

Ricardo Alexandre Zavanelli

Cirurgião Dentista

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE

**INFLUÊNCIA DA SOLDAGEM A LASER NO TITÂNIO  
COMERCIALMENTE PURO E TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO  
SOBRE A FADIGA-CORROSÃO EM DIFERENTES MEIOS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas para a obtenção de grau de Doutor em Clínica Odontológica, área de Prótese Dental.

PIRACICABA

- 2001 -

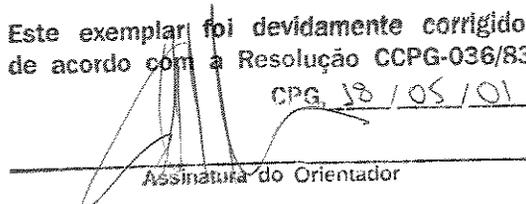
Ricardo Alexandre Zavanelli  
Cirurgião Dentista

**INFLUÊNCIA DA SOLDAGEM A LASER NO TITÂNIO  
COMERCIALMENTE PURO E TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO  
SOBRE A FADIGA-CORROSÃO EM DIFERENTES MEIOS**

**Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**

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

CPG, 18 / 05 / 01

  
Assinatura do Orientador

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da  
Universidade Estadual de Campinas para  
a obtenção de grau de Doutor em Clínica  
Odontológica, área de Prótese Dental.

PIRACICABA

- 2001 -

UNIVERSIDADE  
 T/ UNICAMP  
 Z 19i  
 Ex.  
 DMBO BC/ 46151  
 ROC. 16 - 392/04  
 C  D   
 REC. R.R. 11,00  
 ATA 17-08-01  
 Nº CPD

CM00158854-9

### Ficha Catalográfica

Z19i      Zavanelli, Ricardo Alexandre.  
 Influência da soldagem a laser no titânio comercialmente puro e  
 liga titânio-alumínio-vanádio sobre a fadiga-corrosão em diferentes  
 meios de armazenagem. / Ricardo Alexandre Zavanelli. –  
 Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.  
 xv, 125p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha  
 Henriques.  
 Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas,  
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fadiga. 2. Fluoretos. 3. Saliva. I. Henriques, Guilherme Elias  
 Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de  
 Odontologia de Piracicaba. III. Título.

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



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 16 de Março de 2001, considerou o candidato RICARDO ALEXANDRE ZAVANELLI aprovado.

1. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

2. Prof. Dr. HUMBERTO GENNARI FILHO

3. Prof. Dr. CICERO ELEUTÉRIO DA SILVA FILHO

4. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

5. Prof. Dr. LUIZ ANDRE FREIRE PIMENTA

## **Dedico este trabalho**

A **Deus**, que me fez humilde, com determinação e força para vencer todos os obstáculos que a vida faz surgir. A ele minha vida, meu sucesso e amor.

Aos meus pais, **Dirço e Marlene**, minha eterna gratidão por terem me ensinado a buscar a realização de meus ideais pelo caminho correto, com perseverança, honestidade e competência.

Às minhas irmãs, **Adriana e Alessandra**, por todo incentivo e constante apoio.

## **Meu agradecimento especial**

Ao *Prof. Doutor Guilherme Elias Pessanha Henriques*, que durante esses quatro anos de Mestrado e Doutorado esteve sempre presente e disposto a me conduzir pelo caminho correto. Pela amizade e confiança depositada, pelo modo democrático, firme e honesto com que conduziu meus passos iniciais, de vital importância a minha formação profissional. Muito obrigado.

## **Meus agradecimentos**

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP – UNICAMP), nas pessoas do Sr. Diretor **Prof. Dr. Antônio Wilson Sallum** e do Sr. Diretor Associado **Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo**.

A **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, do Departamento de Prótese e Periodontia - área de Prótese Parcial Removível e Coordenadora do Curso de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP, por ter gentilmente cedido as dependências do laboratório de Prótese Parcial Removível.

A **Profa. Dra. Brenda P. F. de Almeida Gomes**, coordenadora da Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

Ao **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, do Departamento de Prótese e Periodontia - área de Prótese Parcial Fixa da FOP-UNICAMP, pelo empréstimo da máquina de soldagem a laser.

Ao **Prof. Dr. Itamar Ferreira**, do Departamento de Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP, pelo empréstimo da máquina de ensaios.

À **Faculdade de Odontologia de Presidente Prudente – UNOESTE**, na pessoa do Sr. Diretor Prof. Dr. Pedro Ângelo Cintra, pelas oportunidades e confiança em meu trabalho.

À Senhora **Rita Helena Buso Jacon**, Técnica do Laboratório de Caracterização de Materiais, da Faculdade de Engenharia Mecânica – UNICAMP, pelo auxílio nas análises fractográficas.

Ao Senhor **Waldomiro Vieira Filho**, Técnico do Laboratório de Bioquímica da FOP-UNICAMP, pela confecção das soluções de armazenagem.

Ao senhor **Rômulo Gavazzi**, Protético do Laboratório Central de Titânio do Brasil, pelo auxílio nas soldagens iniciais.

A senhora **Heloísa Maria Ceccotti**, Bibliotecária Auxiliar da FOP-UNICAMP, pela correção das referências bibliográficas.

Ao Prof. Dr. da Área de Prótese Total da FOP-UNICAMP, **Marcelo F. Mesquita**, pelo incentivo e agradável convivência.

À **Kátia Fernanda Oda**, por todo carinho, incentivo e amizade.

## SUMÁRIO:

Resumo.....	01
Abstract.....	03
01. Introdução.....	05
02. Revisão da Literatura.....	09
03. Metodologia.....	73
04. Resultados.....	89
05. Discussão.....	97
06. Conclusão.....	107
07. Referências Bibliográficas.....	109
08. Anexo.....	119

**RESUMO:**

Aliado aos esforços cíclicos, determinados agentes à base de flúor podem atuar sobre as infra-estruturas de próteses, causando a fadiga. Assim, o propósito deste estudo foi avaliar, analisar e comparar a vida em fadiga-corrosão de amostras confeccionadas em titânio comercialmente puro e liga Ti-6Al-4V intactas e soldadas a laser, e ensaiadas em diferentes meios de armazenagem. Para cada metal, 60 amostras semelhantes a um halteres, com 2,3mm de diâmetro no segmento central, foram obtidas a partir do sistema de fundição Rematitan. Os ensaios de fadiga-corrosão foram realizados em máquina universal de ensaios (MTS - Test Star II) com carga 30% abaixo do limite de escoamento a 0,2% do deslocamento, e combinando três situações de armazenagem: sem imersão, com saliva artificial e com saliva artificial fluoretada. Após a fratura, o número de ciclos foi registrado e a superfície de fratura analisada em MEV. As amostras fraturadas foram subseqüentemente soldadas a laser, usinadas e ensaiadas novamente nas mesmas condições das amostras intactas. A análise de variância (ANOVA) e o teste de Tukey com 5% de probabilidade, indicaram redução no número de ciclos até a fratura (5674 – saliva artificial e 3948 ciclos – saliva fluoretada) quando as amostras foram ensaiadas na presença das soluções de armazenagem, com diferença estatisticamente significativa em relação às amostras ensaiadas sem os meios (16186 ciclos). O processo de soldagem a laser influenciou negativamente, diminuindo o número de ciclos até a fratura (6146 ciclos), mostrando diferença estatisticamente significativa em relação às amostras intactas (11060 ciclos).

**Palavras Chave:** Fluoretos, Ligas Metálicas, Soldagem a Laser, Titânio.

**ABSTRACT:**

Stress cyclic and some prophylactics agents could affect infrastructure of prosthesis causing fatigue. So, the aim of this study was to evaluate, analyze and compare the corrosion-fatigue lives of specimen obtained in commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy intacted and laser welded, tested in different storage environments. For each metal, 60 dumbbell rods, 2,3mm in diameter at the central segment, were obtained and casted in Rematitan system. Corrosion-fatigue life was carried out through a universal testing machine (MTS Test Star II) with a load 30% lower than the 0,2% offset yield strength and combining tree different environments: in air at room temperature, with synthetic saliva and with fluoride synthetic saliva. After failure, the number of cycles were recorded, and the fracture surface was examined with an SEM. The specimen were then laser welded, grounded and tested again in the same conditions of the intact specimen. ANOVA and Tukey's multiple comparison test indicated that the number of cycles decreased in wet environments (5674 – synthetic saliva and 3948 cycles – fluoride saliva), with significant differences between the specimen tested in air at room temperature (16186 cycles). The process of laser welding affected negatively the corrosion-fatigue strength (6146 cycles), reducing the number of cycles showing significant differences between the intact specimen (11060 cycles).

**Key Words:** Fluorides, Laser Welding, Metallic Alloy, Titanium.

## 1 – INTRODUÇÃO:

A tecnologia de fundição do titânio e ligas derivadas tem sido desenvolvida e aperfeiçoada durante anos pela indústria, tornando-o atrativo devido a propriedades como alta resistência mecânica e à corrosão e baixo peso específico (PARR et al., 1985; TAIRA et al., 1989; BERGMAN, 1990; LUCAS & LEMONS, 1992; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993; PHILLIPPS, 1993; CRAIG et al., 1997). Embora tais características sejam desejáveis à Odontologia, o foco tem sido direcionado para a biocompatibilidade em tecido moles e duros. O titânio é tido como um metal inerte, ao contrário de outros metais básicos para fins protéticos que podem exibir potencial alérgico e carcinogênico (BLANCO-DAUMAU, 1982; KELLY & ROSE, 1983; JONES, 1986; CANAY & ÖKTEMER, 1992; WANG & FENTON, 1996; WILTSHIRE, 1996).

Com o aperfeiçoamento da tecnologia de fundição, o titânio e suas ligas tornaram-se materiais versáteis para a Odontologia. O sistema titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) se destaca pela alta resistência à fadiga (IDA et al., 1980; ZAVANELLI et al., 2000) e sua utilização em próteses parciais removíveis tem sido sugerida desde a década de 1980 (IDA et al., 1980; BERG, 1996; BRIDGEMAN et al., 1997). Seu uso foi indicado por

BLACKMAN et al., 1991, que relataram alterações dimensionais nos planos horizontal e vertical semelhantes às alterações encontradas em infra-estruturas convencionais fundidas em cobalto-cromo. Da mesma forma, próteses parciais fixas convencionais e as infra-estruturas sobre os implantes são aparelhos passíveis de serem construídos.

No entanto, infra-estruturas protéticas sobre implantes, quando fundidas em monobloco, apresentam dificuldade de assentar-se passivamente e o emprego do procedimento de soldagem se faz necessário (ROGGENSACK et al., 1993; RUBENSTEIN et al., 1995; CHAI et al., 1997).

A soldagem a laser é o método mais apropriado para unir duas partes em titânio. Os raios laser geram uma pulsação luminosa, monocromática, coerente, de alta intensidade e localizada, restringindo a zona afetada pelo calor e evitando danos às estruturas adjacentes (GORDON & SMITH, 1970; HRUSKA, 1987; SJOGREN et al., 1988; YAMAGISHI et al., 1993; WANG & WELSCH, 1995; BERG et al., 1995; HANEYS & MEIERS, 1996; TAMBASCO et al., 1996; ; TAYLOR et al., 1998; WANG & CHANG, 1998). O “laser” é um tipo de luz, e esta palavra é a abreviação de “amplificação da luz por emissão estimulada de radiação”.

O sucesso de infra-estruturas protéticas, depende, além de sua perfeita adaptação, da longevidade clínica mediante as solicitações mecânicas presentes na cavidade bucal. SOUZA em 1974 e DIETER em 1981 relatam que 90% das falhas mecânicas de infra-estruturas metálicas em função ocorrem por fadiga, cujo processo está intimamente relacionado às características superficiais. Na fadiga, a presença de descontinuidades geométricas e irregularidades tendem a agir como nucleadores de iniciação das trincas (HENRIQUES et al., 1997). O fenômeno causa uma alteração na estrutura do material devido à aplicação de esforços cíclicos, sendo permanente, localizada e progressiva, podendo ou não levar à fratura do componente depois de um determinado número de ciclos (VALLITTU & LUOTIO, 1996; HENRIQUES et al., 1997; FERREIRA et al., 1998).

Aliado aos esforços cíclicos, a presença de determinados agentes profiláticos podem contribuir para o aparecimento do processo de corrosão e causar o fracasso por fadiga (HAMANAKA et al., 1989; COHEN & BURDARION, 1992; WIIG et al., 1993; JOHANSSON & BERGMAN, 1995; WANG & FENTON, 1996; FERREIRA et al., 1998). O uso de soluções fluoretadas em concentrações contendo mais de 20ppm de íons flúor, é tido como modificador da atividade eletroquímica da superfície do titânio propiciando o início de trincas e fendas (SIIRILÄ & KÖNÖNEN, 1991;

PRÖBSTER et al., 1992; KÖNÖNEN et al., 1995; CAI et al., 1998; STRIETZEL et al., 1998). Situações clínicas com a concentração próxima de 1000ppm de íons flúor e pH entre 7 e 8 são comumente atingidas em técnicas de escovação.

Considerando o uso recente do titânio e de suas ligas para a confecção de estruturas protéticas e verificando a ausência de uma avaliação da resistência à fadiga de amostras soldadas a laser com ação concomitante de diferentes meios de armazenagem, o propósito deste estudo foi:

- Analisar comparativamente os resultados de resistência à fadiga de amostras intactas e submetidas à soldagem a laser, fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e Ti-6Al-4V.
- Avaliar a influência dos diferentes meios, solução de saliva artificial e saliva artificial fluoretada, sobre a resistência à fadiga-corrosão de amostras obtidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V intactas e soldadas a laser, comparando os valores obtidos sem a presença dos meios.
- Observar o aspecto da superfície de fratura em microscopia eletrônica de varredura (MEV) e por difração de raios X correlacionando os achados com os resultados do ensaio de fadiga.

## 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 $\mu$ 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.

Foi relatado por **SOUZA** em 1974 que um material não se rompia com uma carga menor do que a carga máxima atingível, quando submetido a esforços estáticos. Porém, quando foram aplicados esforços dinâmicos, repetidos ou flutuantes a um material metálico, o mesmo poderia se romper com uma carga bem inferior à carga máxima. Assim, um metal romper-se-ia por fadiga quando a tensão cíclica, aplicada a ele, tivesse uma flutuação suficientemente grande e seria maior que um valor característico de cada metal, denominado limite de fadiga. Porém, nem todos os materiais metálicos apresentavam um limite de fadiga definido. Nos ensaios de fadiga, a própria peça ou um protótipo, produtos acabados ou corpos de prova usinados poderiam ser utilizados, sendo que pequenas variações nas dimensões das amostras quase não alterariam os resultados. Citou que um ciclo de tensão foi a menor parte da função tensão/tempo, sendo periódico e

identicamente repetido. O número de ciclos de tensões suportado pelo corpo de prova até a fratura era designado por N. Ressaltou que uma superfície com acabamento inadequado poderia conter irregularidades que, atuariam como entalhes, aumentando a concentração de tensões e resultando em tensões residuais que podiam diminuir a resistência à fadiga do material. Este fenômeno foi evidenciado pois todas as rupturas por fadiga começavam na superfície do metal. Enfatizou que a velocidade de ensaio foi praticamente desprezível, e que o meio exercia uma ação significativa, com a ação corrosiva superposta à tensão cíclica ocasionando uma redução pronunciada nas propriedades de fadiga dos metais, sendo maior que a causada pela corrosão isoladamente. A variação da tensão modificava o comportamento do material. A sobretensão (ensaio em tensão acima do limite de fadiga) causava redução da vida em fadiga, enquanto que a subtensão (ensaio sob tensão abaixo do limite de fadiga) conduzia ao aumento do número de ciclos até a fratura, fenômeno provavelmente causado pelo encruamento localizado nas regiões de possível nucleação de trincas. Segundo o autor, a fratura por fadiga ocorria em etapas distintas: 1- nucleação da trinca; 2-propagação da trinca; e 3-ruptura da peça ou corpo de prova. A ruptura da amostra foi sempre acompanhada de deformação plástica, localizada principalmente em ângulos vivos, entalhes, inclusões, vazios pré-existentes, pontos de corrosão e contornos de grãos. Uma vez

iniciada a trinca, ela se propagava macroscopicamente, de maneira descontínua e em um plano em ângulo reto.

As regiões de máxima concentração de tensões foram investigadas em modelos de braço de grampos afilados e não afilados em 1976 por **MORRIS et al.** Os autores compararam essa região de máxima concentração de tensões com as áreas de freqüente quebra de grampos. Utilizaram vinte e cinco diferentes padrões de grampos retos pré-fabricados, sendo que negativos de gesso foram preparados. Os negativos foram seccionados em intervalos de 1, 5, 10 e 15mm a partir da extremidade e a espessura dos grampos foi determinada através de um microscópio mensurador. Essas medidas foram usadas para calcular o afilamento de cada padrão. Os afilamentos oscilaram entre 0,015 a 0,045 com a maioria dos grampos exibindo diminuição entre 0,020 e 0,030. Em seguida, três diferentes métodos foram usados para calcular o estresse e sua distribuição. Aos autores, pareceu provável que os grampos afilados estariam mais propensos a eventual falha por fadiga após uso clínico prolongado do que os grampos não afilados. Levantam a hipótese teórica de que as falhas dos grampos não estavam apenas em função do desenho, mas também de outras variáveis, tais como porosidades, irregularidades

superficiais, inclusões e fadiga. Entretanto, os autores não realizaram ensaios de resistência à fadiga para a comprovação de suas teorias.

**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 exequível. 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.

Em 1981, **DIETER** discorreu sobre a fadiga dos metais afirmando que um metal submetido à tensão repetida ou flutuante romper-se-ia a uma tensão muito inferior àquela necessária para ocasionar fratura devido à aplicação de uma carga estática. Assim as falhas mecânicas decorrentes

destas condições de carregamento dinâmico eram chamadas falhas por fadiga, observadas geralmente após um período considerável de utilização. Contudo, segundo o autor, não existia uma variação marcante na estrutura de um metal que tenha se rompido por fadiga, que pudesse servir como indício para a compreensão das razões que levavam à ocorrência da fadiga. Relatou que a fadiga tornou-se progressivamente importante à medida que a tecnologia desenvolveu um número maior de equipamentos, tais como automóveis, aviões, compressores, bombas e turbinas, sendo esta responsável por pelo menos 90% das falhas em serviço. Uma falha por fadiga também podia acontecer sem que houvesse qualquer indício. A fadiga dava origem a uma fratura de aparência frágil, sem a existência de deformação macroscópica. A superfície de fratura, em escala macroscópica, era quase sempre normal à direção da tensão principal de tração. Uma falha por fadiga podia ser reconhecida a partir do aspecto da superfície de fratura, que apresentava uma região lisa - decorrente da fricção que se verificava entre as superfícies durante a propagação da trinca - através da seção do material e uma região áspera com rompimento de forma dúctil - quando a seção transversal já não era capaz de suportar a carga aplicada. A falha por fadiga ocorria geralmente num ponto de concentração de tensão, como um canto vivo ou um entalhe, ou ainda num concentrador de tensão metalúrgico, como uma inclusão. Afirmou que três fatores foram

necessários para causar falha por fadiga: uma tensão de tração máxima suficientemente alta; uma variação ou flutuação na tensão aplicada e número de ciclos de aplicação de tensões grandes. Além destas, existiam diversas outras variáveis, como concentração de tensão, corrosão, temperatura, sobrecarga, estrutura metalúrgica, tensões residuais e combinadas, que tendiam a alterar as condições de ocorrência do fenômeno. Os ciclos de tensões que podiam ocasionar fadiga eram: ciclos de tensões alternadas, produzida numa máquina de fadiga de viga rotativa, sendo as tensões máxima e mínima iguais; ciclos de tensões flutuantes, com carga máxima e mínima diferentes; e ciclos de tensões de sobrecargas periódicas imprevisíveis. O método básico de apresentação dos dados experimentais de fadiga foi através da curva S-N, onde era lançada em gráfico a tensão (S) contra o número de ciclos necessários para a fratura (N). A curva S-N estava relacionada com falhas de fadiga para números grandes de ciclos ( $N > 10^5$ ). Dessa forma, a tensão foi elástica, mas o metal se deformava plasticamente de forma localizada. Para tensões maiores, a vida em fadiga decrescia progressivamente. As características estruturais da fadiga levaram à divisão do processo nos seguintes estágios: 1- iniciação da trinca, que incluía o desenvolvimento inicial dos danos causados pela fadiga; 2- crescimento da trinca, relativo ao aprofundamento da trinca inicial nos planos de alta tensão de cisalhamento (estágio I de crescimento de

trinca); 3- crescimento da trinca nos planos de alta tensão de tração (estágio II de crescimento de trinca); e 4- ruptura final estática, quando a trinca atingia um tamanho tal que a seção transversal não suportava a carga. A presença de um concentrador de tensões no material, como um entalhe ou vazio, diminuía seriamente a resistência à fadiga e uma das formas de se minimizar essa falha seria a obtenção de um projeto cuidadoso com fabricação e usinagem adequada. A diminuição da resistência podia também advir de rugosidades superficiais ou de concentradores metalúrgicos como poros, inclusões e superaquecimento local. A ação simultânea de tensões cíclicas e ataque químico, conhecidos como fadiga-corrosão, causaria o aparecimento de pontos que atuavam como entalhes e reduziram a resistência à fadiga. Quando corrosão e fadiga atuavam simultaneamente, o ataque químico acelerava a taxa de propagação das trincas em fadiga. O autor discorreu também sobre o fenômeno de sobretensionamento, em que uma amostra era ensaiada por um certo número de ciclos, inferior à fratura, porém de tensão acima do limite de fadiga e posteriormente ensaiada até a fratura em outra tensão, causando uma diminuição da vida em fadiga. Por outro lado, se o corpo de prova era ensaiado abaixo do limite de fadiga, permanecendo sem se romper por um grande número de ciclos, denominava-se subtensionamento, que conduzia a um aumento no limite de fadiga ou no aumento do número de ciclos de

tensão necessários para a ruptura. Para melhorar o desempenho em fadiga, devia-se diminuir os concentradores de tensões através da utilização de corpos de prova lisos e polidos.

**BLANCO-DALMAU**, em 1982, afirmou que o Ni era um dos metais que mais causava dermatite alérgica de contato, principalmente nas mulheres, fato relacionado ao modo e padrão de corrosão, produzindo reação inflamatória nos tecidos. O clínico devia determinar antes do tratamento se o paciente era ou não alérgico ao Ni, recomendando inclusive testes de contato. A avaliação devia englobar o nome, a idade, histórias de alergias, medicação, dosagem e reação.

**KELLY & ROSE**, em 1983, realizaram uma revisão da literatura considerando cinco tópicos sobre os metais básicos: 1) constituintes, 2) propriedades físicas, 3) biocompatibilidade, 4) adesão à porcelana e 5) aspectos de corrosão. Constataram que as ligas não-preciosas podiam ser fundidas com exatidão aceitável. Em adição, essas ligas possuíam alta resistência e propriedades de fusão que as tornavam elegíveis pela maior rigidez, estabilidade térmica da subestrutura de porcelana, especialmente nos casos de várias restaurações. A porcelana unida a essas ligas era menos friável na região interproximal. Os pacientes sentiam-se mais confortáveis devido à transmissão térmica diminuída. Algumas dessas ligas

eram menos ativas galvanicamente que o Ouro (Au). Porém, os procedimentos laboratoriais requeriam maior precisão que as ligas de Au, principalmente durante as fundições. Alguns componentes como o Ni causavam reações alérgicas e os pacientes deviam ser consultados sobre sensibilidade a tal metal.

Em 1983, **FIORI** afirmou que as próteses parciais removíveis, que se constituíam de uma estrutura metálica, com grampos de retenção posicionados em áreas retentivas, grampos de oposição e estrutura acrílica, sofriam constante flexão durante sua inserção e remoção, assim como durante a própria dinâmica mastigatória, sendo particularmente afetadas pelo fenômeno de fadiga.

**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 capa protetora de óxido de titânio na sua superfície. Segundo os autores, corrosão localizada e irregularidades superficiais podiam levar à quebra do filme óxido protetor.

Em 1986, **JONES et al.**, relataram que as mulheres apresentavam uma maior incidência de dermatite de contato relacionada ao Ni (31,9%), provavelmente devido a presença do metal nas jóias. Advogaram que a potencial resposta alérgica poderia ser evitada através da utilização de outros metais.

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.

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 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 (50 $\mu$ m) 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.

**BESSING et al.**, em 1987, avaliaram a corrosão de quatro ligas alternativas, sendo duas de Ag-Pd e duas com baixo conteúdo de Au. As análises foram realizadas utilizando três salivas: duas naturais com pH 7,2 e pH 7,7 e uma artificial com a seguinte composição: NaCl-0,4g; KCl-0,4g; NaOHM-1,25mL; CaCl<sub>2</sub>·2H<sub>2</sub>O-0,221g (1,5mM); NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>-0,124g (0,9mM); Na<sub>2</sub>S-0,005g; e 1g Uréia. Os autores concluíram que com exceção da liga tipo III, um pré-tratamento térmico apresentava influência decisiva sobre a corrosão.

**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 Neodínio (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.

Ainda no ano de 1988, **KAUFMAN** mostrou as várias aplicações clínicas do laser em Odontologia. O termo laser pode ser definido como a “ampliação da luz pela emissão de radiação estimulada”. O laser produz um raio luminoso intenso e coeso. O tipo de laser foi definido como o comprimento de onda da radiação que emite. Para propósitos dentários, os comprimentos das ondas do laser variam de ultravioleta a infravermelho, dependendo do efeito desejado. A maioria dos lasers permite que o operador varie a energia, o tempo de exposição e, em alguns casos, o comprimento de onda e o diâmetro do raio luminoso. Ondas contínuas de laser emitem níveis constantes de energia por um período de escolha (0,1; 0,5; 1; 2; 10 segundos ou mais). Alguns lasers provêm pequenos pulsos de

energia, fornecendo um número de pulsos por segundo (20Hz igual a 20 pulsos por segundo) por um período escolhido. Uma grande variedade de lasers tem sido usada em experimentos dental e dentre os mais usados estão: a) laser de dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) com comprimento de onda de aproximadamente 9,32 a 10,59 $\mu\text{m}$ ; b) laser de neodímio-ítrio-alumínio-granada (Nd:YAG) com comprimento de onda de 1,06 $\mu\text{m}$ .

**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.

CURY em 1989, reavaliou o uso de dentifrícios fluoretados, tendo em vista o crescente aumento desses no mercado brasileiro. Relatou que a escovação só atinge seu objetivo se for realizada com dentifrício fluoretado. Afirmou que o pH de uma solução em suspensão de dentifrícios fluoretados (uma parte) em saliva humana estipulada (três partes) foi de no mínimo 7,74 e no máximo 9,14. Concluiu que houve um avanço considerável nas

formulações e que os dentifrícios apresentavam diferentes potenciais de prevenção.

Em 1989, **HAMANAKA et al.**, se propuseram a desenvolver uma nova máquina de fundição para o Ti c.p. e ligas de Ni-Ti (níquel-titânio) e examinar algumas características após as fundições. A máquina consistia de uma câmara superior de fusão e uma inferior com um sistema de pressão a vácuo com argônio. Os princípios foram baseados numa máquina prévia de fundição com alguns detalhes diferentes. Nessa máquina, a possibilidade de reação entre o metal e o molde era diminuída. Os dois tipos de cadinhos desenvolvidos provaram ser muito úteis na prevenção de macro defeitos internos nas fundições. Com isso as propriedades mecânicas e a fluidez do Ti c.p. foi melhorada. As ligas de Ni-Ti puderam ser fundidas sem que houvesse perda das características de efeito memória ou super elasticidade. Com isso, segundo os autores, podia-se fundir essas ligas com técnicas e revestimentos convencionais.

**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 diminuía 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.

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.

Ainda em 1991, **SIIRILÄ & KÖNÖNEN** estudaram o efeito dos fluoretos tópicos aplicados oralmente sobre pilares de conexões, controlando a concentração de fluoretos e frequência de escovação. Trinta e seis amostras foram confeccionadas a partir do Ti grau 1. Em seguida foram polidos eletroliticamente por 15 minutos com ácido perclórico a uma temperatura de  $-30^{\circ}\text{C}$ . Após isso, 24 espécimes foram utilizados para ensaios de imersão e 12 para testes de escovação. Utilizou-se pasta dental (Elmex e Sensodyne), gel dental (Elmex) e verniz fluoretado (Duraphat). A duração das imersões foi de 1, 3 e 6 dias para todos os materiais e 14 dias adicionais para uma das pastas (Elmex). Os espécimes foram submetidos à análise em microscópio óptico (MO) e em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os resultados mostraram que o principal fator de deterioração para o Ti parecia ser a escovação, porém uma exposição prolongada aos fluoretos não era recomendada.

**PRÖBSTER et al.**, em 1992, descreveram as alterações superficiais ocorridas no Ti, causadas pelos agentes profiláticos que continham fluoretos. Espécimes de Ti grau 2 foram fundidos nas dimensões de aproximadamente 30 x 5 x 2mm, e após o jateamento, cerca de 0,5mm

da superfície era removida com brocas de tungstênio para assegurar a completa remoção da camada alfa. Os agentes profiláticos usados foram três géis fluoretados (Oral B Flúor-Gel, Septogel e Blendamed Flúor-Gel); um aminoflúor gel (Elmex Fluid); duas soluções de fluoreto de sódio (Oral B e Fluocal); uma solução de aminoflúor e um verniz (Duraphat). Os espécimes foram armazenados a temperatura ambiente de 25°C por 1, 5 e 10 minutos. Foi determinado o pH dos preparados e analisada a rugosidade superficial, além de análises em MEV. Segundo os autores, apenas os compostos do ácido fluorídrico causavam defeitos superficiais em estruturas de Ti, não ocorrendo o mesmo com as soluções neutras como as de fluoreto de sódio. Afirmaram que o pH da solução tinha maior influência sobre a superfície do Ti do que a própria concentração de íons fluoretos.

Em 1992, **COHEN & BOURDAIRON** determinaram de forma quantitativa, a ionização do Ti em vários meios eletrolíticos, incluindo géis dentais comerciais contendo fluoretos. O dispositivo experimental consistia de uma análise de voltagem, cujo método era baseado na rotação de um eletrodo em forma de disco. Isso permitia uma avaliação do comportamento corrosivo do Ti c.p. (implante de Branemark) e da liga Ti-6Al-4V (Cezus) em diferentes soluções eletrolíticas, tais como a solução de Ringer's ou gel dentário fluoretado (Fluorgel). A análise confirmou a excelente resistência à

corrosão do Ti c.p. em solução fisiológica; por outro lado, foi evidenciado que os géis dentais contendo fluoretos, que se constituem de preparados ácidos, foram significativamente prejudiciais com relação ao processo de corrosão. Além disso, a degradação da camada de  $TiO_2$  (dióxido de titânio) induzida pelo gel dental (Fluorgel) podia até inibir o processo de osseointegração.

**LUCAS & LEMONS** em 1992, avaliando a biodegradação dos sistemas restauradores metálicos, relataram que as propriedades dependiam da composição e estado metalúrgico, condições de superfície, aspectos mecânicos, do ambiente local e sistêmico. Apresentaram a susceptibilidade dos vários sistemas metálicos em várias formas de biodegradação, com ênfase à corrosão. A resistência à corrosão das ligas nobres e seminobres, que continham Au (ouro), Ag (prata), Cu (cobre), Pt (platina), Pd (paládio) e Zn (zinco), devia-se à alta estabilidade termodinâmica. Já as ligas não nobres, compostas por Ni (níquel), Co (cobalto), Cu, Fe (ferro) e Ti, não foram tão estáveis termodinamicamente, e sua resistência à corrosão estava relacionada com a formação de uma delgada película protetora de óxidos sobre a superfície do metal. Apesar de resistentes à corrosão em condições estáticas devido a essa camada de óxidos, o Ti e suas ligas podiam estar sujeitos a ataques superficiais

localizados, causando instabilidade desta camada passivadora, principalmente em situações de tensões ou de sobrecarga. Sob essas condições, a camada podia ser removida, resultando na liberação de fragmentos e íons metálicos.

Em 1992, **CANAY & ÖKTEMER** compararam o comportamento corrosivo de 13 ligas em solução de saliva artificial. Os grupos incluíam ligas com alto conteúdo de Au, baixo conteúdo de Au, Ag-Pd e Ni-Cr. Descreveram a corrosão como sendo uma deterioração do material pela ação agressiva do ambiente (atmosfera e fluidos orais). As ligas foram fundidas em forma de discos com 5mm de diâmetro e 2mm de espessura e um contato elétrico era estabelecido. O potencial de corrosão era determinado em intervalos de 5 minutos. Cinco espécimes de cada liga foram analisados. Observaram que a nobreza da liga foi um fator predominante no desempenho corrosivo, sendo as ligas de Ni-Cr as mais susceptíveis. As ligas de Ag-Pd possuíam alta resistência à corrosão e estavam bem indicadas para as restaurações dentárias.

**PHILLIPS** em 1993, discorreu sobre as ligas para fundição Odontológica, esclarecendo que a designação “nobre” identificava os elementos em termos de sua estabilidade química, e a designação “preciosa” indicava, meramente, o valor intrínseco do metal. Metais nobres

como o Au, Pt, Pd, Ag, Ir (irídio), e o Os (ósmio) também eram considerados preciosos, mais nem todo metal precioso era nobre. Os quatro primeiros eram os mais importantes para a odontologia e apresentavam uma estrutura cristalina cúbica de faces centradas. Esses metais apresentavam 10,4 (Ag), 12,02 (Pd), 19,3 (Au) e 21,45g/cm<sup>3</sup> (Pt) de densidade; tinham respectivamente 961, 1552, 1063 e 1769°C como ponto de fusão; tinham respectivamente 19,7, 11,1, 14,2 e 8,9 x 10<sup>-6</sup>/°C como coeficiente de expansão térmica; e tinham módulo de elasticidade ou módulo de Young: 71.000, 112.400, 80.000 e 147.000MPa respectivamente. Ressaltou que quanto mais alto fosse o ponto de fusão, maior seria o módulo de elasticidade. Outra terminologia citada pelo autor referiu-se aos metais básicos, que eram usados para proteger uma liga da corrosão e atuar no endurecimento. Após a introdução do método de cera perdida, este se tornou sucesso imediato e desde então outras ligas como o Ni-Cr e o Co-Cr, introduzidas na década de 1930 para próteses parciais removíveis, tornaram-se formulações crescentemente populares, sendo comparadas com as ligas de Au do tipo IV. As vantagens dessas ligas eram: peso leve, resistência e custo reduzido. A ductilidade relativamente baixa dessas ligas foi um dos fatores mais deficientes, pois sendo ligas duras, eram difíceis de cortar, usinar e acabar. O limite de escoamento do Co-Cr era de 710 e 690MPa para o Ni-Cr e 493MPa para o Au tipo IV. O módulo de elasticidade

foi maior que o das ligas de Au tipo IV. Relatou que o Ni era um potente agente sensibilizante e tinha potencial carcinogênico. A designação alternativa identificava as ligas que não se enquadravam nas especificações nº 5 e 14 da Associação Dentária Americana (A.D.A.). Essas ligas eram mais moles e dúcteis e, portanto, mais fáceis de cortar e polir.

Nos últimos anos, o Ti tem sido um material de grande interesse na Odontologia. Devido a suas propriedades químicas o Ti é processado diferentemente das ligas convencionais. **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 $\mu$ 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.

**WIIG et al.**, em 1993, examinaram a interação de espécimes de Ti em soluções fluoretadas em diferentes níveis de pH e com variações na concentração de flúor. As amostras foram expostas a solução fluoretada a 2% e 0,2%, por 3 meses, com o experimento sendo conduzido à temperatura de 37°C. A corrosão foi estimada pela perda de peso dos espécimes, em seguida analisada em MEV. Os resultados demonstraram que as soluções contendo fluoretos causam corrosão do Ti, o mesmo não ocorrendo com a solução controle de NaCl a 0,9%. A taxa de corrosão aumentou com a diminuição do pH e com o aumento da concentração de fluoretos. Na solução mais agressiva estudada, 0,2% NaF com um pH de 2,5, a superfície tornou-se áspera e perdeu coloração após poucos dias de

exposição. Em pH neutro, o Ti manteve uma aparência metálica lisa, porém uma perda em forma de rede devido à corrosão foi detectada.

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 validade 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 unidos 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.

**WANG & BOYLE**, em 1993, descrevem um método simples para a inspeção de porosidades em artefatos protéticos de Ti. Afirmaram que a aplicação do Ti e de suas ligas em implantes e próteses tinham aumentado drasticamente devido a sua excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão e propriedades físicas desejáveis. Ressaltaram uma vantagem sem igual do Ti e suas ligas, com relação ao peso leve, com uma densidade moderadamente baixa ( $4,2\text{g/cm}^3$ ) em comparação com as ligas de Co-Cr ( $8,9\text{g/cm}^3$ ) e Au ( $19,3\text{g/cm}^3$ ). A baixa densidade das ligas de Ti permitia que uma radiografia de rotina passasse através das coroas e das estruturas de Ti com maior facilidade do que as outras ligas convencionais. As porosidades tinham representado um sério problema, principalmente se

incidissem nos grampos e áreas de assentamento, podendo resultar em falhas e custos adicionais. Relataram que a espessura de 1,2mm era requerida para um grampo ou conector maior. Assim, o tamanho, a forma e a localização de porosidades internas indetectáveis das estruturas metálicas confeccionadas em Ti c.p. podiam facilmente ser examinadas através do método que segue: 1-colocação de um filme oclusal sobre uma superfície plana; 2- antes da prova da estrutura metálica, colocação sobre o filme oclusal; 3- configuração de uma máquina de raios-X a 90kV (kilovolts), 25mA (miliamper) com tempo de exposição de 0,30 segundos; 4- manutenção do cone a uma distância de 10cm da estrutura e 5- exposição do filme e processamento da radiografia de forma usual.

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  $\text{TiO}_2$  (rutile) ou  $\text{FeTiO}_3$  (ilmenite). As propriedades como peso leve, baixa densidade ( $4,5\text{g/cm}^3$ ), 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  $\alpha$  (hexagonal) para fase  $\beta$  (estrutura cristalina cúbica de corpo centrado) a  $883^\circ\text{C}$ , e permanecia nessa forma cristalográfica até a fusão a  $1672^\circ\text{C}$ . 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.

**HUMMEL et al.**, em 1994, compararam a força retentiva de grampos circunferenciais confeccionados nas ligas Ti-6Al-4V (Bio-Ti) e Co-Cr (Vitallium). Os grampos de Ti foram fundidos para uma área retentiva de 0,03mm. Os grampos de Co-Cr foram fundidos para uma área retentiva de 0,01mm, pois eram clinicamente contra-indicados para áreas retentivas. Cinco espécimes de cada liga foram fundidos e adaptados em modelos de Co-Cr com retenção apropriada. O modelo e os grampos foram modificados para padronizar a trajetória de inserção. A força retentiva inicial foi mensurada com uma máquina de ensaios universal (Instron) e com velocidade de 10mm/min. Cada grampo era removido e assentado 500

vezes e a força retentiva era mensurada, com os grampos sendo apertados e ajustados. O ciclo era repetido cinco vezes. Como era esperada, a força retentiva dos grampos de Ti ( $1,56 \pm 0,28\text{N}$ ) foi significativamente maior do que os valores para os grampos de Co-Cr ( $0,48 \pm 0,18\text{N}$ ). A diminuição na força retentiva para os grampos de Ti (média de  $12,7 \pm 5,6\%$ ) foi significativamente inferior à dos grampos de Co-Cr ( $36,2 \pm 26,6\%$ ). Esses fatos indicaram que a liga de Ti era adequada para a utilização em artefatos removíveis e podiam até mesmo ser preferenciais às de Co-Cr.

Em 1995, **JOHANSSON & BERGMAN** avaliaram o efeito do tratamento de superfície e do tamanho da área de eletrodo sobre a corrosão a partir da interação do Ti com amálgama convencional e amálgama com alto teor de cobre em solução salina com e sem a adição de íons fluoretos. Espécimes cilíndricos de amálgama com 4mm de diâmetro foram confeccionados e armazenados por 1 semana a  $37^{\circ}\text{C}$ . Amostras cilíndricas com um diâmetro de 4 e 9mm foram confeccionadas em Ti c.p. em uma máquina de duplicação e numa máquina de descarga elétrica. Também foram obtidos espécimes de Ti fundidos a partir de outro sistema (Cyclarc). Os espécimes de amálgama e Ti foram montados em cilindros de polímero com um furo no centro e unidos com cola epóxi dual (Araldit). Dois eletrólitos foram usados, ambos contendo 0,15M (0,9% de NaCl) e foi

adicionado NaF (fluoreto de sódio) a um dos eletrólitos. Após cinco minutos foi registrado a corrente com um medidor de pH. Em seguida, o eletrodo foi conectado a um amperímetro e a corrente mensurada após 10 minutos por vinte horas. Foi observado que o amálgama convencional sofreu maior corrosão que o amálgama com alto teor de cobre e a introdução de íons fluoretos na solução salina tornou o potencial do Ti mais ativo, evidenciando a corrosão do Ti em contato com o amálgama com alto teor de cobre. Afirmaram que os fluoretos afetavam a atividade eletroquímica do Ti.

**KÖNÖNEN et al.**, em 1995, observaram microscopicamente o comportamento do Ti c.p. em soluções tóxicas de fluoretos usadas em odontologia preventiva, frente à formação de fendas e rachaduras de corrosão sob tensão. Os espécimes apresentavam dimensões de 100 x 7 x 0,2mm e foram torneados a frio numa redução em cerca de 88% em espessura com tratamento térmico a 800°C por 30 minutos em alto vácuo. Todos os espécimes foram polidos mecanicamente e em seguida, eletroliticamente. As amostras foram flexionadas para criar um formato de “U” com raio de curvatura de 30mm, sendo colocados em solução fluoretada de aminoflúor e 1,25% de íons flúor com pH de 5,5. Um total de 24 amostras foram mantidas na solução a 37°C por 1, 5, 10 e 20 dias. Três espécimes de cada tipo foram usados em cada período. Para avaliar a

fragilidade do Ti comercialmente puro, três espécimes foram fraturados mecanicamente após vinte dias de exposição à solução e comparados com a superfície de três espécimes não expostos sob o exame em microscópio eletrônico de varredura. As exposições provocaram rachaduras locais e exposições mais longas causaram aumento no número e comprimento das fendas. Havia pelo menos dois mecanismos envolvidos nesse processo que eram denominados dissolução anódica local e embricamento de hidrogênio. A deformação localizada nos espécimes flexionados podia levar à ruptura da camada de óxido e os íons fluorídricos reforçaram a quebra dessa camada protetora por meio da formação de complexos solúveis de Ti, resultando numa dissolução anódica local e formação de trincheiras. Conseqüentemente, cátions eram absorvidos e a precipitação de complexos frágeis podia ocorrer nessas trincheiras, induzindo à nucleação e propagação de rachaduras dentro do Ti. Segundo o autor, a superfície de fratura das amostras de Ti puro submetidas à ação de fluoretos, mostrava uma morfologia de fratura por clivagem, ao contrário da fratura dúctil ocorrida em amostras não expostas. Isso podia indicar que havia forte influência do meio no mecanismo de fratura, concluindo que as soluções fluoretadas induziam à formação de rachaduras e que o tratamento térmico podia ser útil, uma vez que diminuía o nível de tensões residuais produzido durante a fabricação.

Ainda em 1995, VALLITTU & KOKKONEN avaliaram a resistência à fadiga de algumas ligas dentárias comercialmente disponíveis, utilizadas para fabricar próteses parciais removíveis. Os tipos comerciais de metais utilizados nesse estudo incluíram cinco tipos de ligas de Co-Cr, Ti c.p., uma liga de Ti (Ti-6Al-4V) e uma liga de Au do tipo IV. Padrões de cera de grampos semicircular foram incluídos de acordo com as instruções do fabricante de cada liga. As ligas de Co-Cr eram liquefeitas por indução ou com chama de oxigênio-propano e fundidas com aparato baseado na força centrífuga. As ligas de Ti eram fundidas com aparelho à vácuo e pressão (Castmatic). A liga de Au foi fundida em centrífuga espiral. Alguns grampos de Au passaram por tratamento térmico a 300°C por trinta minutos, seguido por um rápido resfriamento. Os grampos foram jateados com óxido de alumínio. Para detectar possíveis porosidades, os grampos de Ti eram radiografados antes do ensaio. Os grampos foram divididos em dois grupos: ativados e não ativados. A ativação era de 0,5mm de deformação permanente. O ensaio usava uma flexão constante de 0,6mm em intervalos de 300 milissegundos e o número de ciclos requeridos para fraturar o grampo foi registrado automaticamente. Realizaram análise em MEV nos locais de fratura. Os resultados mostraram diferenças estatísticas significativas para os diferentes metais, que podiam levar a perda de retenção da prótese parcial removível e subsequente fratura do grampo. Estimaram a vida média

do grampo de uma prótese parcial removível, que inclinava cerca de 10 vezes ao dia, significando que durante um ano, 3600 flexões ocorriam. Assim, uma fratura podia inativar o grampo após aproximadamente 7 anos de uso. Segundo os autores, a mastigação afetava a inclinação e devia ser considerada. Como significado clínico desse estudo, ressaltaram que a ativação dos grampos de Co-Cr e Au prolongava a sobrevida da peça. Já a ativação dos grampos de Ti devia ser evitada. Paradoxalmente, embora os espaços verificados radiograficamente nos grampos de Ti c.p. ocorressem em menor número, a resistência à fadiga era menor do que com a liga Ti-6Al-4V.

**SYVERRUD et al.**, em 1995, avaliaram a qualidade de fundições de Ti puro e compararam com as confeccionadas a partir da liga Ti-6Al-4V. Cinco próteses padronizadas, incluindo duas coroas cilíndricas com margens agudas e três pânticos, foram incluídas em revestimento à base de MgO-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e fundidas em uma máquina com pressão à vácuo e com duas câmaras: uma superior que abrigava um cadinho de cobre e um eletrodo de tungstênio, e uma inferior, com o revestimento. Eram avaliadas as imperfeições da fundição, bem como a densidade e as porosidades. Em adição a microestrutura foi analisada MEV. A estrutura final foi satisfatória, sendo que as margens das ligas apresentaram-se mais grosseiras e

incompletas do que as de Ti c.p. A presença de defeitos internos foi rara para o Ti c.p. em relação à liga de Ti-6Al-4V.

**AFZALI et al.**, em 1995, compararam as propriedades mecânicas de grampos confeccionados em Ti (grau 2, com 99,5% Ti), em Ni-Cr (Ticonium) e fundidos com Co-Cr (Nobilium). Oito grampos de próteses parciais removíveis foram confeccionados com 10mm de comprimento para o Ni-Cr, dez com 15mm de comprimento para o Ti e Co-Cr. Uma máquina de ensaios universal (Instron) foi usada para flexionar os grampos a 0,25 e 0,50mm. A carga em kgf (quilograma-força) e a deformação do grampo foram registrados. Médias e desvio padrão foram calculados e uma análise de variância realizada para determinar as diferenças. A força (em kgf) requerida para produzir a primeira deformação do grampo a 0,25mm foi:  $410 \pm 17$  (15mm em Ti),  $800 \pm 109$  (15mm em Co-Cr),  $1172 \pm 85$  (10mm em Ni-Cr),  $1273 \pm 64$  (10mm em Ti), e  $1700 \pm 246$  (10mm em Co-Cr). Para produzir uma deflexão de 0,50mm, as forças requeridas foram:  $801 \pm 36$  (15mm - Ti),  $1500 \pm 166$  (15mm - Co-Cr),  $2100 \pm 148$  (10mm - Ni-Cr),  $2330 \pm 87$  (10mm - Ti) e  $2800 \pm 101$  (10mm - Co-Cr). Deformação permanente não foi observada nos espécimes de Ti. Os grampos de Ti foram consistentes em suas propriedades mecânicas. Sua flexibilidade foi intermediária entre o Ni-Cr e Co-Cr. Segundo os autores, o Ti podia ser um

material superior para a fundição de grampos de próteses parciais removíveis.

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.

**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.

Uma nova tecnologia para a confecção de infra-estruturas de implantes, chamada sistema Procera, foi introduzida para tentar substituir o método da cera perdida. RUBENSTEIN em 1995 descreveu essa recente tecnologia englobando aspectos clínicos e laboratoriais. A soldagem estereolaser é considerada uma técnica que pode reduzir ou eliminar a distorção na fabricação de infraestruturas. Essa técnica usa componentes pré-fabricados de Ti c.p., que foram soldados a laser. Relatou que o alto grau de assentamento passivo requerido era limitado por uma miríade de variáveis. Dez pacientes, seis mulheres e quatro homens, com idade entre 49 a 81 anos receberam implantes na região anterior da mandíbula. Após 1 ano, os resultados foram favoráveis, sem evidência clínica de alterações da prótese ou dos tecidos moles. O sistema Procera mostrou-se eficaz no período analisado, porém segundo o autor, a comprovação a longo prazo se faz necessário.

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 O<sub>2</sub> 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.

**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.

As propriedades mecânicas do titânio soldado a laser de duas formas diferentes foram estudadas por NEO et al em 1996 e comparadas com o titânio intacto (metal base). Uniões soldadas foram confeccionadas pela técnica da solda a laser estereográfica e com o arco do gás tungstênio. As uniões soldadas foram examinadas em MEV e microscopia óptica (MO). O efeito do tratamento com calor após a aplicação da porcelana foi simulado e também avaliado. As uniões soldadas a laser tiveram resistência à tensão mais baixa. O aquecimento não teve influência sobre o módulo de elasticidade ou sobre o alongamento, mas de forma geral, diminuiu de forma significativa o limite de resistência dos espécimes. As amostras soldadas com o gás tungstênio apresentaram um limite de resistência e módulo de elasticidade maior do que os dois outros grupos. O alongamento das amostras controle foi maior do que os espécimes soldados com gás tungstênio e soldados a laser, respectivamente. Os autores relataram que soldagem é a união de duas ou mais partes de um metal pela aplicação de calor ou pressão, ou ambas com ou sem a adição de um metal de preenchimento, produzindo uma união localizada por meio da fusão ou recristalização através da interface. Uma união soldada é composta por três regiões: a) zona afetada pelo calor (ZAC), b) cordão de solda e c) metal base não afetado. Os autores também explicam o significado da palavra laser (amplificação da luz por emissão de radiação estimulada). Pela

definição este dispositivo transforma várias frequências numa radiação intensa, coerente, pequena, quase não divergente e monocromática. Assim, as propriedades do titânio soldado puderam ser comparadas com o metal base.

Em 1996 **BERG** analisou a opinião dos dentistas a respeito do comportamento clínico e alguns outros aspectos associados com o uso de restaurações protéticas confeccionadas em Ti. Desde 1988 até 1995, mais de 10.000 unidades de coroas e próteses parciais removíveis de Ti foram confeccionadas por um único laboratório da Noruega. Um questionário foi endereçado a 72 clínicos. Sete dentistas não responderam ao questionário e um entregou incompleto relatando pouca experiência para responder as questões. As restaurações foram fundidas em uma máquina com atmosfera de argônio. Segundo o autor, o comportamento clínico relatado foi amplamente satisfatório, com uma vantagem principal relacionada ao baixo custo comparado com as restaurações convencionais, embora houvesse alguns problemas técnicos e estéticos.

**TOUMELIN et al.**, em 1996, verificaram as condições em que o meio eletrolítico tinha influência sobre a corrosão do Ti. Os autores ressaltaram que a corrosão era causada pela ionização metálica, que em termos de tensão de dissolução e potencial característico, ocorria quando

uma amostra metálica era colocada numa solução eletrolítica. Foi estudado o comportamento em cinco diferentes meios que seguem: solução fisiológica (9,0g NaCl, 0,4g KCl, 0,2g CaCl<sub>2</sub>-6H<sub>2</sub>O, 0,2g NaHCO<sub>3</sub>, 1000ml água destilada, com pH 7); gel odontológico fluoretado (Fluorgel - 0,553g NaF, 1,126g NH<sub>4</sub>F, 0,553g K e pH 5,5); solução de Ringer com adição de fluoretos (20ml de solução de Ringer, 0,2g NaF, 0,2g NH<sub>4</sub>F e pH 6,75); solução de Ringer não fluoretada, com adição de ácido láctico, para obter um pH igual a 4 e solução fluoretada de Ringer acidificada pelo ácido láctico (pH 5,5). A corrente de corrosão foi mensurada e ficou evidenciado a excelente resistência do Ti em soluções fisiológicas e confirmada a ação significativamente nociva dos géis dentários contendo fluoretos em meio ácido. Assim, os autores chamaram atenção quanto ao uso dos géis profiláticos com pH ácido.

Em 1996, **VALLITTU & LUOTIO** avaliaram o efeito da cobertura com Co-Cr fundido sobre uma barra de Ti grau 2 em relação à resistência à fadiga e dureza de superfície do Ti. A liga de Co-Cr utilizada (Wironit) apresentava 64%Co, 28%Cr, e 5% Mo, tendo sido fundida sobre barras circulares com  $1,5\text{mm} \pm 0,04\text{mm}$  de diâmetro de Ti, que era composto por 99,77%Ti, 0,02%C, 0,07%Fe, 0,012N<sub>2</sub> e 0,12%O<sub>2</sub>. O Co-Cr foi fundido pelo método convencional da cera perdida. O ensaio de resistência à fadiga foi

conduzido com as barras de Ti com 5mm sendo flexionadas a 0,5mm em intervalos de 300 milisegundos. A máquina registrava automaticamente o esforço requerido para causar fratura por fadiga. A superfície de fratura por fadiga foi examinada em MEV. A dureza Vicker's era determinada mediante três mensurações executadas para cada espécime, com a obtenção de uma média. Segundo os autores o Co-Cr diminuiu consideravelmente a resistência à fadiga do Ti. A superfície fundida aumentou a dureza superficial do Ti. Esses problemas podiam restringir o uso desse método se as próteses fossem afetadas por forças que causassem inclinações.

**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  $4,5\text{g/cm}^3$ ; 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 relata 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.

**WILTSHIRE et al.**, em 1996, relataram que as reações alérgicas são reações de sensibilidade retardadas e advogaram que embora o clínico devesse estar atento aos materiais que causam alergias, como a resina acrílica, amálgama, materiais de moldagem, eugenol e produtos de corrosão dos metais, nenhum dado substancial ou experiência clínica contra-indicava o uso de quaisquer materiais. Entretanto, quando sintomas estivessem presentes na pele, o paciente deveria ser encaminhado ao dermatologista e alertado com relação ao potencial alérgico.

**CARVALHO et al.**, 1996, avaliaram "in vitro" os dentifrícios fluoretados comercializados no Brasil, utilizando-se de um teste de reatividade com o esmalte e de ciclagens de des-remineralização. Adquiriram vinte dentifrícios fluoretados, os quais foram codificados e analisados. Observaram que a concentração de flúor solúvel foi de no mínimo 556 e no máximo 1468ppm. Relataram que todos os produtos analisados continham flúor com atividade.

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 ( $>600^{\circ}\text{C}$ ). Como conseqüência, 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 caso alfa, e uma camada espessa e endurecida de oxigênio com 100 $\mu$ m de espessura era formada, resultando numa diminuição da resistência e ductilidade do material.

**WAKABAYASHI & AI**, em 1997, descreveram a técnica de confecção de estruturas removíveis com a liga Ti-6AL-4V e avaliaram clinicamente as aplicações das próteses durante um período de 6 meses a 3 anos. A experiência clínica foi realizada em 5 pacientes com idade entre 45 a 64 anos. Uma prótese total com uma placa de Ti foi confeccionada para um paciente. Próteses parciais removíveis foram confeccionadas para 2 pacientes contendo 5 conectores maiores, base de retenção e grampos de Au. Segundo os autores, as próteses funcionaram bem e não causaram maiores problemas clínicos, exceto uma descoloração sobre a superfície do Ti em um paciente. Os pacientes relataram satisfação com as próteses nos retornos estabelecidos. Dentro da limitação de desenho, do curto período de observação, de um pequeno grupo de pacientes e ausência de um grupo controle, foi sugerido que o método era adequado para a confecção de estruturas removíveis com a liga de Ti.

Em um estudo clínico longitudinal sobre o sistema Procera, **CHAI et al.**, 1997, avaliaram o desempenho de uma porcelana de baixa-fusão

aplicada sobre coroas unitárias e próteses parciais fixas de três elementos soldadas a laser, entre 1 mês e 1 ano, por meio de um critério previamente estabelecido. Seis universidades americanas participaram do estudo, tendo 114 pacientes (48 homens e 66 mulheres), com idade entre 18 a 85 anos. Os preparos dentais apresentavam uma cobertura total, com os ângulos não excedendo 10°, chanfro vestibular de 1,5mm de profundidade e chanfro mesial, distal e lingual de 0.5mm. A moldagem foi executada e o modelo foi mandado para o laboratório. As próteses parciais fixas foram soldadas a laser e a porcelana foi aplicada. As verificações após 1 mês e 1 ano, analisavam o estado do dente restaurado, margens, saúde dos tecidos adjacentes e complicações ou reações. Os resultados indicaram uma taxa de sucesso de 96,6% após 1 mês e 95,5% após 1 ano. Uma desvantagem citada pelos autores foi que o sistema Procera não confeccionava retenções adicionais como caixas e canaletas, pois o computador era incapaz de ler tais depressões. Já no método da cera perdida, essas retenções eram passíveis de execução. O laser demonstrou eficácia como alternativa aos procedimentos convencionais de soldagem, não apresentando fraturas após um ano.

Em 1997, **HENRIQUES et al.**, avaliaram a influência dos procedimentos de refusão sobre a resistência à fadiga de ligas de Co-Cr.

Foram utilizadas três ligas à base Co-Cr (Steldent, Dentorium e Biosil) com propriedades químicas e mecânicas parecidas. Vinte amostras cilíndricas com 40mm de comprimento e 1,7mm de diâmetro foram produzidas para cada liga. Destas, dez foram obtidas com liga exclusivamente nova e as demais pela mistura de 50% de liga nova e previamente fundida. Os padrões foram incluídos e fundidos com gás acetileno e oxigênio em uma máquina de fundição com força centrífuga. Dez espécimes novos e dez refundidos, foram submetidos ao processo de soldagem. O ensaio de resistência à fadiga foi conduzido em uma máquina de ensaios cíclicos (Amsler), com os espécimes sendo submetidos a um carregamento de 1kg e fletidos a 2 graus de cada lado. Os ciclos requeridos para causar a fratura por fadiga foram registrados e as superfícies fraturadas observadas em M.E.V. Observaram que a adição de 50% de liga nova a 50% de liga previamente fundida não comprometia o desempenho. O processo de soldagem diminuiu a resistência à fadiga em ambas condições de liga nova e refundida, devendo ser considerado como um procedimento temporário.

**BRIDGEMAN et al.**, em 1997 determinaram as características dos grampos de Ti e de suas ligas comparando-as com grampos de Co-Cr e avaliaram se esses materiais eram alternativas apropriadas para aplicações em prótese parciais removíveis. Afirmaram que o módulo de elasticidade do

Ti era menor do que o do Co-Cr, resultando num aumento de resiliência e tornando-o parecido com as ligas de Au. Essa propriedade permitia que os grampos fossem colocados em áreas retentivas mais profundas, pois o Ti era menos rígido do que o Co-Cr. A flexibilidade do grampo afetava a retenção e a função da prótese parcial removível. Se o material fosse muito flexível, o grampo poderia não prover retenção suficiente se a estrutura fosse baseada nos princípios usados para ligas de Co-Cr. Assim, os autores verificaram se o Ti e suas ligas forneciam força retentiva suficiente após três anos de uso clínico simulado e se as mudanças na força retentiva estariam relacionadas com porosidades, defeitos de fundição ou outra degradação do metal. Foram utilizados três materiais: Ti c.p., uma liga de Ti (Ti-6Al-4V) e uma liga de Co-Cr. Os grampos de Co-Cr foram usados como controle por ser uma liga padrão para a confecção de estruturas removíveis. Foram projetadas duas áreas de retenção, sendo uma com 0,25mm e outra com 0,75mm, representando uma situação clínica comum e uma condição de dificuldade, respectivamente. Seis grampos circunferenciais de cada material foram preparados. O desenho do grampo foi modificado para padronizar a trajetória de inserção e remoção. Cada grampo era fundido com um apoio mesial, plano guia mesial, braço de oposição lingual, braço de retenção e plano guia distal. A força necessária para remover o grampo adaptado era mensurada por uma máquina de testes universal (Instron). Em

seguida os grampos eram ciclados 500 vezes simulando o movimento de inserção e remoção. Após o uso clínico simulado, a força de remoção era mensurada para determinar a redução na quantidade de retentividade remanescente. O ciclo era repetido 10 vezes para simular 3 anos de uso clínico. Para avaliar os defeitos de fundição e para detectar eventuais porosidades, cada grampo era radiografado numa técnica similar à de Wang & Boyle. O filme era processado de forma habitual e a quantidade de porosidades era taxada de acordo com uma escala de 1 a 4. Um microscópio eletrônico de varredura foi usado para evidenciar e verificar o fenômeno de fadiga sobre os grampos, principalmente na área de conectores menores. Segundo os autores, a perda geral de retenção para os grampos de Ti c.p. e Ti-6Al-4V foi menor do que os grampos de Co-Cr. As observações ao M.E.V. evidenciaram rachaduras confinadas na camada superficial, portanto não sendo a causa provável da deformação permanente. Afirmam que o Ti c.p. e suas ligas eram apropriados para aplicações em aparelhos removíveis em longo prazo, principalmente em áreas bem retentivas.

Ainda em 1997, **WISKOTT et al.**, conduziram um estudo para verificar se as novas tecnologias de soldagem a laser e infravermelha criavam uniões soldadas superiores aos métodos tradicionais. Assim,

ensaios de resistência mecânica, características da superfície de fratura das uniões foram analisadas em diferentes técnicas: a) soldagem pré-cerâmica; b) soldagem pós-cerâmica com chama de oxigênio-propano; c) soldagem pré e d) pós-cerâmica com fonte de calor infravermelha e e) soldagem a laser. Para a soldagem a laser os autores utilizaram uma máquina da Dentaurem (modelo DL 2000). Verificaram com base nos ensaios de resistência à fadiga que nem a solda infravermelha ou a laser foram mais resistentes que a soldagem convencional. A soldagem a laser demonstrou uma melhor resistência em condições estáticas. Entretanto em condições cíclicas, os valores de resistência à fadiga foram os menores. Esses valores foram relacionados com a presença de defeitos internos e rachaduras. Além disso, os autores relacionaram a menor resistência com a designação inicial deste procedimento de soldagem, indicado principalmente para as ligas de titânio e não para ligas de Au-Pd.

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). Cinquenta 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.

**FERREIRA et al.**, em 1998, afirmaram que desde o início da sua existência, o homem sempre se empenhou em dominar em seu proveito, o

meio material. Durante muitos milênios, contudo, o processo tecnológico esteve baseado em experiências empíricas e com erros, podendo-se afirmar que somente a partir de fins do século XVIII, a tecnologia tomou-se uma ciência aplicada. Discorreram sobre a fadiga dos biomateriais, afirmando que era uma alteração estrutural progressiva, localizada e permanente, que ocorria em materiais solicitados com tensões e deformações cíclicas e que podia resultar em trincas ou fratura após certo número de ciclos. Assim, todos os dispositivos odontológicos estariam sujeitos à fadiga, pois o próprio processo mastigatório era cíclico. O aço e as ligas de Ti possuíam um limite abaixo do qual não ocorria o fenômeno de fadiga. Assim era possível determinar a vida útil de uma prótese, ou seja, o número de ciclos até a fratura. Ocorreria diminuição da resistência à fadiga, quando houvesse a presença de um meio corrosivo, fenômeno denominado fadiga-corrosão. Afirmaram que vida em fadiga e resistência à fadiga eram grandezas estatísticas, sendo normalmente associadas a uma certa confiabilidade. Os autores relataram também o formato do corpo de prova e o polimento, que devia ser livre de entalhes e de aspecto espelhado. Entalhes levavam à concentração de tensões, diminuindo a vida em fadiga. Relataram também que quanto pior fosse o acabamento, menor seria o limite de fadiga.

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.

Sendo o titânio e suas ligas metais comumente usados na área protética e a soldagem a laser o método para a união das partes, **TAYLOR et al.**, em 1998 compararam a resistência e propriedades das juntas soldadas em diferentes diâmetros de fenda. Quatro diferentes fendas: 0.25, 0.50, 0.75 e 1,00 foram analisadas. Foram utilizados espécimes com formato de halteres e confeccionados em liga de Ti-6Al-4V. O efeito dessas fendas não diferiu significativamente. Os autores relataram que embora não

houvesse diferenças, com o aumento das fendas, distorções podem acontecer.

A fadiga dos grampos de uma prótese parcial removível conduz a fratura e falta de retentividade desse aparelho. Pouca informação sobre esse fenômeno associado com diferentes meios está disponível. Em 1998, **LASSILA & VALLITTU** determinaram o efeito da água e da saliva artificial sobre a resistência à fadiga do Co-Cr. Barras foram confeccionadas e ensaiadas tanto sem a presença dos meios quanto na presença de saliva artificial e água. O líquido remanescente do ensaio foi analisado com um espectroscópio. Uma análise da superfície de fratura também foi realizada. Os autores verificaram que na presença dos meios houve uma diminuição significativa da resistência à fadiga, devido ao processo de corrosão. Assim, o risco de fendas aumenta na presença de meios corrosivos, explicada pelo fenômeno fadiga-corrosão.

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.

O titânio é tido como um metal resistente à corrosão e biocompatível. Entretanto, a complexa química da cavidade oral pode revelar surpresa com relação a esse processo. Assim, **STRIETZEL et al.**, em 1998 avaliaram a corrosão in vitro do titânio. Segundo os autores, corrosão é um dos parâmetros para determinar a biocompatibilidade das ligas odontológicas. Relataram que o baixo pH acelera o efeito corrosivo e as soluções fluoretadas devem ser evitadas sobre infra-estruturas protéticas.

Ensaios para avaliar a microestrutura, dureza e resistência à corrosão do titânio c.p. soldado a laser foram realizados por **BEZERRA et al.**, em 1999. Verificaram que na soldagem a laser a microestrutura apresentou três zonas: a) cordão de solda; b) zona afetada pelo calor (ZAC) e c) metal base. O cordão de solda apresentou maior dureza que o metal base e a ZAC foi relativamente pequena quando comparada com o processo de brasagem.

Utilizando diferentes métodos de confecção do titânio, a resistência à corrosão foi avaliada por **CAI et al.**, em 1999. Três condições superficiais foram analisadas: a) superfície jateada com camada reativa; b) superfície polida e c) superfície jateada sem camada reativa. Foram utilizadas duas soluções como meios corrosivos: a) solução salina e b) solução de saliva artificial. Verificaram que a rugosidade superficial e a presença de camada superficial reativa afetam a dissolução do titânio.

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.

Grande porcentagem das falhas de um aparelho em serviço deve-se ao fenômeno de fadiga. Fadiga é uma alteração na estrutura do material devido a aplicações de esforços cíclicos. Essa alteração é permanente, localizada e progressiva, e pode ou não levar à fratura do componente estrutural depois de um determinado número de ciclos. No ano de 2000, ZAVANELLI et al., determinaram a vida em fadiga-corrosão do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V ensaiados simultaneamente na presença de meios corrosivos (solução de saliva artificial e saliva artificial fluoretada). Amostras semelhantes a um halteres com 2,3mm de diâmetro foram obtidas por fundição a vácuo e ambiente inerte, examinadas radiograficamente, usinadas e ensaiadas ciclicamente em uma máquina universal (Instron) com relação à resistência à fadiga. O número de ciclos após a fratura foi registrado e estimado a vida do artefato protético. Uma análise fractográfica foi executada para correlacionar os dados de fadiga e tentar elucidar os resultados. Verificaram que um aparelho confeccionado em titânio pode ficar em serviço cerca de 13 anos sem que falhas ocorram. Entretanto, na presença dos meios corrosivos, essa vida cai drasticamente para cerca de 4 anos. Essa diminuição no número de ciclos foi explicada pelo fenômeno fadiga-corrosão.

### 3 - METODOLOGIA:

#### 3.1. - Materiais:

Nesse trabalho foram utilizados os seguintes materiais:

##### 3.1.1. - Ligas metálicas à base de titânio, conforme quadro 3.1.

**Quadro 3.1. - Metais, fabricante e composição química dos materiais utilizados:**

Metais	Fabricante	Composição química* (%)
Titânio c.p.	Tritan – Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG Pforzheim – Alemanha**	99,5% Ti; 0,25% O <sub>2</sub> ; 0,03% N; 0,03% Fe; 0,10% C e 0,09% H
Ti-6Al-4V	Brodene Dahl A/S Oslo - Noruega***	Ti: bal.; Al: 6,15%; V: 4,08% 0,026% C; 0,21% Fe; 0,009%N

\*informação do distribuidor.

\*\* distribuída no Brasil por Medental Comercial Ltda.

\*\*\*distribuída no Brasil por Villares Metals S/A.

3.1.2. - Solução de saliva artificial fluoretada e saliva artificial, segundo quadro 3.2.

**Quadro 3.2. - Solução de saliva artificial, solução fluoretada, e composição química (para 1000 mL):**

Soluções	Composição química (para 1000 mL)
Solução de saliva artificial*	NaCl-0,4g; KCl-0,4g; NaOHM-1,25mL; CaCl <sub>2</sub> ·2H <sub>2</sub> O-0,221g (1,5mM); NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> -0,124g (0,9mM); Na <sub>2</sub> S-0,005g; e 1g Uréia, com pH=7 (ajustado).
Solução de saliva artificial fluoretada	NaCl-0,4g; KCl-0,4g; NaOHM-1,25mL; CaCl <sub>2</sub> ·2H <sub>2</sub> O-0,221g (1,5mM); NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> -0,124g (0,9mM); Na <sub>2</sub> S-0,005g; NaF-2,223 (1000ppm) e 1g Uréia, com pH=7 (ajustado).

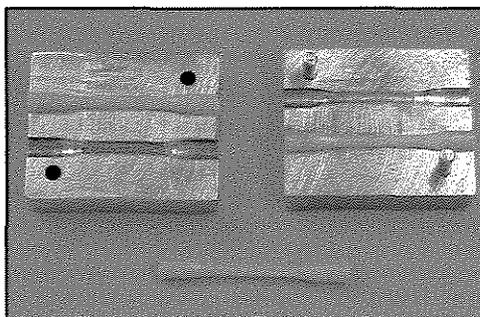
\*segundo BESSING *et al.*, 1987.

### 3.2. - MÉTODO:

#### 3.2.1. – Confeção das amostras:

##### 3.2.1.1. - Padrões em cera:

Para essa pesquisa, foi utilizada uma matriz metálica bipartida de latão contendo duas cavidades padronizadas, de formato cilíndrico com uma zona central rebaixada, semelhante a um halteres, sem ângulos vivos, medindo 35mm de comprimento por 2,3mm de diâmetro na parte central e 4 mm de diâmetro nas extremidades (ZAVANELLI et al., 2000) (FIG. 3.1.).



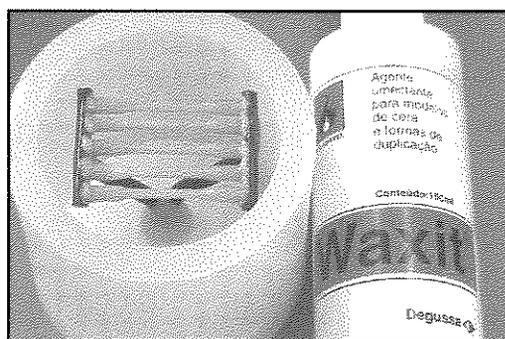
**FIGURA 3.1.** – Matriz metálica bipartida e padrões em cera.

Uma porção de cera 7 (Cera 7 Rosa – Probem – Catanduva – São Paulo) foi liqüefeita e vertida na matriz previamente isolada e aquecida. Após a solidificação da cera, a matriz bipartida foi aberta e os padrões de cera examinados visualmente, procurando obter padrões de cera uniformes e livres de falhas (FIG. 3.1.).

### 3.2.2. - Inclusão dos padrões em revestimento:

As extremidades dos padrões em cera foram adaptadas perpendicularmente a condutos de alimentação laterais de 4mm (Wax Wire – Dentauro – Pforzheim – Alemanha) de diâmetro até o limite total de 5 padrões. A cada conjunto, dois condutos de alimentação adicionais com 5mm (Wax Wire – Dentauro – Pforzheim – Alemanha) de diâmetro foram adaptados aos condutos laterais, evitando a formação de ângulos vivos nas interseções que pudessem dificultar a injeção da liga fundida no molde em revestimento (YOUNG et al., 1987).

Em seguida, os condutos de alimentação foram unidos à base cônica do anel inclusor de silicone (Anel de Silicone - Dentauro J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha) (FIG. 3.2.). Antes da inclusão em revestimento, o conjunto foi pulverizado com líquido surfatante (Waxit - Degussa-Hüls - Hanau - Alemanha) e deixado à temperatura ambiente para secagem da solução.



**FIGURA 3.2.** - Conjunto em cera unida à base do anel inclusor, anel de silicone e líquido surfatante.

O revestimento (Rematitan Plus – Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha) foi proporcionado de acordo com as instruções do fabricante (40mL de líquido específico para P.P.R. e 250g de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos num espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau - Alemanha). Após a manipulação, a massa foi vazada sob vibração e deixada a temperatura ambiente até o início da reação de cristalização, momento em que o anel (Anel de Silicone - Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha) foi removido.

### 3.2.3. - Processo de fundição:

Após 40 minutos do início da manipulação do revestimento e previamente ao processo de fundição, o bloco cristalizado foi colocado em um forno elétrico de aquecimento (EDGCON 5P - Equipamentos e Controles Ltda - São Carlos - SP), previamente programado conforme o quadro 3.4.

Transcorrido o período de aquecimento, a máquina de fundição (Rematitan – Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha) foi programada para 31 gramas de material, com o tempo de fundição e a corrente elétrica a ser descarregada ajustados automaticamente pelo

equipamento (HAMANAKA et al., 1989; BERGMAN, 1990; HERO et al., 1993; SYVERUD et al., 1995).

A fundição das amostras de Ti c.p. e Ti-6Al-4V foi realizada seguindo-se os mesmos procedimentos e parâmetros, utilizando-se, entretanto, cadinhos distintos para cada tipo de material.

**Quadro 3.4. - Ciclos de temperatura, velocidade e tempo de aquecimento\*.**

Programa	Temperatura (H** = °C)	Velocidade de aquecimento (A*** = °C/min)	Tempo de aquecimento (P**** = min)
Ciclo 1	H1=150°C	A1=5°C/min	P1=90min
Ciclo 2	H2=250°C	A2=5°C/min	P2=90min
Ciclo 3	H3=1000°C	A3=5°C/min	P3=60min
Ciclo 4	H4=430°C	A4=5°C/min	P4=120min

\*Informação do fabricante

\*\*Temperatura máxima atingida em cada ciclo

\*\*\*Velocidade de aquecimento em graus Celsius por minuto

\*\*\*\*Patamar de tempo nos em cada ciclo

### 3.2.4. - Desinclusão das amostras e análise radiográfica:

Após a fundição, o revestimento foi imediatamente resfriado em água, por recomendação do fabricante, para evitar contaminação (BERGMAN, 1990). O revestimento foi fraturado manualmente e o conjunto metálico removido. As amostras foram desincluídas do revestimento com auxílio de um martetele pneumático (M 320 – Flli Manfredi – Sofia - Itália) e jateadas com microesferas de vidro em jateador elétrico (Oxyker Dry - Flli Manfredi - Sofia - Itália) (DIETER, 1981; FERREIRA et al., 1998).

Antes dos procedimentos de corte, acabamento e polimento dos espécimes, foi obtida uma radiografia para verificar a ocorrência de defeitos internos, seguindo o método preconizado por WANG & BOYLE em 1993, com filme periapical (Ektaspeed Plus – Estman Kodak Company – Rochester – EUA), num aparelho de raios X (General Electric Company – Modelo 1000 Housing – 46137660/010 – Milwaukee – EUA). Os corpos-de-prova que apresentassem vazios internos, pelo método radiográfico, e defeitos externos, como entalhes, detectados por exame visual, foram desprezados.

### 3.2.5. - Acabamento das amostras:

Após a desinclusão e limpeza, as amostras foram cortadas com disco de óxido de alumínio (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e removidas das hastes laterais. Em seguida, cada corpo de prova recebia um jateamento com óxido de alumínio de granulação 100 $\mu$ m e pressão de 5,6kgf/cm<sup>2</sup> (Oxyker Dry - Flli Manfredi – Sofia - Itália). As amostras foram adaptadas em torno elétrico de alta rotação, sendo usinadas com lixas para metal de óxido de silício de granulação decrescente (36, 40, 50, 80, 100 e 120 $\mu$ m) (Pano Metal 41 – Metalcarbo – Carborundum Abrasivos – São Paulo - SP), reduzindo-as à espessura uniforme de 2,3mm por 30mm de comprimento. O diâmetro de cada amostra foi aferido durante o processo com paquímetro digital (Starrett – Microtec Instrumentos de Precisão M.E. – São Paulo - SP) (FERREIRA et al., 1998; LASSILA & VALLITTU, 1998; ZAVANELLI et al., 2000). O polimento e o brilho final foram dados com discos de borracha, escova para polimento tipo Chunkin e pasta para polimento de titânio (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha).

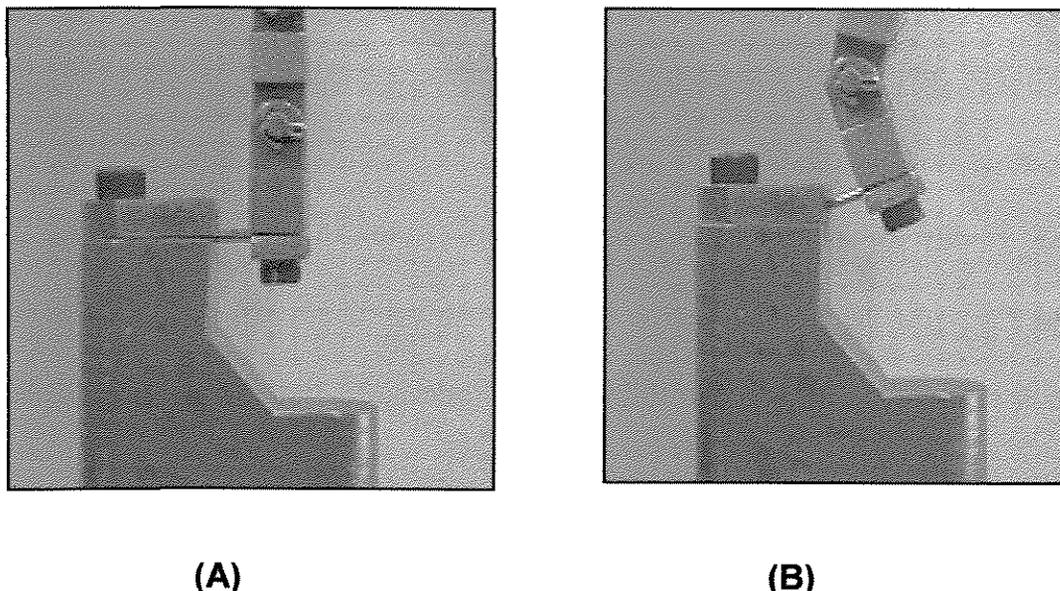
### 3.3. - Ensaio de resistência à fadiga:

Previamente ao ensaio de resistência à fadiga, três amostras de cada metal foram usadas para determinação do limite de escoamento mediante ensaio de flexão (Anexo, FIG. 8.1. a 8.6., pág. 122 a 124). Foram traçadas curvas de carregamento pelo deslocamento para cada amostra e uma média foi obtida para o cálculo do limite de escoamento a 0,2% do deslocamento. Estabeleceu-se como critério padrão, um carregamento 30% inferior ao limite de escoamento médio calculado para cada uma das ligas. A frequência do ensaio foi de 10Hz e a carga foi de 5kgf para o Ti c.p. e 6kgf para a liga Ti-6Al-4V (FERREIRA et al., 1998; ZAVANELLI et al., 2000).

As amostras foram submetidas aos ensaios de fadiga em alto ciclo sendo solicitadas à flexão em uma máquina servohidráulica (MTS - Materials Testing System - 10 toneladas - Test Star II), configurada com razão de carga igual a 0,1. Uma das extremidades da amostra foi presa no mordente fixo superior e a outra, ao mordente oscilatório inferior, mantendo-se fixa a distância de 29mm entre os mordentes (VALLITTU & KOKKONEN, 1995) (FIG. 3.3 - A).

O número de ciclos até a fratura e as curvas oriundas do carregamento cíclico foram registradas automaticamente pela máquina. Tão logo fosse verificada a fratura (FIG. 3.3.-B), as seções foram

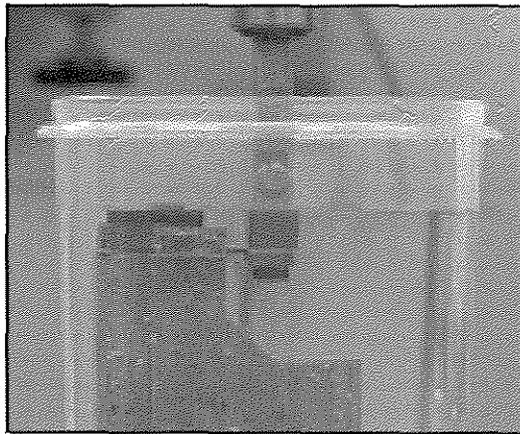
cuidadosamente protegidas e mantidas agrupadas para posterior análise em microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.).



**FIGURA 3.3. - (A):** Amostra posicionada nos dispositivos da máquina universal de ensaios (MTS), pronta para iniciar o ensaio de resistência à fadiga. **(B):** Aspecto do ensaio após a fratura da amostra.

As sessenta amostras confeccionadas, sendo 30 para a liga de Ti c.p. e 30 para a liga de Ti-6Al-4V foram subdivididas em grupos de 10 amostras para a condução do ensaio. Dez amostras de cada grupo, foram ensaiadas sem a influência de meios de armazenagem. Para a simulação das condições da cavidade oral, dez amostras de cada liga (Ti c.p. e Ti-6Al-4V) foram ensaiadas em solução de saliva artificial, sendo outras dez de cada liga, em solução de saliva artificial fluoretada, cuja composição está no

quadro 3.2. (BESSING et al., 1987; ZAVANELLI et al., 2000). O ensaio de fadiga utilizando as soluções de armazenagem foi realizado com o auxílio de um dispositivo plástico cilíndrico medindo 120mm x120mm, acoplado ao mordente oscilatório inferior da máquina de ensaios universal, permitindo a completa imersão de cada uma das amostras (ZAVANELLI et al., 2000) (FIG. 3.4).



**FIGURA 3.4.** - Dispositivo plástico cilíndrico adaptado ao mordente inferior

#### 3.4. – Processo de soldagem a laser:

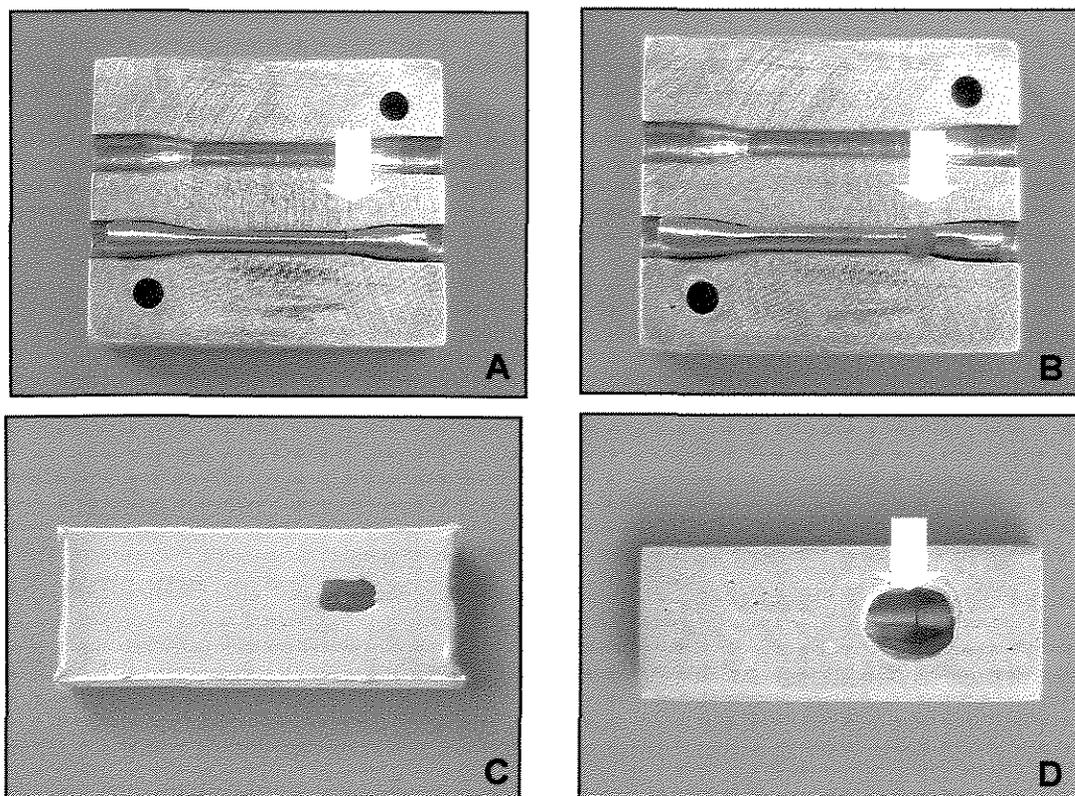
Após a fratura das amostras, as partes foram manualmente posicionadas sobre a matriz metálica bipartida e mantidas o mais próximo possível, simulando uma situação clínica (WISKOTT et al., 1997) (FIG. 3.5. – A). As partes justapostas foram unidas com resina autopolimerizável

(Duralay - Reliance Dental MFG. Co. Worth - IL - EUA) inserida com pincel (FIG. 3.5. – B). Após a polimerização, a resina foi envolvida com uma porção de cera utilidade (Utility - Clássico Artigos Odontológicos Ltda – São Paulo - SP) e incluída em gesso especial tipo IV (Herostone – Herodente-Vigodent S.A. – Petrópolis - RJ) (WISKOTT et al., 1997; NABADALUNG & NICHOLLS, 1998) (FIG. 3.5. – C). Após a presa do gesso, a cera e a resina foram eliminadas com o auxílio de chama redutora de maçarico gás-ar (Blazer - Pierzo Micro Torch). Previamente ao processo de soldagem, as extremidades das secções foram jateadas com óxido de alumínio de granulação 100 $\mu$ m e pressão de 5,6kgf/cm<sup>2</sup> (Oxyker Dry - Flli Manfredi - Sofia - Itália) (FIG. 3.5. – D).

A soldagem foi realizada em uma soldadora a laser (Dentaurum Desktop - Baasel Laser Tech – Pforzheim, Alemanha) (FIG. 3.6.) que utiliza um cristal de Nd:YAG como fonte de luz, programada para 300V, 10ms, 0Hz e focus zero (BEZERRA et al., 1999; CASTILIO, 2000). As amostras foram posicionadas manualmente no interior da câmara de soldagem, sendo disparados dois pontos iniciais de solda em regiões diametralmente opostas sob atmosfera protetora de argônio. Após a fixação inicial, o gesso foi removido e a soldagem foi completada com cerca de 30 a 45 pontos de solda sobrepostos em 2/3 da sua área. A potência empregada foi suficiente

para que o feixe penetrasse cerca de 60% de profundidade em cada lado do sentido transversal da união (GORDON & SMITH, 1970; SJOGREN et al., 1988; HRUSKA & BORELLI, 1991; YAMAGISHI et al., 1993; WANG & WELSCH, 1995; BERG et al., 1995; TAMBASCO et al., 1996; WISKOTT et al., 1997; CHAI & CHOU, 1998; NABADALUNG & NICHOLLS, 1998; TAYLOR et al., 1998; WANG & CHANG, 1998).

Após o processo de soldagem a laser, uma radiografia foi obtida para verificar a existência de defeitos ou vazios e as amostras foram novamente avaliadas quanto a resistência à fadiga, utilizando-se os mesmos parâmetros previamente estabelecidos para as amostras intactas de Ti c.p. e Ti-6Al-4V.



**FIGURA 3.5.** (A) – Posicionamento das seções (seta) na matriz metálica bipartida. (B) – Colocação de Duralay nas seções (seta). (C) – Inclusão em gesso. (D) – Aspecto opaco após jateamento da amostra (seta).



**FIGURA 3.6.** - Máquina de soldagem a laser.

### 3.5. - Análise sob microscopia eletrônica de varredura (MEV):

Após a ruptura, a área externa e a superfície de fratura de amostras selecionadas aleatoriamente foram analisadas em MEV (Microscópio Jeol – JXA 840 A – Electron Probe Microanalyser – Japão) em diferentes aumentos (25 a 1500 vezes), sendo obtidas fotomicroscopias e fractografias. As amostras foram previamente preparadas, sendo limpas em aparelho de ultra-som e secadas com auxílio de um secador manual. Em seguida, foram posicionadas no dispositivo porta-amostra e levadas para o interior do MEV de baixo vácuo. Micro análises por energia dispersiva de raios X (EDX) foram conduzidas para evidenciar os elementos constituintes (VALLITTU & KOKKONEN, 1995; LASSILA & VALLITTU, 1998). Assim, um feixe de elétrons foi descarregado sobre a área suspeita para identificar o elemento.

### 3.6. - Análise estatística:

Testes paramétricos foram realizados após a tabulação dos resultados, com a média e o desvio padrão sendo calculados. A análise de variância (ANOVA) foi executada e as variáveis com diferenças significativas foram avaliadas pelo teste estatístico de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

#### 4 - RESULTADOS:

Os valores originais do número de ciclos até a fratura (Anexo, Tabela 8.1 a 8.3, pág. 119 a 121), correspondentes a resistência à fadiga para amostras intactas e soldadas a laser de Ti c.p. e liga de Ti-6Al-4V, ensaiadas em três condições de armazenamento: sem a influência do meio armazenador, em solução de saliva artificial e solução de saliva artificial fluoretada, foram submetidos a análise de variância (ANOVA) com esquema fatorial, cujos fatores foram: a) material, que analisa os dois metais; b) tratamento, que analisa os meios de armazenagem e c) solda, que analisa o desempenho de amostras soldadas. Na Tabela 4.1. verifica-se que apenas os fatores meio e solda foram estatisticamente diferentes ao nível de significância de 5% de probabilidade pelo teste F.

**Tabela 4.1.** – Análise de variância para a variável de resistência à fadiga transformada pela potência  $-0,2$  de acordo com o modelo adequado para experimentos em parcelas subdivididas em três fatores.

Causas de Variação	GL	Soma dos Quadrados	Quadrados Médios	F	Pr > F
Liga	1	586,47641814	586,4764181	0,55	0,4610
Meio	2	84275,904765	42137,95238	39,62	0,0001**
Liga X Meio	2	1265,7087005	632,8543502	0,60	0,5551
Resíduo (A)	54	57431,492557	1063,546158	0,82	0,7701
Solda	1	30814,551390	30814,55139	23,67	0,0001**
Meio X Solda	2	3129,3067362	1564,653368	1,20	0,3086
Liga X Solda	1	28,47842844	28,47842844	0,02	0,8830
Liga X Meio X Solda	2	2167,5100567	1083,755028	0,83	0,4405
Resíduo (B)	54	70306,478297	1301,971820		
Total Corrigido	119	250005,90735			

**\*\*Valores estatisticamente significativos.**

Os fatores significativos (meio e solda) foram submetidos ao teste de Tukey, para a comparação de médias.

Os dados obtidos a partir da análise de variância estão contidos nas Tabela 4.1. A Tabela. 4.2. e a Figura. 4.1. trazem o teste de Tukey para a comparação das médias de meios.

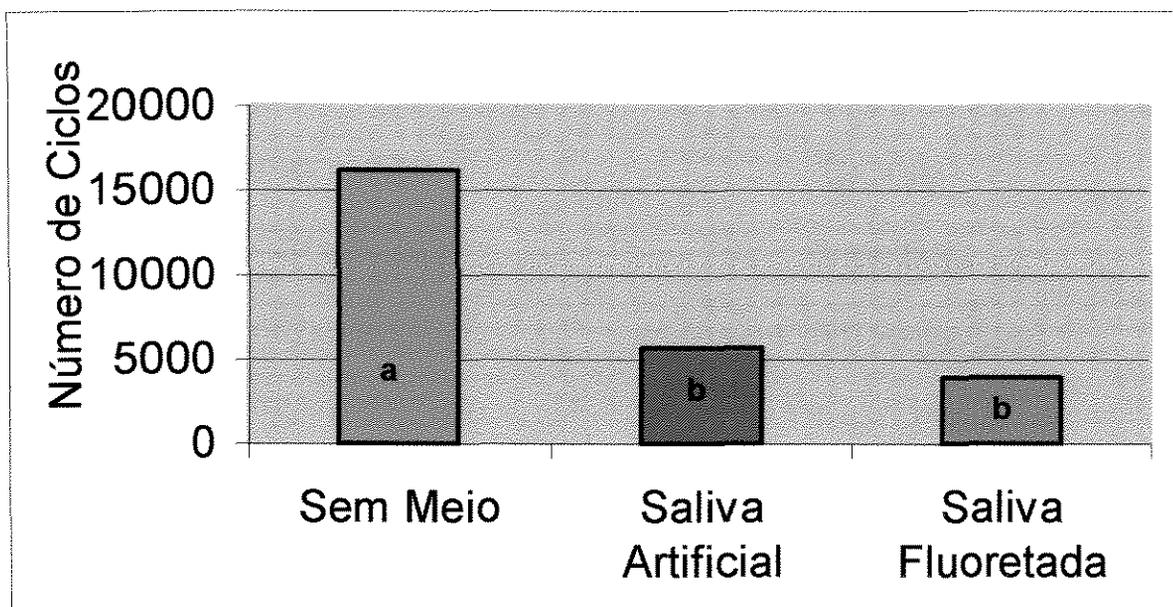
**Tabela 4.2.** - Médias originais e desvios padrão do número de ciclos até a fratura para a comparação dos meios.

MEIOS	MÉDIA ORIGINAL
SEM MEIO	16186,95 a (DP=9372,68)
SALIVA ARTIFICIAL	5674,68 b (DP=4787,65)
SALIVA FLUORETADA	3948,80 b (DP=2950,19)

Médias com a mesma letra minúscula não diferem significativamente entre si pelo teste estatístico de Tukey ao nível de 5% de probabilidade. Valores entre parênteses correspondem ao desvio padrão.

Alfa = 0.05; GL = 54; QMR = 1063.546. Diferença mínima significativa = 17.574

Independentemente dos materiais e do procedimento de soldagem, os valores médios de resistência à fadiga sem a presença dos meios de armazenagem foram significativamente maiores que os valores médios obtidos na presença das soluções de saliva artificial e solução de saliva artificial fluoretada, os quais, não diferiram entre si. A Figura 4.1. ilustra as comparações de médias listadas da Tabela 4.2.



**FIGURA 4.1.** - Comparação de médias de resistência à fadiga dos meios através do teste de Tukey com nível de significância de 5%. Barras seguidas de mesma letra minúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

A Tabela 4.3. e a Figura 4.2 trazem as comparações, por meio do teste de Tukey, das médias do número de ciclos até ocorrer a fratura para a variável experimental soldagem a laser.

**Tabela 4.3.** - Médias originais e desvios padrão do número de ciclos até a fratura para a comparação da soldagem.

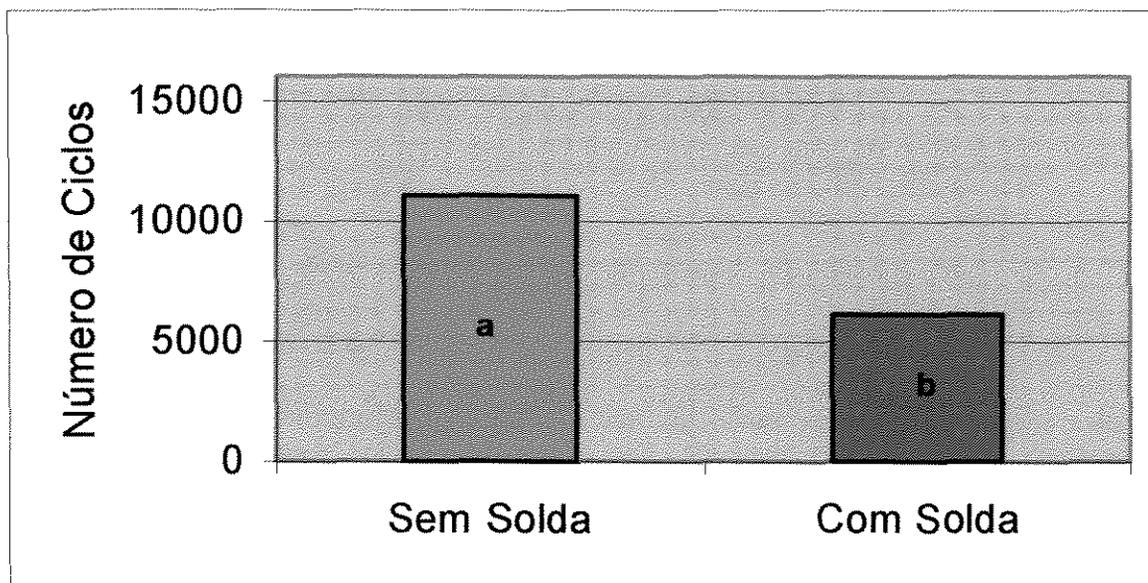
TIPO DE AMOSTRA	MÉDIA ORIGINAL
SEM SOLDA	11060,42 <b>a</b> (DP=8160,49)
COM SOLDA	6146,53 <b>b</b> (DP=7719,81)

Médias com a mesma letra minúscula não diferem significativamente entre si pelo teste estatístico de Tukey ao nível de 5% de probabilidade. Valores entre parênteses correspondem ao desvio padrão.

Alfa = 0.05; GL = 54; QMR = 1063.546. Diferença mínima significativa = 17.574

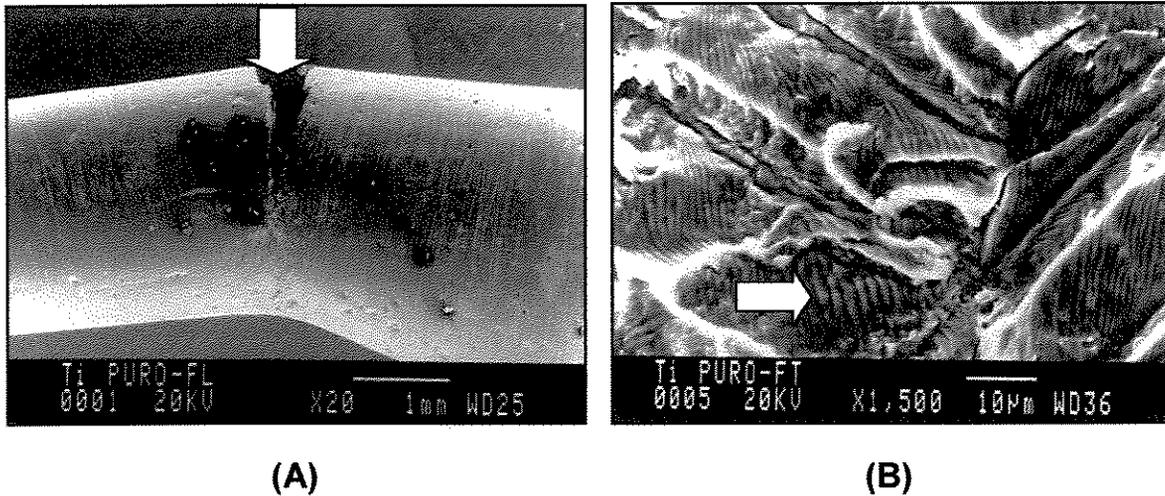
A comparação das médias das amostras intactas (sem a presença do procedimento de soldagem a laser) mostrou valores significativamente maiores do que aqueles obtidos pelas amostras ensaiadas após o procedimento, independente do material e meio de armazenagem.

A Figura. 4.2. ilustra as comparações de médias listadas na Tabela. 4.3.

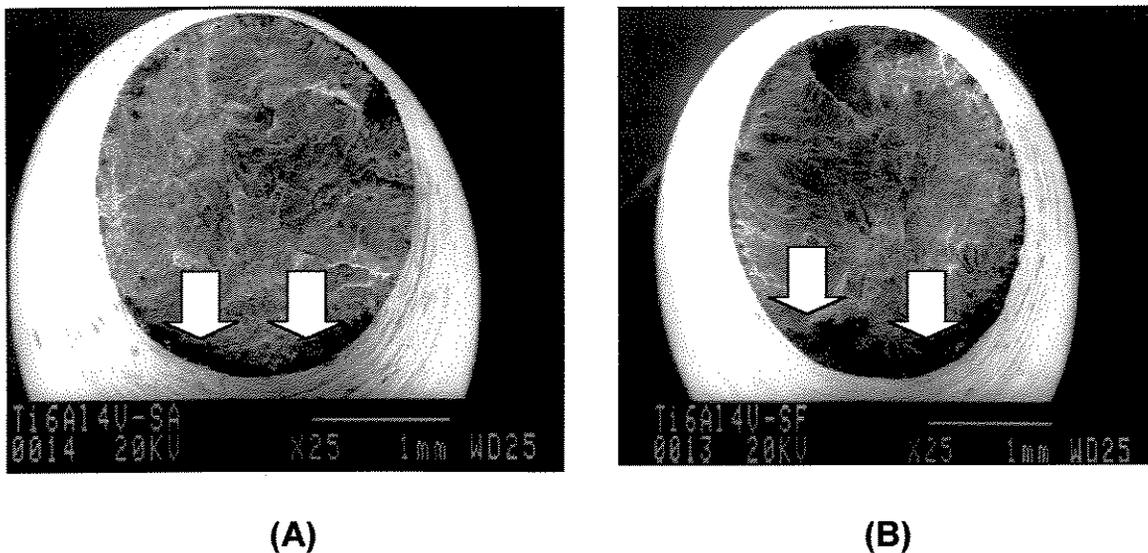


**Figura 4.2.** - Médias dos valores de resistência à fadiga, das amostras intactas e soldadas a laser. Barras seguidas de mesma letra minúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

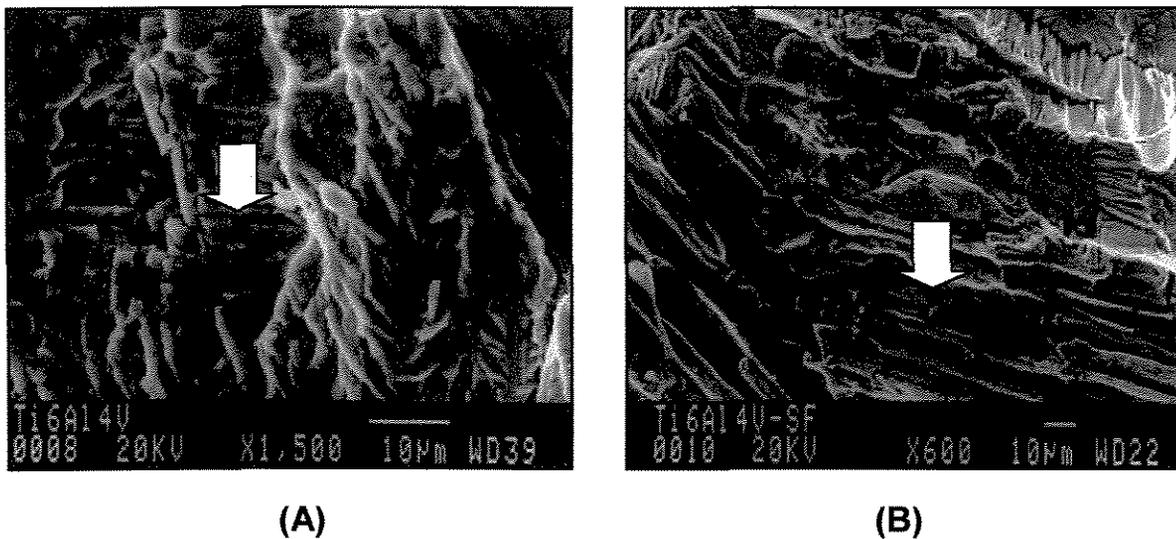
As Figuras 4.3. até 4.6. identificam o aspecto da superfície de fratura após o ensaio de resistência à fadiga de amostras fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V, intactos ou soldados a laser e ensaiadas com ou sem a presença das soluções de armazenagem, mediante observação em Microscópio Eletrônico de Varredura (M.E.V.) (Jeol JXA-840 A- Electron Probe Microanalyser - Japão).



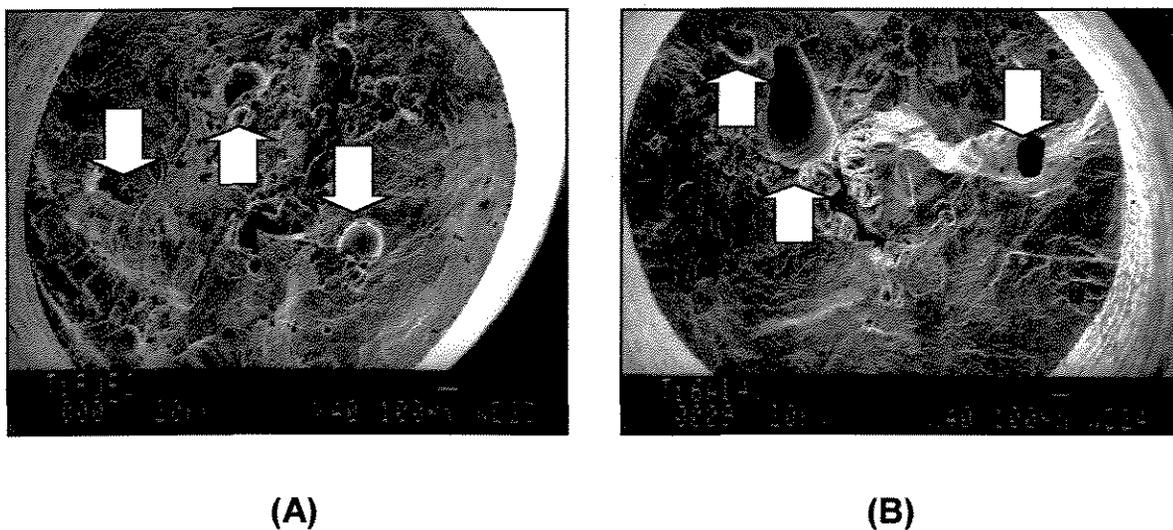
**Figura 4.3.** - Fotomicroscopia por Microscopia Eletrônica de Varredura (M.E.V.) de amostra em Ti c.p., fraturada após 18623 ciclos. **(A):** Aspecto lateral de fratura por fadiga (seta); **(B):** Fractografia mostrando as estrias de fadiga (seta), sem as soluções de armazenagem.



**Figura 4.4.** - **(A):** Fractografia de amostra em Ti-6Al-4V fraturada na presença de saliva artificial após 9649 ciclos. Reação da liga com a solução (setas). **(B):** Fractografia de amostra em Ti-6Al-4V fraturada na presença de saliva artificial fluoretada após 5435 ciclos. Reação da liga com a solução (setas).



**Figura 4.5. - (A):** Fractografia de amostra em Ti-6Al-4V fraturada na presença da solução de saliva artificial fluoretada após 7280 ciclos, evidenciando estrias por fadiga (seta); **(B):** Fractografia de amostra em Ti-6Al-4V, evidenciando a presença de elementos da solução de saliva artificial fluoretada (seta).



**FIGURA 4.6. - (A):** Fractografia de amostra em titânio comercialmente puro evidenciando defeitos provenientes da soldagem (setas), fraturada após 2739 ciclos; **(B):** Defeitos generalizados (setas) na fractografia de amostra em Ti-6Al-4V, fraturada após 2574 ciclos.

## 5 - DISCUSSÃO:

Os materiais restauradores utilizados nas reabilitações orais requerem uma comprovação longitudinal de sua eficácia clínica para serem utilizados com segurança. Neste contexto, dentre vários fatores envolvidos, alguns ensaios laboratoriais podem estimar a vida média dos aparelhos protéticos, dando respaldo ao emprego clínico.

O ensaio de resistência à fadiga podem ser um auxiliar na estimativa de um artefato protético, baseando-se no número de ciclos até a fratura. Este ensaio cíclico consiste da indução de tensões que podem ser alternadas (máxima e mínima iguais), flutuantes (máxima e mínima diferentes) e de sobrecargas periódicas imprevisíveis (SOUZA, 1974; DIETER, 1981; HENRIQUES et al., 1997). As tensões podem ser inferiores ou superiores ao limite de escoamento do material ensaiado, sendo denominados de ensaios de fadiga de alto ou baixo ciclo, respectivamente

As infra-estruturas metálicas das próteses parciais removíveis e das próteses sobre implantes podem ser afetadas pelo fenômeno de fadiga. Nos aparelhos removíveis, os grampos de retenção, posicionados em áreas retentivas, sofrem constante flexão durante a inserção e remoção da prótese e durante a própria dinâmica mastigatória (MORRIS et al., 1976;

FIORI, 1983; HUMMEL et al., 1994; AFZALI et al., 1995; CRAIG et al., 1997). Nas próteses sobre implantes, a ação mastigatória induz constante flexão nas extensões distais (WISKOTT et al., 1997).

Simulando a flexão e conseqüente fadiga dos grampos das próteses parciais removíveis e/ou extensões distais das infra-estruturas de próteses sobre implantes, é possível verificar na Tabela 4.1., que houve diferenças significativas apenas para os efeitos dos meios de armazenagem e da soldagem.

Os valores médios do número de ciclos até a fratura para as amostras fundidas em ambos os metais, ensaiadas sem a presença dos meios de armazenagem, mostraram diferenças estatisticamente significativa em relação às amostras ensaiadas na presença dos meios de armazenagem, indicando que os meios influenciaram negativamente o desempenho em fadiga. Comparando as soluções de armazenagem, não foi verificado diferença estatisticamente significativa entre ambas.

Entretanto, BERGMAN em 1990 e KÖNÖNEN et al., em 1995 evidenciaram que determinados agentes profiláticos contendo fluoretos, soluções com mais de 20ppm de íons flúor, modificavam a atividade eletroquímica da superfície do titânio, deixando-a susceptível aos ataques corrosivos.

Segundo CARVALHO et al., 1996, a concentração de flúor solúvel nos dentifrícios fluoretados no mercado nacional foi de no mínimo 556 e no máximo 1468ppm e o pH em suspensão dos dentifrícios fluoretados (uma parte) em saliva humana estimulada (três partes) foi de no mínimo 7,74 e no máximo de 9,14 (CURY, 1989; CARVALHO et al., 1996). Neste estudo procurou-se simular as condições clínicas que envolvessem o uso das infra-estruturas protéticas em dentes ou implantes, a partir de técnicas de escovação, já que o uso de agentes profiláticos tópicos é ocorrência pouco provável. Assim, a solução de saliva artificial fluoretada utilizada no estudo tinha um pH de 7 e concentração de 1000ppm de íons flúor, simulando as condições de exposição de uma estrutura protética aos primeiros instantes da escovação.

Embora a solução contendo fluoretos tenha sido mais agressiva, pelos resultados obtidos neste estudo, verificou-se que independente da presença destes íons, ocorreu uma redução da resistência à fadiga quando as amostras de ambos metais foram ensaiados ciclicamente sob as soluções de armazenagem, sem diferenças entre ambas.

A análise das fotomicroscopias sob microscopia eletrônica de varredura e da micro análise por difração de raios X das amostras sob ação das soluções de armazenagem, revelaram defeitos superficiais e a

ocorrência de elementos das soluções entre os elementos constituintes dos metais, sugerindo uma reação entre ambas, as quais podem ter influenciado diretamente a redução do número de ciclos, em oposição ao aspecto homogêneo das ligas sem a presença dos meios. Segundo BERGMAN em 1990, essa diminuição está relacionada com o dano sobre a superfície protetora de óxido de titânio, afetada pela presença das soluções de armazenagem.

Autores como SIIRILÄ & KÖNÖNEN, 1991; PRÖBSTER et al., 1992; COHEN & BOURDAIRON, 1992; LUCAS & LEMONS, 1992; WIIG et al., 1993; KÖNÖNEN et al., 1995; JOHANSSON & BERGMAN, 1995; TOUMELIN-CHEMLA et al., 1996, STRIETZEL et al., 1998, CAI et al., 1999, haviam determinado apenas o efeito da ação dos fluoretos e outras soluções de forma isolada, não analisando sua ação simultânea e associada com o fenômeno de fadiga.

SOUZA 1974 e DIETER em 1981 afirmaram que em ensaios cíclicos havia uma diminuição da resistência à fadiga. LUCAS & LEMONS em 1992 afirmaram que o titânio e suas ligas são resistentes à corrosão apenas em situações estáticas e não em carregamentos cíclicos. Em ensaios simultâneos, com a ação dos meios e do carregamento cíclico seria possível simular as condições clínicas. Os resultados deste estudo

evidenciaram uma diminuição do número de ciclos até a fratura quando o ensaio cíclico foi conduzido simultaneamente à ação das soluções de armazenagem. Assim, além do efeito sobre a superfície, poderia ter ocorrido um fenômeno denominado fadiga-corrosão, descrito por FERREIRA et al., 1998; ZAVANELLI et al., 2000. Tem-se o efeito combinado dos fenômenos de fadiga (devido ao carregamento cíclico) e da corrosão (devido a presença das soluções de armazenagem). Todavia, os ensaios de resistência à fadiga, normalmente realizados de forma isolada, não simulam as verdadeiras condições clínicas e possuem pouco valor científico.

Considerando os valores médios do número de ciclos até a fratura para as amostras de ambos metais, avaliadas após a soldagem a laser, verificou-se redução na resistência à fadiga, com diferença estatística significativa em relação às amostras intactas, evidenciando que o procedimento pode afetar negativamente a vida dos artefatos protéticos.

Devido a grande variabilidade dos resultados do ensaio de resistência à fadiga deste estudo, foi analisado de forma individual alguns valores (Anexo, Tabelas 8.2. a 8.3., pág. 120 e 121) de resistência à fadiga de amostras soldadas a laser e pode-se verificar que tais valores apresentavam um desempenho similar ou melhor do que as amostras intactas, corroborando com os relatos de GORDON & SMITH em 1970.

A redução no número de ciclos até a fratura nas amostras soldadas pode ser explicada pela presença de defeitos na área do cordão de solda. Apesar do baixo grau de radiopacidade do titânio e suas ligas, o critério de exclusão das amostras soldadas adotado neste estudo não identificou defeitos no exame radiográfico, pois os feixes dos raios X incidiram perpendicularmente à superfície da amostra. Entretanto, ao observar a secção transversal da área soldada, pode-se verificar defeitos, sugerindo uma penetração inadequada do laser e fracasso do procedimento, mesmo seguindo as calibrações determinadas na literatura vigente (CHAI & CHOU, 1998; BEZERRA et al., 1999; CASTILIO, 2000). WANG & WELSCH em 1995 também verificaram que as amostras soldadas eram significativamente mais frágeis em relação às amostras intactas.

Segundo WISKOTT et al., 1997, os resultados de resistência à fadiga das amostras soldadas a laser foram significativamente menores que os obtidos com amostras intactas e as fractografias analisadas, mostraram defeitos e heterogeneidades. Da mesma forma, os resultados ora apresentados, evidenciaram uma redução significativa da vida das amostras soldadas, dada pela presença de vazios na área da solda.

A soldagem a laser é tida como um procedimento de fácil execução (KAUFMAN, 1988) sendo relatadas vantagens como resistência à

corrosão, maior dureza no cordão de solda, pequena zona afetada pelo calor (ZAC), o que beneficia as áreas adjacentes (GORDON & SMITH, 1970; HRUSKA, 1987; DERAND et al., 1995; NEO et al., 1996; TAMBASCO et al., 1996; BEZERRA et al., 2000). Entretanto, a despeito destas vantagens, estudos laboratoriais são requeridos para comprovar a eficácia do procedimento, principalmente com relação à profundidade de penetração dos feixes, distância das partes a serem soldadas e configuração do equipamento (potência, frequência e duração dos pulsos).

A partir do ensaio de resistência à fadiga é possível estimar a vida de uma estrutura protética, bem como melhorar seu desempenho e qualidade. Segundo CRAIG et al., 1997, os esforços alternados de flexão necessários para a inserção e remoção dos aparelhos protéticos são inferiores a 1500 ciclos por ano. Por outro lado, a estimativa realizada por VALLITTU & KOKKONEN em 1995, advoga que o grampo de uma prótese parcial removível curva-se 10 vezes ao dia e após 1 ano, cerca de 3600 flexões ocorrem. Com base nos resultados deste estudo, pode-se supor que as infra-estruturas metálicas dos aparelhos protéticos confeccionados em Ti c.p. e Ti-6Al-4V sem a presença da soldagem a laser possam permanecer em serviço clínico entre 3 anos e meio, segundo as estimativas de

VALLITTU & KOKKONEN em 1995, a 7 anos, segundo estimativa de CRAIG et al., 1997, sem que haja fratura por fadiga.

Analisando as amostras confeccionadas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V após o procedimento de soldagem a laser, e segundo as estimativas dos autores acima citados, a vida em fadiga diminuiria significativamente, com o processo de fadiga atuando entre 2 a 4 anos.

Considerando as amostras confeccionadas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V e ensaiadas na presença das soluções de armazenagem, e baseado nas estimativas previamente relatadas na literatura (VALLITTU & KOKKONEN, 1995; CRAIG et al., 1997) a longevidade do aparelho estaria entre 1 a 4 anos até que o processo acometesse o aparelho protético.

Contudo, a estimativa da vida de um artefato protético depende de outros fatores como: as diferentes geometrias, a presença de defeitos internos, defeitos na superfície e o sobretensionamento das estruturas, não avaliados neste estudo. As diferentes geometrias das próteses parciais removíveis e das próteses sobre implantes podem conduzir a falhas pela maior concentração de tensões (HENRIQUES et al., 1997). A presença de defeitos internos provenientes da técnica de fundição, não detectados por exame visual ou por métodos acessíveis aos profissionais da área Odontológica, podem, da mesma forma, acometer os artefatos protéticos e

reduzir a vida do aparelho em serviço. Além disso, de modo geral, quanto pior o acabamento superficial, menor será o limite de fadiga (FERREIRA et al., 1998) e a presença de irregularidades superficiais, pode desencadear o início das trincas, causando a fratura.

Finalmente, ajustes mecânicos promovidos pelos técnicos e dentistas podem levar a uma redução na vida em fadiga e causar falha prematura da estrutura (HENRIQUES et al., 1997), já que a solicitação para a promoção da deformação plástica desejada excederia o limite de escoamento, fenômeno descrito por SOUZA, 1974 e DIETER, 1981, como sobretensionamento.

## 6 - CONCLUSÃO:

De acordo com os fatores avaliados neste estudo e considerando os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- As amostras soldadas a laser apresentaram desempenho significativamente menor do que as amostras intactas.
- As amostras ensaiadas sem a presença dos meios de armazenagem apresentaram um desempenho significativamente maior que as ensaiadas na presença de saliva artificial e saliva artificial fluoretada, sem diferença significativas entre ambas, embora a solução de saliva fluoretada tenha sido mais agressiva em termos de corrosão.
- As fractografias das amostras ensaiadas nas soluções de armazenagem evidenciaram uma reação das soluções com os metais e as fractografias das amostras soldadas mostraram defeitos na região de solda.

---

## 7 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

01. AFZALI, D., MARIC, B., FENTON, A. Titanium RPD clasp performance. *J. dent. Res.*, Washington, v.74, p.227, 1995. [Abstracts, 1723].
02. 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.
03. BERG, E. Dentist's opinions on aspects of cast titanium restorations. *J. Dent.*, Oxford, v.25, n.2, p.113-117, Jan. 1996.
04. BERGMAN, M. *Cast titanium in dental constructions*. DPNOVA AB Malmo: Sweden, Aug. 1990. [Manual]
05. BESSING, C., BERGMAN, M., THORÉN, A. Potentiodynamic polarization analysis of low-gold and silver-palladium alloys in three different media. *Dent. Mater.*, Washington, v.3, n.3, p.153-159, June 1987.
06. BEZERRA, R.M. et al. Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c.p. soldado a laser e utilizado em próteses sobre implantes. *Ecl. Quím.*, São Paulo, v.24, p.113-124, 1999.

---

\* De acordo com a NBR 6023 de agosto de 1989 da Associação Brasileira de Normas Técnicas. Abreviaturas de Periódicos: "World List of Scientific Periodicals".

07. 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.
08. BLANCO-DAUMAU, L. The nickel problem. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.48, n.1, p.99-101, 1982.
09. BRIDGEMAN, J.T. et al. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.78, n.2, p.187-193, Aug. 1997.
10. CAI, Z. et al. In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials*, Oxford, v.20, p.183-190, 1999.
11. CANAY, S., ÖKTEMER, M. In vitro corrosion behavior of 13 prosthodontic alloy. *Quintessence int.*, Berlin, v.23, n.4, p.279-287, Apr. 1992.
12. CARVALHO, A.S. et al. Avaliação de dentifrícios fluoretados. *RGO*, Porto Alegre, n.44, v.1, p.17-21, jan-fev. 1996.
13. 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.

14. CHAI, J. et al. A multicenter longitudinal clinical trial of a new system for restorations. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.77, n.1, p.1-11, Jan. 1997.
15. 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.
16. COHEN, F., BURDAIRON, G. Corrosive properties of odontologic fluoride containing gels against titanium. *J. dent. Res.*, Washington, v.71, p.525, 1992. [Abstracts, 81].
17. 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.
18. CURY, J.A. Dentifrícios fluoretados no Brasil. *RGO*, Porto Alegre, n.37, v.2, p.139-142, Mar. 1989.
19. DÉRAND, T. Porcelain bond to laser-welded titanium surfaces. *Dent. Mater*, Washington, v.11, p.95-93, Mar. 1995.
20. DIETER, G.E. *Metalurgia mecânica*. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1981. Cap.12: Fadiga dos metais, p.345-384.
21. FERREIRA, I., COSTA, N.G., TOKIMATSU, R.C. *Biomateriais: Fadiga dos Metais*. 1998. p.32-34.

22. FIORI, S.R. *Atlas de prótese parcial removível*. São Paulo: Panamed, 1983. Cap.2: Biomecânica de inserção e retirada de PPR, p.49-74.
23. 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.
24. HAMANAKA, H., et al. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. *J. dent. Res.*, Washington, v.68, n.11, p.1529-1533, Nov. 1989.
25. 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.
26. HENRIQUES, G.E.P. et al. Soldering and remelting influence on fatigue strength of Co-Cr alloys. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis., v.78, n.2, p.146-152, Aug. 1997.
27. 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.
28. HUMMEL, K. S. et al. Retentive force of titanium versus Co-Cr RPD clasps. *J. dent. Res.*, Washington, v.73, p.287, 1994. [Abstracts, 1483].
29. HRUSKA, A.R. Intraoral welding of pure titanium. *Quintessence int.*, Berlin, v.18, n.10, p.683-688, Oct. 1987.

30. 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. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.66, n.4, p.561-565, Oct. 1991.
31. IDA, K., TSUTSUMI, S., TOGAYA, T. Titanium and titanium alloys for dental casting. *J. dent. Res.*, Washington, v.59, p.985, 1980. [Abstracts, 397].
32. JOHANSSON, B.I., BERGMAN, B. Corrosion of titanium and amalgam couples: effect of fluoride, area size, surface preparation and fabrication procedures. *Dent. Mater.*, Washington, v.11, n.1, p.41-46, 1995.
33. JONES, T. K. et al. Dental implications of nickel hypersensitivity. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.56, n.4, p.507-509, Oct. 1986.
34. KAUFMAN, H.W. Clinical applications of lasers in dentistry. *Comp. Continuing Educ. Dent.*, Jamesburg, v.9, n.3, p.548-553, Mar. 1988.
35. KELLY, J.R., ROSE, T.C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.49, n.3, p.363-370, Mar. 1983.
36. KÖNÖNEM, M.H.O., LAVONIUS, E.T., KIVILAHTI, J.K. SEM observations on stress corrosion cracking of commercially pure titanium in topical fluoride solution. *Dent. Mater.*, Washington, v.11, n.4, p.269-272, July 1995.

37. LASSILA, L.V.J., VALLITTU, P. Effect of water and artificial saliva on the low cycle fatigue resistance of cobalt-chromium dental alloy. *J. prosth. dent.*, Saint Louis, v.80, n.6, p.708-713, Dec. 1998.
38. LAUTENSCHLAGER, E.P., MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. dent. J.*, Guildford , v.43, n.1, p.245-253, 1993.
39. LUCAS, L.C., LEMONS, J.E. Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv. dent. Res.*, Washington, v.6, p.32-37, Sept. 1992.
40. MORRIS, H. et al. Stress distribution within circumferential clasp arms. *J. oral Rehabil.*, Oxford, v.3, n.4, p.387-394, Oct. 1976.
41. 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.
42. NEO, T.K. et al. Mechanical properties of titanium connectors. *Int. J. Prosthodont.*, Lombard, v.9, n.4, p.379-393, 1996.
43. 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.
44. PHILLIPS, R.W. *Materiais dentários de Skinner*. 9.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. Cap.20: Ligas para fundição odontológica, p.208-222.

45. PRÖBSTER L., LIN, W. HÜTTEMMANN, H.. Effect of fluoride prophylactic agents on titanium surfaces. *Int. J. oral maxillofac. Implants.*, Chicago, v.7, n.3, p.390-394, 1992.
46. 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.
47. RUBENSTEIN, J.E. Stereo laser-welded titanium implant frameworks: clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. *J. prosth. dent.*, Saint Louis, v.74, n.3, p.284-293, Sept. 1995.
48. SIIRILÄ, H. S., KÖNÖNEN, M. The effect of oral topical fluorides on the surface of commercially pure titanium. *Int. J. oral maxillofac. Implants.*, Chicago, v.6, n.1, p.50-54, 1991.
49. 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.
50. SOUZA, S.A. *Ensaio mecânicos de materiais metálicos*. 4.ed. São Paulo: Edgard Blucher. 1974. Cap.8: Ensaio de fadiga, p.130-156.
51. STRIETZEL, R. et al. In vitro corrosion of titanium. *Biomaterials*, Oxford, v.19, p.1495-1499, 1998.

52. SYVERUD, M., OKABE, T., HER, H. Casting of Ti-6AL-4V alloy compared with pure Ti in an Ar-arc casting machine. *Eur. J. oral Sci.*, Copenhagen, v.103, n.5, p.327-330, May 1995.
53. 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.
54. 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.
55. TAYLOR, J.C. et al. Effects of joint configuration for the arc welding of cast Ti-6Al-4V rods in argon. *J. prosth. dent.*, Saint Louis, v.79, n.3, p.291-297, Mar. 1998.
56. TOUMELIN-CHEMLA, F., ROUELLET, F., BOURDARION, G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *J. Dent.*, Oxford, v.24, n.1-2, p. 109-115, Jan.-Mar. 1996
57. VALLITTU, P.K., KOKKONEN, M. Deflection fatigue of chromium, titanium and gold alloy cast denture clasp. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.74, n.4, p.412-419, Oct. 1995.
58. \_\_\_\_\_, LUOTIO, K. Effect of cobalt-chromium alloy surface casting on resistance to deflection fatigue and surface hardness of titanium. *Int. J. Prosthodont.*, Lombard, v.9, n.6, p.525-531, Nov. 1996.

- 
59. WAKABAYASHI, N., AI, M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.77, n.6, p.583-587, June 1997.
60. WANG, R.R., BOYLE, A.M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.70, p.275-276, Sept. 1993.
61. \_\_\_\_\_, 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.
62. \_\_\_\_\_, FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence int.*, Berlin, v.27, n.6, p.401-408, June 1996.
63. \_\_\_\_\_, 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.
64. WIIG, P., ELLINGSEN, J. E., VIDEM, K. Corrosion of titanium by fluoride. *J. dent. Res.*, Washington, v.72, p.195, 1993. [Abstracts, 735]
65. WILTSHIRE, W. A., FERREIRA, M. R., LIGTHELM, A. J. Allergies to dental materials. *Quintessence int.*, Berlin, v.27, n.8, p.513-520, Aug. 1996.

66. WISKOTT, H.W.A. et al. Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.77, n.6 , p.607-616, June 1997.
67. 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.
68. 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.
69. ZAVANELLI, R.A. et al. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V in different storage environments. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.84, n.3, p.274-279, Sept. 2000.

## 8 - ANEXO:

### 8.1. VALORES ORIGINAIS:

**TABELA 8.1.** - Valores originais do número de ciclos até a fratura para o titânio puro e para a liga Ti-6Al-4V ensaiados sem os meios de armazenagem antes e após a soldagem a laser:

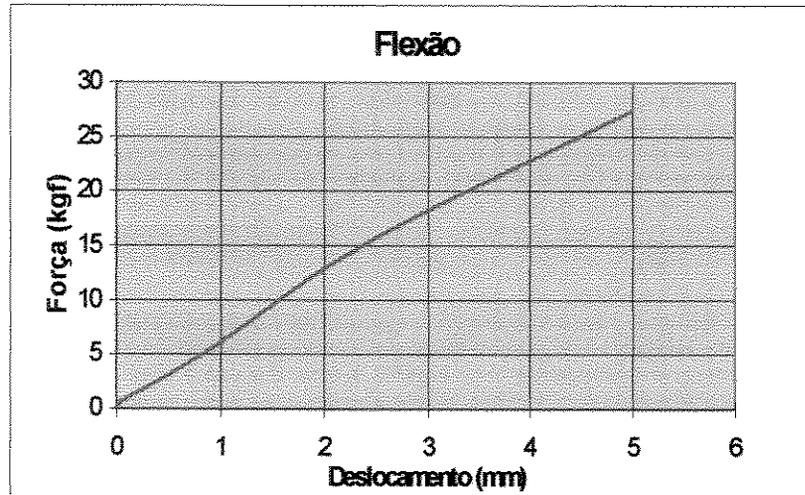
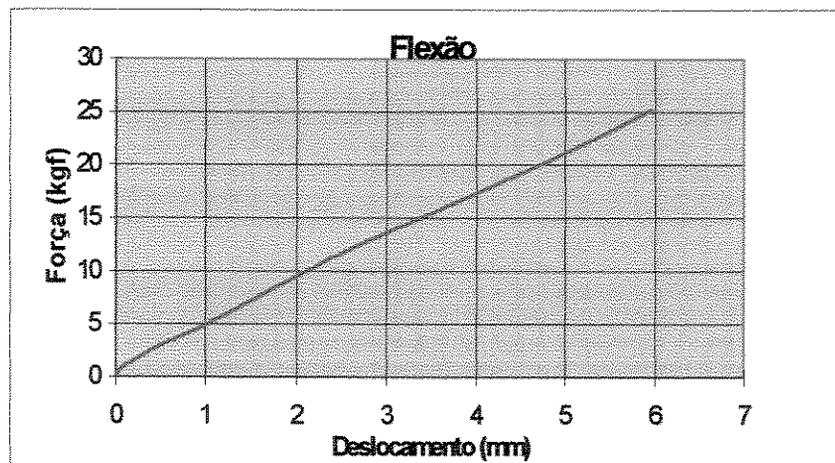
Amostra	Ti c.p.	Ti-6Al-4V	Ti c.p.	Ti-6Al-4V
	sem solda	sem solda	com solda	com solda
01	18623	31428	180	2574
02	15679	23386	2739	424
03	12679	23897	26427	17493
04	23077	12468	232	23446
05	17446	16242	5339	228
06	16089	29924	2154	22703
07	22665	31713	22529	10730
08	20390	10866	24365	18157
09	21981	10424	21642	21578
10	22947	22347	23489	15129

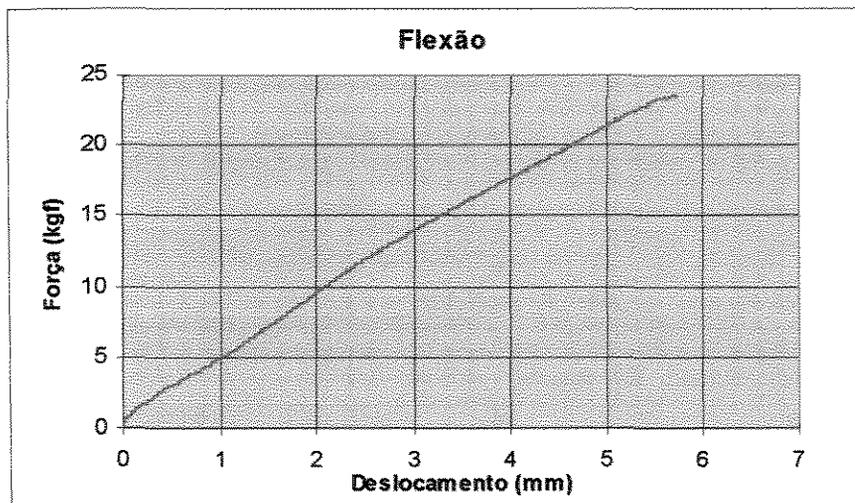
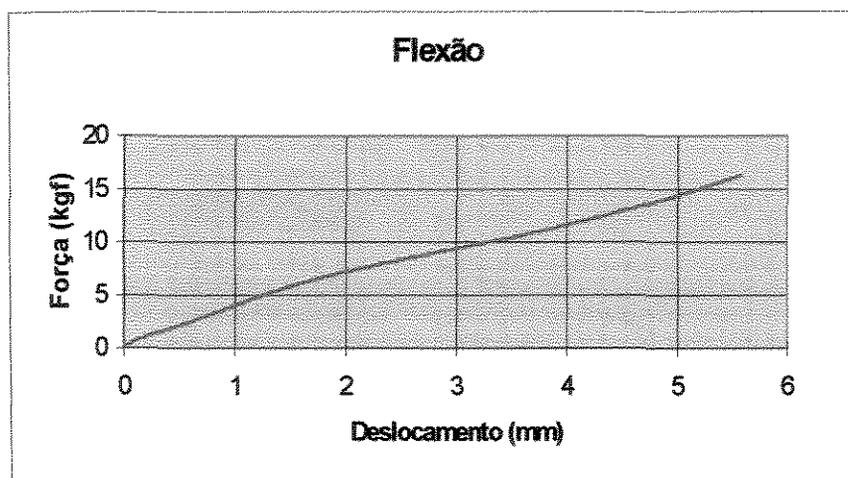
**TABELA 8.2.** - Valores originais do número de ciclos até a fratura para o titânio puro e para a liga Ti-6Al-4V ensaiados na presença da solução de saliva artificial antes e após a soldagem a laser:

Amostra	Ti c.p.	Ti-6Al-4V	Ti c.p.	Ti-6Al-4V
	sem solda	sem solda	com solda	com solda
01	9776	14471	2645	4935
02	19118	8109	5563	3978
03	18798	9649	4378	1769
04	7713	10041	925	3498
05	6730	8584	1020	4883
06	8795	11412	18	17
07	6870	8547	2519	22
08	2514	5155	2365	4762
09	3248	9983	2560	20
10	7432	8746	3698	3961

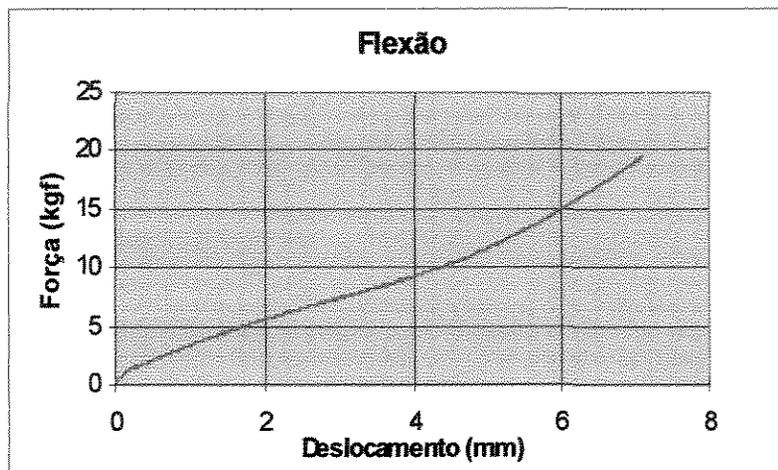
**TABELA 8.3.** - Valores originais do número de ciclos até a fratura para o titânio puro e para a liga Ti-6Al-4V ensaiados na presença da saliva artificial fluoretada antes e após a soldagem a laser:

Amostra	Ti c.p.	Ti-6Al-4V	Ti c.p.	Ti-6Al-4V
	sem solda	sem solda	com solda	com solda
01	3962	7280	143	253
02	6656	4480	1931	4957
03	4285	5435	4654	4491
04	4309	3690	2354	3409
05	10989	8852	1223	2214
06	2498	8721	1129	4234
07	7599	9012	482	2420
08	9546	3900	3672	3376
09	3181	3975	3876	253
10	4704	8946	4271	4356

**FIGURA 8.1. - 1º. ENSAIO DE FLEXÃO DA LIGA Ti-6Al-4V****FIGURA 8.2. - 2º. ENSAIO DE FLEXÃO DA LIGA Ti-6Al-4V**

**FIGURA 8.3. - 3º. ENSAIO DE FLEXÃO DA LIGA Ti-6Al-4V****FIGURA 8.4. - 1º. ENSAIO DE FLEXÃO PARA O TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO**

**FIGURA 8.5. - 2º. ENSAIO DE FLEXÃO PARA O TITÂNIO  
COMERCIALMENTE PURO**



**FIGURA 8.6- 3º. ENSAIO DE FLEXÃO PARA O TITÂNIO  
COMERCIALMENTE PURO**

