde foi realizado apenas a soldagem a laser dos componentes protéticos, foi encontrado uma desadaptação média de $9,93 \pm 10,60 \mu\text{m}$, o que está abaixo dos resultados encontrados por **RIEDY et al.**, em 1997, de $25 \mu\text{m}$ e por **ROMERO et al.** (2000) de $75 \mu\text{m}$. **RANDI et al.**, em 2001, utilizando a técnica de cimentação da estrutura aos componentes encontrou resultados de $7,65 \mu\text{m}$.

Os valores encontrados podem ser considerados satisfatórios clinicamente, principalmente considerando o valor de desadaptação de $100 \mu\text{m}$ tido como aceitável segundo **JEMT** em 1996 e **MELONCINI** em 2000.

Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os implantes A ($10,86 \pm 11,40 \mu\text{m}$), B ($8,25 \pm 8,96 \mu\text{m}$) e C ($8,84 \pm 12,47 \mu\text{m}$), no entanto a média de desadaptação nos implantes mais externos foram maiores que a do central confirmando os achados de **SCHIFFLEGER** (1985), **BERNARDON** (2001) e **RANDI et al.** (2001) .

Para o grupo 2 (TAB. 2) fundido em monobloco, a média de desadaptação encontrada foi de $101,72 \pm 75,69 \mu\text{m}$. O que pode ser considerado um valor médio elevado para uma estrutura relativamente pequena (3 implantes) quando comparada às estruturas de próteses fixas totais (5-6 implantes).

Assim como no grupo 1 também não foram encontradas diferenças significativas entre as interfaces componente protéticos / implantes dos três implantes A ($136,79 \pm 86,07 \mu\text{m}$), B ($82,66 \pm 63,68 \mu\text{m}$) e C ($85,71 \pm 70,31 \mu\text{m}$), e também foi observado uma maior adaptação do interface do implante B.

No grupo 3 (TAB. 3) onde foi realizado a fundição e soldagem a laser a média de desadaptação encontrada foi de $31,44 \pm 15,92 \mu\text{m}$, o que é aceitável clinicamente porém com uma desadaptação significativa estatisticamente, concordando com **SOUSA** (2001).

Mais uma vez foi observado uma melhor adaptação do componente B ($26,97 \pm 13,80 \mu\text{m}$) em relação aos outros dois, A($32,82 \pm 19,50 \mu\text{m}$) e C ($34,51 \pm 14,55 \mu\text{m}$), porém sem diferenças estatísticas entre os três.

Ao se comparar a desadaptação entre as três técnicas (TAB. 4) fica claro a maior eficiência da técnica onde é utilizado apenas os componentes pré-fabricados e apenas soldados a laser ($9,56 \pm 10,60 \mu\text{m}$), sobre a da fundição mais soldagem a laser ($31,44 \pm 15,92 \mu\text{m}$) e destas duas sobre a da fundição em monobloco ($101,72 \pm 75,69 \mu\text{m}$).

Estes resultados podem ser explicados em virtude da adaptação inicial em cada uma destas técnicas (TAB. 4), onde observamos para os componentes pré-fabricados em Ti uma adaptação de $0\mu\text{m}$ inicialmente, já para o grupo fundido em monobloco a desadaptação inicial foi de $9,56 \mu\text{m}$, a qual pode ter sido causada pelo enceramento das estruturas para fundição, já para o grupo fundido e soldado a laser a desadaptação foi de $20,25 \mu\text{m}$ podendo ter surgido em virtude da fundição.

O grupo 1 sofre apenas alterações devido ao processo de soldagem a laser, que é considerado de menor distorção quando comparada a soldagem convencional (**GORDON & SMITH, 1970**; HRUSKA, 1987; **ROGGENSACK et al., 1993**; **YAMAGISHI et al., 1993**; **TAMBASCO et al., 1996**; **NABADALUNG & NICHOLLS, 1998**).

Já os componentes calcináveis primeiro precisam ser encerados, incluídos, fundidos, acabados e polidos. Todas estas etapas podem e causam alterações que vão prejudicar no assentamento das infra-estruturas (**EAMES et al., 1978**; **MUENCH et al., 1984**; **BLACKMAN et al., 1992**; **BESSING & BERGMAN, 1992**; **HERO et al., 1993**; **HUSSAINI & WONG, 1997**; **ROMERO et**

al., 2000; SAHIN & ÇEHRELI, 2001). Considerando o grupo fundido em monobloco a desadaptação tem a tendência de se agravar, pois a infra-estrutura se torna única e, portanto mais extensa, o que causa uma maior distorção (SCHIFFLEGER et al., 1985), porém quando seccionada e soldada a laser esta infra-estrutura funciona como pequenas estruturas gerando uma distorção menor (WASKEWICKZ et al., 1994; CASTILIO, 2000).

Clinicamente a falta de adaptação pode levar a fratura do parafuso entre o componente protético e o implante, reabsorção óssea e até a perda do implante (SKALAK, 1983; JEMT, 1991; MAY et al., 1997; RIEDY et al., 1997; SAHIN & ÇEHRELI, 2001). Quanto maior a desadaptação maiores as tensões geradas entre os componentes e osso, e maiores as chances de fracasso dos mesmos.

Nesta pesquisa não foi possível se obter um assentamento passivo como o referido por SAHIN & ÇEHRELI (2001) onde se procura um zero absoluto sem tensão ao implante, porém nenhuma das técnicas descritas na literatura como: cimentação da estrutura aos componentes protéticos (JIMENÉZ-LÓPEZ, 1995), seccionamento e soldagem a laser da estrutura (JEMT & LINDÉN, 1992; SOUSA, 2001), CAD-CAM (SCHMITT & CHANCE, 1995) e eletroerosão (RÜBELING & KREYLOS, 1984; EVANS, 1997; BERNARDON, 2001), conseguiram também um assentamento passivo.

Portanto, a utilização de componentes pré-fabricados e apenas soldados a laser, apesar de não obter passividade absoluta, estatisticamente é

muito superior às outras duas técnicas utilizadas nesta pesquisa em relação à adaptação, sendo tão boa quanto e até melhor que outras técnicas existentes na literatura como visto acima.

Além de proporcionar resultados satisfatórios de desajuste marginal, a técnica de soldagem de estruturas pré-fabricadas avaliadas neste estudo, tem como principais características a simplicidade de técnica e redução de custo.

Atualmente, com o crescente emprego da carga imediata em implantodontia, a soldagem a laser de estruturas pré-fabricadas de titânio torna-se cada vez mais freqüente, justificando em parte os objetivos deste trabalho. No entanto, nota-se a necessidade de realização de estudos onde se combinem a soldagem a laser de componentes pré-fabricados com as técnicas de eletroerosão e cimentação com o objetivo de se aproximar ao máximo do assentamento passivo.

Juntamente com estes novos estudos não podemos deixar de realizar estudos longitudinais e laboratoriais que comparem a resistência à tração e esforços de fadiga de estruturas soldadas a laser, a fim de avaliar a eficácia clínica em longo prazo.

7 – CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e analisados neste trabalho, diante das condições analisadas, conclui-se:

- A adaptação marginal inicial da técnica com componentes pré-fabricados em Ti c.p. e soldados a laser, foi estatisticamente superior às técnicas de fundição em monobloco e a fundição mais soldagem a laser;
- A adaptação marginal final da técnica com componentes pré-fabricados em Ti c.p. e soldados a laser, foi estatisticamente superior às técnicas de fundição em monobloco e a fundição mais soldagem a laser;
- O grupo fundido e soldado a laser apresentou melhora significativa em relação a adaptação do grupo fundido em monobloco;

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

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

BERG, E. Dentist's opinions on aspects of cast titanium restorations. *J. Dent.*, Oxford, v.25, n.2, p.113-117, Jan. 1996.

BERG, E. et al. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J. prosth. dent.*, Saint Louis, v.74, n.3, p.250-257, Sept. 1995.

BERGMAN, M. *Cast titanium in dental constructions*. DPNOVA AB Malmo: Sweden, Aug. 1990. [Manual]

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

BESSING, C., BERGMAN, M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed. Dent. J.*, Jönköping, v.16, n.3, p.109-113, 1992.

* De acordo com NBR 6023, de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "World List of Scientific Periodicals".

BLACKMAN, R., BAEZ, R., BARGHI, N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.67, n.4, p.435-440, Apr. 1992.

BLACKMAN, R., BARGHI, N., TRAN, C. Dimensional changes in casting titanium removable dentures frameworks. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.65, n.2, p.309-315, Feb. 1991.

CASTILIO, 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) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

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

CRAIG, R.G. et al. **Restorative dental materials.** 10.ed. Saint Louis: Mosby, 1997. Cap.15: Cast and wrought base metal alloys, p.428-432.

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

EAMES, W.B., MACNAMARA, J.F. Evaluation of casting machines for ability to cast sharp margins. **Oper. Dent.**, Seattle, v.3, n.4, p.137-141, 1978.

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

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

HANEY, S.C., MEIERS, J.C. In vitro study of intraoral welding procedures for pure titanium. **Quintessence int.**, Berlin, v.27, n.12, p.841-847, Dec. 1996.

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**, v.13, n.2, p.190-196, 1998.

HERO, H., SYVERUD, M., WAARLI, M. Mold filling and porosity in castings of titanium. **Dent. Mater.**, Washington, v.9, n.3, p.15-18, Jan. 1993.

HRUSKA, A.R. Intraoral welding of pure titanium. **Quintessence int.**, Berlin, v.18, n.10, p.683-688, Oct. 1987.

HRUSKA, A.R., BORELLI, P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings. **J. prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.66, n.4, p.561-565, Oct. 1991.

HULLING, J.S.; CLARK, R.E. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. **J Dent Res**, Washington, v.56, n.2, p.128-154, Feb. 1977.

HUSSAINI, S., WONG, T. One clinical visit a multiple implant restoration master cast fabrication. **J. prosth. Dent**, v.78, n.6, p.550-553, Dec. 1997.

IDA, K., TSUTSUMI, S., TOGAYA, T. Titanium and titanium alloys for dental casting. **J. dent. Res.**, Washington, v.59, p.985, 1980. [Abstracts, 397].

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.

JEMT, T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.11, n.2, p.151-158, 1996.

JEMT, T., LINDÉN, B. Fixed Implant-Supported Prosthesis With Welded Titanium Frameworks. **Int. J. Periodont. Rest. Dent.**, v.12, n.3, p.177-183, 1992.

JIMÉNEZ-LÓPEZ, V. **Próteses sobre implantes**: oclusão, casos clínicos e laboratório. São Paulo: Quintessence, 1995. 264p.

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

LAUTENSCHLAGER, E.P., MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int. dent. J.**, Guildford , v.43, n.1, p.245-253, 1993.

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

MELONCINI, M.A. **Ajuste cervical de fundições de titânio, tipo coroa, em função de revestimentos e técnicas.** São Paulo, 2000 (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

MILAN, F.M. **Influência de três fontes de calor sobre o ajuste cervical de coroas totais metálicas fundidas.** Piracicaba, 1997 (Mestrado – Materiais Dentários) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

MUENCH, A. et al. Desajuste de blocos tipo classe I/coróa, em função da granulometria dos revestimentos. **Ver. Paul. Odontol.**, São Paulo, v.6, n.2, p.47-50, mar. 1984.

NABADALUNG, D.P., NICHOLLS, J.I. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.79, n.3, p.285-290, Mar. 1998.

NAKAJIMA, H., OKABE, T. Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v.15, n.2, p.77-90, Dec. 1996.

PARR, G. R., GARDNER, L. K., TOTH, R. W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.54, n.3, p.410-414, Sept. 1985.

RANDI, A.P. *et al.* Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.16, n.4, p.547-556, July/Aug. 2001.

RIEDY, S. J. *et al.* Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J. prosth. Dent**, Saint Louis, v.78, n.6, p.596-604, Dec. 1997.

ROGGENSACK, M., WALTER, M.H., BÖNING, K.W. Studies on laser and plasma-welded titanium. **Dent. Mater.**, Washington, v.9, p.104-107, Mar. 1993.

ROMERO, G. G. *et al.* Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. **J. prosthet Dent.**, Saint Louis, v.84, n.6, p.602-7. Dec. 2000.

RÜBELING, G., KREYLOS, H.A. Spark erosion in dental technology: possibilities and limitations. **Quintessence Dent Technol**, Chicago, v.8, n.10, p.649-657, Nov./Dez. 1984.

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

SCHIEFFLEGER, B. E. et al. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J. prosth. Dent*, v.54, n.6, p. 770-776, Dec. 1985.

SCHMITT, S.M., CHANCE, D.A. Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.8, n.4, p.332-336, 1995.

SCHWARTZ, I.S. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.56, n.3, p.212-215, Sept.1986.

SJÖGREN, G. ANDERSSON, M., BERGMAN, M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol. Scand.*, Oslo, v.46, n.4, p.247-253, Aug. 1988.

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

SOUSA, A.S. Análise do assentamento passivo de infra-estrutura em titânio e liga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem laser. Piracicaba, 2001. 113p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

TAIRA, M., MOSER, J. B., GREENER, E. H. Studies of Ti alloys for dental castings. **Dent. Mater.**, Washington, v.5, n.1, p.45-50, Jan. 1989.

TAMBASCO, J., ANTHONY, T., SANDVEN, O. Laser welding in dental laboratory: an alternative to soldering. **J. Dent. Technol.**, Alexandria, v.13, n.4, p.23-31, May 1996.

WALTER, M., BÖNING, K., REPEL, P.D. Clinical performance of machined titanium restorations. **J. Dent.**, Bristol, v.22, n.6, p.346-348, 1994.

WANG, R.R., CHANG, C.T. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.79, n.3, p.335-341, Mar. 1998.

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

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

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

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

YAMAGISHI, T., ITO, M., FUJIMURA, Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulse Nd: YAG laser apparatus. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.70, n.3, p.264-273, Sept. 1993.

YOUNG, H. M., COFFEY, J. P., CASWELL, W. Sprue design and its effect on castability of ceramometal alloy. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.57, n.2, p.160-164, Feb. 1987.

9 - ANEXO

Quadro A. Valores iniciais de adaptação do grupo 1 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	0.00	0.00	0.00
2	0.00	0.00	0.00
3	0.00	0.00	0.00
4	0.00	0.00	0.00
5	0.00	0.00	0.00
6	0.00	0.00	0.00
7	0.00	0.00	0.00
8	0.00	0.00	0.00
9	0.00	0.00	0.00
10	0.00	0.00	0.00

Quadro B. Valores finais de adaptação do grupo 1 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	4.33	23.92	0.00
2	0.00	2.54	0.00
3	7.42	0.00	3.58
4	6.33	0.00	0.00
5	12.17	16.21	4.00
6	16.83	20.71	38.08
7	2.92	6.46	6.67
8	28.00	0.00	0.00
9	0.00	8.84	20.00
10	30.67	3.88	16.08

Quadro C. Valores iniciais de adaptação do grupo 2 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	18.50	0.00	27.92
2	20.58	0.00	27.33
3	13.17	0.00	0.00
4	0.00	0.00	0.00
5	0.00	0.00	0.00
6	34.75	0.00	0.00
7	39.83	11.04	0.00
8	11.83	0.00	0.00
9	22.67	38.33	0.00
10	0.00	0.00	21.08

Quadro D. Valores finais de adaptação do grupo 2 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	19.00	19.29	28.58
2	292.58	36.29	173.00
3	115.92	165.13	28.42
4	78.17	62.00	51.08
5	159.40	74.42	105.75
6	100.17	54.92	72.67
7	157.33	214.42	43.83
8	107.00	15.92	42.83
9	267.67	103.79	242.75
10	70.67	80.42	68.25

Quadro E. Valores iniciais de adaptação do grupo 3 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	8.84	4.55	13.26
2	24.05	8.45	20.93
3	30.29	20.62	6.63
4	18.33	14.50	11.96
5	37.31	17.49	24.70
6	31.59	12.87	17.03
7	30.33	52.85	10.27
8	27.82	3.71	10.01
9	2.81	33.35	56.94
10	16.51	18.85	20.93

Quadro F. Valores finais de adaptação do grupo 3 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	11.75	10.88	19.08
2	27.33	9.34	25.50
3	35.08	25.38	26.00
4	22.58	17.45	16.05
5	59.33	37.92	56.75
6	42.75	24.71	42.50
7	39.42	55.98	42.50
8	65.25	22.71	31.58
9	5.08	33.75	56.95
10	19.67	31.67	28.25

Quadro G. Análise intragrupo para o implante A, antes e após a soldagem a laser.(Grupo1)

	- 1 - pre iniA	- 4 - pre finA
Indivíduos	10	10
Média	0.0000	10.8670
Desvio Padrão	0.0000	11.0428
Erro Padrão	0.0000	3.4920
Desv. Padrão da Diferença	11.0428	---
Erro Padrão da Diferença	3.4920	---
Média das diferenças	-10.8670	---
(t)=	-3.1119	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0062	---
(p) bilateral =	0.0124	---
IC (95%)	-18.7660 a -2.9680	---
IC (99%)	-22.2161 a 0.4821	---

Quadro H. Análise intragrupo para o implante B, antes e após a soldagem a laser.(Grupo 01)

	- 2 - pre iniB	- 5 - pre finB
Indivíduos	10	10
Média	0.0000	8.2560
Desvio Padrão	0.0000	8.9666
Erro Padrão	0.0000	2.8355
Desv. Padrão da Diferença	8.9666	---
Erro Padrão da Diferença	2.8355	---
Média das diferenças	-8.2560	---
(t)=	-2.9117	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0086	---
(p) bilateral =	0.0172	---
IC (95%)	-14.6699 a -1.8421	---
IC (99%)	-17.4714 a 0.9594	---

Quadro I. Análise intragrupo para o implante C, antes e após a soldagem a laser.(Grupo 01)

	- 3 - pre iniC	- 6 - pre finC
Indivíduos	10	10
Média	0.0000	8.8410
Desvio Padrão	0.0000	12.4736
Erro Padrão	0.0000	3.9445
Desv. Padrão da Diferença	12.4736	---
Erro Padrão da Diferença	3.9445	---
Média das diferenças	-8.8410	---
(t)=	-2.2413	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0258	---
(p) bilateral =	0.0517	---
IC (95%)	-17.7635 a 0.0815	---
IC (99%)	-21.6607 a 3.9787	---

Quadro I. Análise da diferença inicial entre os implante A, B e C.(Grupo 01)

	Resultados
H =	0.0000
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	1.0000

Quadro J. Análise da diferença final entre os implante A, B e C.(Grupo 01)

	Resultados
H =	0.6916
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.7076

Quadro K. Análise intragrupo para o implante A, antes e após a fundição.(Grupo2)

	- 7 - mono iniA	- 10 - mono finA
Indivíduos	10	10
Média	16.1333	136.7910
Desvio Padrão	14.0805	86.0756
Erro Padrão	4.4526	27.2195
Desv. Padrão da Diferença	83.4275	---
Erro Padrão da Diferença	26.3821	---
Média das diferenças	-120.6577	---
(t)=	-4.5735	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0007	---
(p) bilateral =	0.0013	---
IC (95%)	-180.3340 a -60.9814	---
IC (99%)	-206.3995 a -34.9159	---

Quadro L. Análise intragrupo para o implante B, antes e após a fundição.(Grupo2)

	- 8 - mono iniB	- 11 - mono finB
Indivíduos	10	10
Média	4.9370	82.6600
Desvio Padrão	12.2353	63.6814
Erro Padrão	3.8692	20.1378
Desv. Padrão da Diferença	60.8424	---
Erro Padrão da Diferença	19.2400	---
Média das diferenças	-77.7230	---
(t)=	-4.0396	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0015	---
(p) bilateral =	0.0029	---
IC (95%)	-121.2440 a -34.2020	---
IC (99%)	-140.2531 a -15.1929	---

Quadro M. Análise intragrupo para o implante C, antes e após a fundição. (Grupo2)

	- 9 - mono iniC	- 12 - mono finC
Indivíduos	10	10
Média	7.6337	85.7160
Desvio Padrão	12.4205	70.3131
Erro Padrão	3.9277	22.2350
Desv. Padrão da Diferença	70.7415	---
Erro Padrão da Diferença	22.3704	---
Média das diferenças	-78.0823	---
(t)=	-3.4904	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0034	---
(p) bilateral =	0.0068	---
IC (95%)	-128.6842 a -27.4804	---
IC (99%)	-150.7862 a -5.3784	---

Quadro N. Análise da diferença inicial entre os implante A, B e C. (Grupo 02)

	Resultados
H =	3.7413
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.1540

Quadro O. Análise da diferença final entre os implante A, B e C. (Grupo 02)

	Resultados
H =	3.5794
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.1670

Quadro P. Análise intragrupo para o implante A, antes e após a soldagem a laser.(Grupo3)

	- 13 - fund+sold iniA	- 16 - fund+sold finA
Indivíduos	10	10
Média	22.7877	32.8240
Desvio Padrão	10.9618	19.5025
Erro Padrão	3.4664	6.1672
Desv. Padrão da Diferença	11.3587	---
Erro Padrão da Diferença	3.5919	---
Média das diferenças	-10.0363	---
(t)=	-2.7941	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0104	---
(p) bilateral =	0.0209	---
IC (95%)	-18.1613 a -1.9113	---
IC (99%)	-21.7101 a 1.6375	---

Quadro Q. Análise intragrupo para o implante B, antes e após a soldagem a laser.(Grupo3)

	- 14 - fund+sold iniB	- 17 - fund+sold finB
Indivíduos	10	10
Média	18.7213	26.9790
Desvio Padrão	14.7849	13.8068
Erro Padrão	4.6754	4.3661
Desv. Padrão da Diferença	7.3309	---
Erro Padrão da Diferença	2.3182	---
Média das diferenças	-8.2577	---
(t)=	-3.5620	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0030	---
(p) bilateral =	0.0061	---
IC (95%)	-13.5016 a -3.0138	---
IC (99%)	-15.7920 a -0.7234	---

Quadro R. Análise intragrupo para o implante C, antes e após a soldagem a laser.(Grupo3)

	- 15 - fund+sold iniC	- 18 - fund+solc finC
Indivíduos	10	10
Média	19.2660	34.5160
Desvio Padrão	14.4342	14.5529
Erro Padrão	4.5645	4.6020
Desv. Padrão da Diferença	12.2683	---
Erro Padrão da Diferença	3.8796	---
Média das diferenças	-15.2500	---
(t)=	-3.9308	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0017	---
(p) bilateral =	0.0034	---
IC (95%)	-24.0256 a -6.4744	---
IC (99%)	-27.8586 a -2.6414	---

Quadro S. Análise da diferença inicial entre os implante A, B e C.(Grupo 03)

	Resultados
H =	1.5410
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.4628

Quadro T. Análise da diferença final entre os implante A, B e C.(Grupo 03)

	Resultados
H =	1.4894
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.4749

Quadro U. Análise da diferença inicial e final do Grupo1.

	- 1 - pre inicial	- 2 - pre final
Indivíduos	30	30
Média	0.0000	9.3213
Desvio Padrão	0.0000	10.6009
Erro Padrão	0.0000	1.9354
Desv. Padrão da Diferença	10.6009	---
Erro Padrão da Diferença	1.9354	---
Média das diferenças	-9.3213	---
(t)=	-4.8161	---
Graus de Liberdade	29	---
(p) unilateral =	0.0000	---
(p) bilateral =	0.0000	---
IC (95%)	-13.2793 a -5.3634	---
IC (99%)	-14.6554 a -3.9873	---

Quadro V. Análise da diferença inicial e final do Grupo2.

	- 3 - mono inicial	- 4 - mono final
Indivíduos	30	30
Média	9.5680	101.7223
Desvio Padrão	13.3945	75.6964
Erro Padrão	2.4455	13.8202
Desv. Padrão da Diferença	72.6788	---
Erro Padrão da Diferença	13.2693	---
Média das diferenças	-92.1543	---
(t)=	-6.9449	---
Graus de Liberdade	29	---
(p) unilateral =	0.0000	---
(p) bilateral =	0.0000	---
IC (95%)	-119.2900 a -65.0187	---
IC (99%)	-128.7244 a -55.5842	---

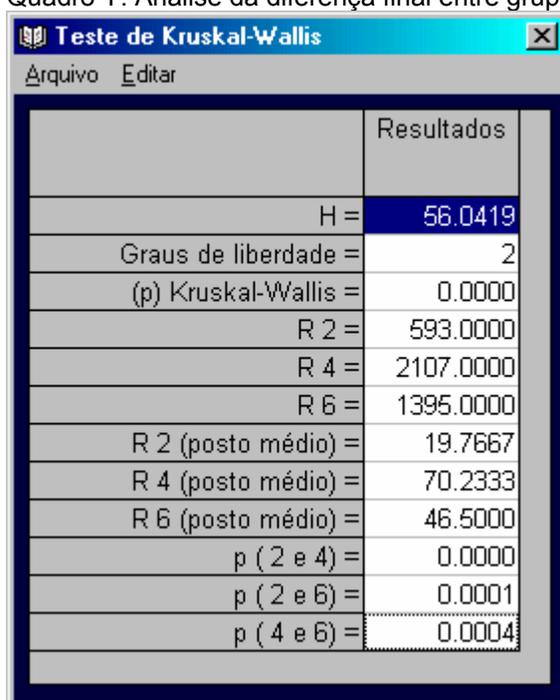
Quadro W. Análise da diferença inicial e final do Grupo3.

	- 5 - fund+sold inici	- 6 - fund+solc final
Indivíduos	30	30
Média	20.2583	31.4397
Desvio Padrão	13.1587	15.9283
Erro Padrão	2.4024	2.9081
Desv. Padrão da Diferença	10.6084	---
Erro Padrão da Diferença	1.9368	---
Média das diferenças	-11.1813	---
(t)=	-5.7730	---
Graus de Liberdade	29	---
(p) unilateral =	0.0000	---
(p) bilateral =	0.0000	---
IC (95%)	-15.1421 a -7.2205	---
IC (99%)	-16.5192 a -5.8435	---

Quadro X. Análise da diferença inicial entre grupos 1, 2 e 3.

	Resultados
H =	41.5963
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.0000
R 1 =	735.0000
R 3 =	1322.0000
R 5 =	2038.0000
R 1 (posto médio) =	24.5000
R 3 (posto médio) =	44.0667
R 5 (posto médio) =	67.9333
p (1 e 3) =	0.0037
p (1 e 5) =	0.0000
p (3 e 5) =	0.0004

Quadro Y. Análise da diferença final entre grupos 1, 2 e 3.



The image shows a software window titled "Teste de Kruskal-Wallis" with a menu bar containing "Arquivo" and "Editar". The main area displays a table of results. The table has two columns: the first column lists statistical metrics and the second column, titled "Resultados", shows their corresponding values. The values are: H = 56.0419, Graus de liberdade = 2, (p) Kruskal-Wallis = 0.0000, R 2 = 593.0000, R 4 = 2107.0000, R 6 = 1395.0000, R 2 (posto médio) = 19.7667, R 4 (posto médio) = 70.2333, R 6 (posto médio) = 46.5000, p (2 e 4) = 0.0000, p (2 e 6) = 0.0001, and p (4 e 6) = 0.0004.

	Resultados
H =	56.0419
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.0000
R 2 =	593.0000
R 4 =	2107.0000
R 6 =	1395.0000
R 2 (posto médio) =	19.7667
R 4 (posto médio) =	70.2333
R 6 (posto médio) =	46.5000
p (2 e 4) =	0.0000
p (2 e 6) =	0.0001
p (4 e 6) =	0.0004