



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



**RICARDO ALEXANDRE ZAVANELLI
CIRURGIÃO-DENTISTA**

**RESISTÊNCIA À FADIGA DO TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO E DA LIGA Ti-6Al-4V
EM DIFERENTES MEIOS DE ARMAZENAGEM**

**DISSERTAÇÃO APRESENTADA À
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA DA UNIVERSIDADE ESTADUAL
DE CAMPINAS PARA OBTENÇÃO DO
TÍTULO DE MESTRE EM CLÍNICA
ODONTOLÓGICA - ÁREA DE PRÓTESE**

**PIRACICABA-SP
-1999-**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**RICARDO ALEXANDRE ZAVANELLI
CIRURGIÃO-DENTISTA**

**RESISTÊNCIA À FADIGA DO TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO E DA LIGA Ti-6Al-4V
EM DIFERENTES MEIOS DE ARMAZENAGEM**

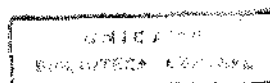
*ORIENTADOR: PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA
HENRIQUES – FOP/UNICAMP*

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG, 23/06/99

Assinatura do Orientador

**DISSERTAÇÃO APRESENTADA À
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA DA UNIVERSIDADE ESTADUAL
DE CAMPINAS PARA OBTENÇÃO DO
TÍTULO DE MESTRE EM CLÍNICA
ODONTOLÓGICA - ÁREA DE PRÓTESE**

**PIRACICABA – SP
-1999-**



9916634

CM-00125677-5

Z19r

1. Prótese dentária parcial removível. 2. Metais - Fadiga. 3. Ligas. 4. Titânio. 5. Fluoretos. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 09 de Abril de 1999, considerou o candidato RICARDO ALEXANDRE ZAVANELLI aprovado.

1. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

2. Prof. Dr. ITAMAR FERREIRA

3. Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

Dedico este trabalho

À 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;

À Daiany,

por todo amor, amizade, apoio, confiança, companheirismo e paciência.

Meu especial agradecimento

Ao Prof. Doutor Guilherme Elias Pessanha Henriques,
pela amizade e confiança depositada,
pelo modo democrático, firme e honesto
com que conduziu meus passos iniciais,
de vital importância a minha formação profissional.

Meus agradecimentos

Ao Prof. Doutor Itamar Ferreira,
do Departamento de Engenharia Mecânica
da Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP,
pelas valiosas sugestões, humildade, disponibilidade
e pelo empréstimo da máquina de ensaios;

Ao Prof. Doutor João Manuel Domingos de Almeida Rollo,
do Departamento de Engenharia de Materiais da
Escola de Engenharia de São Carlos – USP,
pela grandiosa contribuição no projeto;

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba
(FOP – UNICAMP),
na pessoa da Prof. Dra. Altair A. D. B. Cury,
coordenadora geral do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica;

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti,
do Departamento de Odontologia Restauradora,
área de Materiais Dentários e

À Profa. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano,
do Departamento de Odontologia Social,
área de Bioestatística,
pela realização da análise estatística;

Ao Engenheiro Mecânico Marcos Blanco Cangiani,
Técnico especializado da área de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP,
pela generosidade e colaboração no uso das dependências do laboratório;

À Profa. Dra. *Altair Antoninha Del Bel Cury*,
por ter gentilmente cedido as dependências do
Laboratório de PPR;

Ao Senhor *José Luís Lisboa*,
Técnico do Laboratório de Propriedades Mecânicas
da Faculdade de Engenharia Mecânica – UNICAMP,
pela realização dos ensaios de fadiga;

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;

A senhora *Heloísa Maria Ceccotti*,
Bibliotecária Auxiliar da FOP-UNICAMP,
pela correção das Referências Bibliográficas;

Aos Profs. Doutores da Área de Prótese Parcial Fixa e Prótese Total
Mauro e Marcelo
pelo incentivo e agradável convivência e

Aos *Colegas* do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica
da FOP – UNICAMP (Carrilho, Cícero, Daniela, Eduardo Passos, Fred, Glauco, Kina,
José Lopes, José Luís, Isabel, Luís Henrique, Mello, Paulo Nadin, Rodrigo, Sílvia,
Solimar, Vera, Viviane, Tatiana) e principalmente à *Rose*, pelo auxílio na tradução do
Abstract e agradável convivência.

SUMÁRIO:

LISTAS.....	01
A-LISTA DE TABELAS.....	03
B-LISTA DE FIGURAS.....	06
C-LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SIGNIFICADOS.....	09
RESUMO.....	11
ABSTRACT.....	13
1-INTRODUÇÃO.....	15
2-REVISÃO DA LITERATURA.....	21
3-PROPOSIÇÃO.....	53
4-METODOLOGIA.....	57
4.1-MATERIAIS.....	58
4.1.1- METAIS, FABRICANTE E COMPOSIÇÃO QUÍMICA.....	58
4.1.2- SOLUÇÃO DE SALIVA ARTIFICIAL, SOLUÇÃO FLUORETADA, E COMPOSIÇÃO QUÍMICA (para 1000 mL).....	59
4.1.3- REVESTIMENTO, FABRICANTE E COMPOSIÇÃO QUÍMICA.....	59
4.2-MÉTODO.....	60
4.2.1-DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	60
4.2.2-CONFEÇÃO DAS AMOSTRAS.....	60
4.2.3-ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FADIGA.....	67
4.2.4-ANÁLISE SOB MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....	69
4.2.5-ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	69
5-RESULTADOS.....	71
6-DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	79
7-CONCLUSÃO.....	89
8-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	93
9-OBRA CONSULTADA.....	103
10-GLOSSÁRIO DE TERMOS TÉCNICOS UTILIZADOS.....	107
11-APÊNDICE.....	113

LISTAS

Meu especial agradecimento

Ao Prof. Doutor Guilherme Elias Pessanha Henriques,
pela amizade e confiança depositada,
pelo modo democrático, firme e honesto
com que conduziu meus passos iniciais,
de vital importância a minha formação profissional.

Meu especial agradecimento

À



FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO
pela valiosa contribuição financeira e confiança
providas nesse projeto (Processo nº.1997/10041-1);

Meus agradecimentos

Ao Prof. Doutor Itamar Ferreira,
do Departamento de Engenharia Mecânica
da Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP,
pelas valiosas sugestões, humildade, disponibilidade
e pelo empréstimo da máquina de ensaios;

Ao Prof. Doutor João Manuel Domingos de Almeida Rollo,
do Departamento de Engenharia de Materiais da
Escola de Engenharia de São Carlos – USP,
pela grandiosa contribuição no projeto;

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba
(FOP – UNICAMP),
na pessoa da Prof. Dra. Altair A. D. B. Cury,
coordenadora geral do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica;

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretí,
do Departamento de Odontologia Restauradora,
área de Materiais Dentários e

À Profa. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano,
do Departamento de Odontologia Social,
área de Bioestatística,
pela realização da análise estatística;

Ao Engenheiro Mecânico Marcos Blanco Cangiani,
Técnico especializado da área de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP,
pela generosidade e colaboração no uso das dependências do laboratório;

À Profa. Dra. *Altair Antoninha Del Bel Cury*,
por ter gentilmente cedido as dependências do
Laboratório de PPR;

Ao Senhor *José Luís Lisboa*,
Técnico do Laboratório de Propriedades Mecânicas
da Faculdade de Engenharia Mecânica – UNICAMP,
pela realização dos ensaios de fadiga;

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;

A senhora *Heloísa Maria Ceccotti*,
Bibliotecária Auxiliar da FOP-UNICAMP,
pela correção das Referências Bibliográficas;

Aos Profs. Doutores da Área de Prótese Parcial Fixa e Prótese Total
Mauro e Marcelo
pelo incentivo e agradável convivência e

Aos *Colegas* do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica
da FOP – UNICAMP (Carrilho, Cícero, Daniela, Eduardo Passos, Fred, Glauco, Kina,
José Lopes, José Luís, Isabel, Luís Henrique, Mello, Paulo Nadin, Rodrigo, Sílvia,
Solimar, Vera, Viviane, Tatiana) e principalmente à *Rose*, pelo auxílio na tradução do
Abstract e agradável convivência.

SUMÁRIO:

LISTAS.....	01
A-LISTA DE TABELAS.....	03
B-LISTA DE FIGURAS.....	06
C-LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SIGNIFICADOS.....	09
RESUMO.....	11
ABSTRACT.....	13
1-INTRODUÇÃO.....	15
2-REVISÃO DA LITERATURA.....	21
3-PROPOSIÇÃO.....	53
4-METODOLOGIA.....	57
4.1-MATERIAIS.....	58
4.1.1- METAIS, FABRICANTE E COMPOSIÇÃO QUÍMICA.....	58
4.1.2- SOLUÇÃO DE SALIVA ARTIFICIAL, SOLUÇÃO FLUORETADA, E COMPOSIÇÃO QUÍMICA (para 1000 mL).....	59
4.1.3- REVESTIMENTO, FABRICANTE E COMPOSIÇÃO QUÍMICA.....	59
4.2-MÉTODO.....	60
4.2.1-DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	60
4.2.2-CONFEÇÃO DAS AMOSTRAS.....	60
4.2.3-ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FADIGA.....	67
4.2.4-ANÁLISE SOB MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....	69
4.2.5-ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	69
5-RESULTADOS.....	71
6-DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	79
7-CONCLUSÃO.....	89
8-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	93
9-OBRAS CONSULTADAS.....	103
10-GLOSSÁRIO DE TERMOS TÉCNICOS UTILIZADOS.....	107
11-APÊNDICE.....	113

LISTAS:

A-LISTA DE TABELAS:

1.1-	Propriedades físicas do titânio comercialmente puro e ligas para Próteses Parciais Removíveis.....	18
4.1-	Metais, fabricantes e composição química.....	58
4.2-	Solução fluoretada, solução de saliva artificial e composição química (para 1000 mL).....	59
4.3-	Revestimento, fabricante e composição química.....	59
4.4-	Metais, soluções de armazenagem e número de amostras.....	60
4.5-	Ciclos de temperatura, velocidade e tempo de aquecimento.....	62
4.6-	Tempo de revelação, fixação, lavagem e secagem dos filmes.....	65
5.1-	Médias e desvio padrão do número de ciclos até a fratura para o titânio comercialmente puro e para a liga Ti-6Al-4V nos diferentes meios de armazenagem.....	73
5.2-	Médias e desvio padrão do número de ciclos até a fratura para o titânio puro e para a liga Ti-6Al-4V independentemente dos meios de armazenagem.....	75
11.1-	Valores originais do número de ciclos até a fratura para o titânio puro e para a liga Ti-6Al-4V sem a presença das soluções de armazenagem.....	115

11.2-	Valores originais do número de ciclos até a fratura para o titânio puro e para a liga Ti-6Al-4V sob a presença da solução de saliva artificial.....	116
11.3-	Valores originais do número de ciclos até a fratura para o titânio puro e para a liga Ti-6Al-4V sob a presença da solução de saliva artificial fluoretada.....	117
11.4-	Nome dos Fatores.....	118
11.5-	Análise de Variância.....	118
11.6-	Teste de Tukey para médias de material.....	118
11.7-	Teste de Tukey para médias de material dentro de s/influência do fator tratamento.....	118
11.8-	Teste de Tukey para médias de material dentro de saliva do fator tratamento.....	119
11.9-	Teste de Tukey para médias de material dentro de saliva fluoretada do fator tratamento.....	119
11.10-	Teste de Tukey para médias de tratamento.....	119
11.11-	Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de titânio puro do fator material.....	119
11.12-	Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de Ti-6Al-4V do fator material.....	120
11.13-	Nome dos Fatores.....	120
11.14-	Análise de Variância.....	120

11.15-	Teste de Tukey para médias de material.....	121
11.16-	Teste de Tukey para médias de material dentro de s/influência do fator tratamento.....	121
11.17-	Teste de Tukey para médias de material dentro de saliva do fator tratamento.....	121
11.18-	Teste de Tukey para médias de material dentro de saliva fluoretada do fator tratamento.....	121
11.19-	Teste de Tukey para médias de tratamento.....	122
11.20-	Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de titânio puro do fator material.....	122
11.21-	Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de Ti-6Al-4V do fator material.....	122

B- LISTA DE FIGURAS:

4.1-	Matriz metálica bipartida e amostras em cera.....	61
4.2-	(A): Conjunto em cera unida à base do anel inclusor, anel de silicone; e, líquido umectante. (B): Bloco de revestimento (seta) posicionado no forno.....	62
4.3-	(A): Máquina de Fundição Rematitan; (B): Esquema representativo do interior da máquina de fundição, em vista lateral: 1) Entrada de gás; 2) Pastilha de liga; 3) Câmara de Fundição; 4) Tubo de evacuação de gás; 5) Suporte do cadinho; 6) Junta entre câmaras; 7) Câmara inferior; 8) Elevador; 9) Suporte de apoio; 10) Cilindro de suporte; 11) Bloco de revestimento; 12) Abertura entre câmaras; 13) Alavanca para acesso; 14) Cadinho; 15) Eletrodo de Wolfrânio; 16) Porta de acesso.....	64
4.4-	Radiografia das amostras após desinclusão. Seta – vazio interno.....	65
4.5-	(A): Usinagem da amostra com lixa; (B): I - Amostra após jateamento, e, II - amostra após polimento.....	66
4.6-	(A): Amostra posicionada nos dispositivos da máquina universal de ensaios (MTS), pronta para iniciar o ensaio de resistência à fadiga; e (B): Aspecto do ensaio após a fratura da amostra.....	68
4.7-	Dispositivo plástico cilíndrico (seta) adaptado ao mordente inferior.....	69

5.1-	Médias do número de ciclos até a fratura para o titânio comercialmente puro e para a liga Ti-6Al-4V nos diferentes meios de armazenagem.....	74
5.2-	Médias do número de ciclos até a fratura para o titânio puro e o Ti-6Al-4V independente dos meios de armazenagem.....	75
5.3-	Fotomicroscopia por Microscopia Eletrônica de Varredura (M.E.V.) do Titânio Puro. (A): Aspecto lateral de fratura por fadiga (seta), após 18.623 ciclos; (B): Fractografia mostrando as estrias de fadiga (seta), sem as soluções de armazenagem....	76
5.4-	Fotomicroscopia em Microscópio Eletrônico de Varredura (M.E.V.) do Titânio Puro e da liga Ti-6Al-4V. (A): Aspecto acicular fractográfico típico da zona de fadiga, para o titânio puro, após 18.623 ciclos; (B): Fratura alveolar da zona de fratura final da liga Ti-6Al-4V, após 22.347 ciclos.....	77
5.5-	Fractografia da liga Ti-6Al-4V, evidenciando estrias por fadiga (seta), na presença da solução de saliva artificial fluoretada, após 7.280 ciclos; (B): Fractografia da liga Ti-6Al-4V, evidenciando a presença de elementos da solução de saliva artificial fluoretada (seta).....	77

5.6-	Fractografia da liga Ti-6Al-4V na presença de saliva artificial, após 9.649 ciclos. Reação da liga com a solução (seta). (B): Fractografia da liga Ti-6Al-4V na presença de saliva artificial fluoretada, após 5.435 ciclos. Reação da liga com a solução (seta).....	78
5.7-	(A) Fractografia da liga Ti-6Al-4V, sem a presença dos meios de armazenagem e após 23.897 ciclos. 1- Zona de Fadiga; 2- Zona de Fratura Final; (B): 1- Zona de Fadiga; 2 – Zona de Fratura Final; a) Reação da Liga com a Solução Fluoretada, após 5.435 ciclos.....	78
11.1-	1º. Ensaio de flexão da liga Ti-6Al-4V.....	123
11.2-	2º. Ensaio de flexão da liga Ti-6Al-4V.....	123
11.3-	3º. Ensaio de flexão da liga Ti-6Al-4V.....	124
11.4-	1º. Ensaio de flexão para o titânio comercialmente puro.....	124
11.5-	2º. Ensaio de flexão para o titânio comercialmente puro.....	125
11.6-	3º. Ensaio de flexão para o titânio comercialmente puro.....	125
11.7-	Variação esquemática da tensão em função do tempo, em um carregamento cíclico (Ensaio de Fadiga).....	126

C – LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SIGNIFICADOS:

ABREVIATURAS E SIGLAS	SIGNIFICADO
%	por cento;
°	grau;
° C	grau Celcius;
° C/min	grau Celsius por minuto;
±	mais ou menos;
α	alfa;
β	beta;
Au	ouro;
A.D.A.	Associação Dentária Americana;
Ag	prata;
Be	berílio;
C	carbono;
c/	com;
cm	centímetro;
cm ³	centímetro cúbico;
Co	cobalto;
Co.	companhia;
Cr	cromo;
Dr.	doutor;
D.M.S.	Diferença Mínima Significante;
EUA	Estados Unidos da América;
etc	e as demais coisas (abreviatura de “etecetera”);
et al.	e outros (abreviatura de et alii);
F	flúor;
Fe	ferro;
g	grama;
G/cm ³	grama por centímetro cúbico;
Ga	gálio;
g/cm ²	grama por centímetro quadrado;
H	hidrogênio;
Ir	irídio;
kg	kilograma;
kgf	kilograma Força;
Kv	kilovolts;
Ltda.	limitada;
M	molar;
mA	miliamper;
min	minuto;
mL	mililitro;

mm	Milímetro;
mm/min	Milímetro por minuto;
mM	milimolar;
M.E.V.	microscópio eletrônico de varredura;
Mo	molibdênio;
MPa	mega pascal;
mV	milivolts;
n°	número;
Na	sódio;
N	nitrogênio;
Nb	nióbio;
NBR	Norma Brasileira
Ni	níquel;
nm	nanometro;
Num.	número;
O	oxigênio;
Os	ósmio;
Pd	paládio;
ppm	parte por milhão;
PPR	prótese parcial removível;
Prof.	professor;
Pt	platina;
P<0,05	probabilidade menor que 5 por cento;
P>0,05	probabilidade maior que 5 por cento;
Repet.	repetição;
Rh	ródio;
RMF	restauração metálica fundida;
Ru	rutênio;
r.p.m.	rotação por minuto;
S/	sem;
Ta	tântalo;
Trat.	tratamento;
Ti2	titânio grau 2;
Ti-6Al-4V	liga de titânio, alumínio e vanádio;
µm	micrometro;
VHN	dureza vickers e
Zn	zinco.

RESUMO:

RESISTÊNCIA À FADIGA DO TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO E DA LIGA Ti-6Al-4V EM DIFERENTES MEIOS DE ARMAZENAGEM. ZAVANELLI, R.A.; HENRIQUES, G.E.P – FOP-UNICAMP. A fadiga é responsável por 90% das falhas de infra-estruturas metálicas em serviço. Esse fenômeno está intimamente relacionado às alterações superficiais e ocorre devido à aplicação de esforços cíclicos. As PPRs sofrem fadiga devido às constantes inserções e remoções e durante o próprio ato mastigatório. Devido a propriedades como biocompatibilidade e resistência mecânica, tem-se introduzido o uso do titânio e suas ligas na confecção de coroas e próteses, sendo consideradas susceptíveis de alterações superficiais devido ao uso de soluções fluoretadas. O propósito deste estudo foi avaliar, comparar e analisar a vida em fadiga do titânio comercialmente puro e da liga Ti-6Al-4V em diferentes meios de armazenagem (sem a presença de meios; em saliva artificial; e, em saliva artificial fluoretada). Foram confeccionadas trinta amostras para cada um dos materiais, com geometria semelhante a um halteres e 2,3 mm de diâmetro na porção central, obtidas por fundição odontológica, em máquina de fundição Rematitan (Rematitan – Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG– Pforzheim – Alemanha). O ensaio de resistência à fadiga foi conduzido numa máquina de ensaios universal (MTS - Materials Testing System , Test Star II), com carga 30% abaixo e calculada a partir do limite de escoamento a 0,2% de deformação. Após a fratura, o número de ciclos foi registrado e a superfície de fratura analisada sob microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.). Os resultados indicaram que a liga Ti-6Al-4V obteve 21,269.50 ciclos, contra 19,157.60 ciclos para o Ti c.p., e na presença das soluções esse número diminuiu drasticamente, sugerindo provável reação dos meios com os metais. Com base nos resultados obtidos, verificamos que: A liga Ti-6Al-4V obteve os maiores valores médios de resistência à fadiga, porém sem diferença estatisticamente significativa em relação ao titânio puro, independente da presença dos meios de armazenagem; A presença das soluções de armazenagem diminuiu a resistência à fadiga para ambos materiais, com diferença estatisticamente significativa em relação às amostras ensaiadas sem a presença dos meios; A solução de saliva artificial fluoretada pareceu mais agressiva, entretanto, não houve diferença estatística em relação à solução de saliva artificial.

Palavras Chave: Prótese Dentária Parcial Removível; Metais - Fadiga; Ligas; Titânio; Fluoretos.

ABSTRACT

ABSTRACT:

FATIGUE STRENGTH OF COMMERCIALLY PURE TITANIUM AND Ti-6Al-4V ALLOY IN DIFFERENT STORAGE MEDIA. ZAVANELLI, R. A.;

HENRIQUES, G.E.P. The fatigue is responsible for 90% of metallic component failures during service. This phenomenon is closely related to superficial alteration and it occurs during cyclic stress application. Removable partial dentures (RPDs) are affected by fatigue due to cyclic mechanism of the masticatory system and the frequent insertion and removal. Because of unique and favorable properties, titanium and its alloys have been used in manufacturing crowns and bridges. However, it has been shown that preventive agents with fluoride probably affect titanium alloy surfaces. The aim of this study was to evaluate compare and analyse the fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy in different media (without media, artificial saliva and fluoride artificial saliva). For each alloy, thirty dumb-bell rods 2.3 mm in diameter were cast in Rematitan-System (Rematitan-Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG-Germany). The fatigue strength test was carried out with an universal testing machine (MTS- Materials Testing System – Test Star II), using a load 30 % lower than the calculated yield strength at a 0.2% offset. After failure, the number of cycles were recorded and the fracture surfaces were examined with a scanning electron microscope (S.E.M.). The mean values indicated that Ti-6Al-4V alloy achieved 21,269.50 cycles against 19,157.60 cycles for the c.p. titanium, and, when the solutions were present, the number of cycles was drastically reduced, probably due to pits caused by superficial reactions, as showed in S.E.M. analyses. It was observed that: Ti-6Al-4V alloy had the highest mean values of fatigue strength, however, there were no significant differences as regards c.p. titanium, free-standing the presence or absence of media; the solutions reduced the fatigue strength for both alloys, with statistically significant differences to specimens tested without the solutions; the fluoride solution was the most harmful agent, but there were no significant differences between fluoride solution and artificial saliva.

Key Words: Removable Partial Denture; Metals - Fatigue; Alloys; Titanium; Fluorides.

1 - INTRODUÇÃO

1- INTRODUÇÃO:

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 realizou-se às custas de experiências empíricas e erros, podendo-se afirmar que somente a partir de fins do século XVIII a tecnologia tornou-se uma ciência aplicada (FERREIRA et al.¹⁵, 1998).

A introdução do processo de cera perdida e inclusão em revestimento por TAGGART³⁶ em 1907, tornou possível a confecção de restaurações fundidas em ouro. Essa técnica constituiu-se em sucesso imediato e logo foram feitas restaurações complexas, como as coroas, próteses parciais fixas e aparelhos removíveis (TAGGART³⁶, 1907; PHILLIPS³¹, 1993). Entretanto, o preço elevado deste elemento propiciou o desenvolvimento de ligas alternativas compostas de metais básicos, almejando as propriedades das ligas áureas e as técnicas de manufatura até então desenvolvidas.

As ligas de metais básicos para próteses parciais removíveis foram introduzidas na Odontologia na década de 1930. Desde aquela época, tanto o Ni-Cr como o Co-Cr tornaram-se formulações crescentemente populares, ao estabelecerem uma comparação com as ligas convencionais de ouro do tipo IV. As vantagens das ligas de metais básicos são: peso leve, alta resistência e baixo custo (KELLY & ROSE²⁵, 1983; CANAY & ÖKTEMER⁷, 1992; PHILLIPS³¹, 1993).

Assim, para tentar reduzir a temperatura de fusão, melhorar as propriedades de fundição, refinar as estruturas de grão e possivelmente, participar do mecanismo de união com a porcelana, pequenas quantidades de elementos como o berílio são adicionadas ao sistema Co-Cr e Ni-Cr. Entretanto, é sabido que o berílio é potencialmente tóxico em condições não controladas. Adicionalmente, o níquel também é reconhecido pelo potencial carcinogênico e como agente sensibilizante. A sensibilidade ao níquel varia de 9 a 31,9% para as mulheres e 0,8 a 20,7% para os homens. Assim, é prudente contra-indicar seu uso em pacientes sensíveis

(DAUMAU-BLANCO ¹², 1982; KELLY & ROSE ²⁵, 1983; JONES ²³, 1986; WANG & FENTON ⁴³, 1996; WILTSHIRE ⁴⁵, 1996; PHILLIPS ³¹, 1993).

As ligas de metais básicos são mais duras, difíceis de cortar, de usinar e acabar. Em relação ao processo de acabamento, é necessário a utilização de dispositivos duros, em alta velocidade, para que se consiga cortar, alisar e polir tais ligas. Entretanto, outros metais como o titânio e suas ligas são mais moles e dúcteis, portanto passíveis de corte e polimento mais fácil (PHILLIPS ³¹, 1993; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN ²⁷, 1993) (Tabela 1.1).

Dentre as várias ligas de titânio usadas, o sistema Ti-6Al-4V devido ao alto desempenho e resistência, é o mais amplamente utilizado (PARR et al. ³⁰, 1985; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN ²⁷, 1993; SYVERUD et al. ³⁵, 1995; WANG & FENTON ⁴³, 1996; CRAIG et al. ¹⁰, 1997; FERREIRA, et al. ¹⁵, 1998).

**TABELA 1.1- PROPRIEDADES FÍSICAS DO TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO E LIGAS PARA
PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS***

Ligas	Forma de corte	Resistência máxima à tração (MPa)	Límite de escoamento (MPa)	% de Alongamento	Peso específico (g/cm ³)	Dureza	Temperatura de fusão (°C)
Ti-99,5%	Arco voltaico/ Centrífuga	735	-	18	4,5	215	1720
Ti-99,5%	Arco voltaico/ vácuo	415	336	7,9	4,5	191	1700
Ti-99,5%	Arco voltaico/ Centrífuga	540	383	7,9	4,5	236	1700
Co-Cr	Indução/ Centrífuga	640	495	1,5	8,3	380	1450
Ni-Cr	Indução/ Centrífuga	800	690	1,7	7,5	340	1275
Au tipo IV	Maçarico gás- ar/ centrífuga	770	495	6	19,2	235	950

*adaptado de BLACKMAN et al. ⁵, 1991.

Desde a década de 1950, o titânio e suas ligas metálicas são utilizados pela indústria aeroespacial tendo sido descrito como um “metal maravilhoso” devido

à combinação de propriedades como alta resistência mecânica e baixo peso específico, propiciando excelente relação resistência/peso (Tabela 1.1) (KASEMO²⁶, 1983; PARR et al.³⁰, 1985; TAIRA et al.³⁷, 1989; BLACKMAN et al.⁵, 1991; LUCAS & LEMONS²⁸, 1992; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN²⁷, 1993; WAKABAYASHI & AI⁴¹, 1997; CRAIG et al.¹⁰, 1997; FERREIRA et al.¹⁵, 1998).

Na Odontologia, o titânio tornou-se o elemento de escolha na fabricação de implantes aloplásticos substitutos a dentes ausentes, haja vista sua baixa condutividade térmica, baixo custo e excelente biocompatibilidade em tecidos duros e moles. Esta biocompatibilidade deve-se à formação de uma camada passivadora à base de óxido de titânio, praticamente inerte ao ataque eletroquímico, muito bem aderida ao metal de origem e que permite o íntimo contato de biomoléculas (PARR et al.³⁰, 1985; BERGMAN³, 1990; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN²⁷, 1993; JAARDA²¹, 1995; WANG & FENTON⁴³, 1996; CRAIG et al.¹⁰, 1997;).

O uso do titânio para a confecção de próteses parciais removíveis tem sido desenvolvido e sugerido desde a década de 1980 (IDA et al.²⁰, 1980; BERG², 1997; BRIDGEMAN et al.⁶, 1997). Sua utilização foi reforçada por BLACKMAN et al.⁵, em 1991, que relataram que infra-estruturas de aparelhos removíveis obtidas em titânio apresentavam alterações dimensionais nos planos horizontal e vertical, com contração máxima de 2,6 e expansão máxima de 1,8%, valores similares às alterações encontradas em infra-estruturas convencionais no sistema Co-Cr.

Autores relatam que 90% das falhas mecânicas de estruturas metálicas em serviço ocorrem por fadiga, cujo processo está intimamente relacionado às características superficiais, sendo que nesse processo, a presença de descontinuidades geométricas e irregularidades tendem a agir como nucleadores de iniciação das trincas (SOUZA³⁴, 1974; DIETER¹⁴, 1981). Fadiga é uma alteração na estrutura do material devido à aplicação 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. Assim, todos os dispositivos odontológicos estão sujeitos ao fenômeno da fadiga, pois o próprio processo de mastigação é cíclico (**CRAIG et al.** ¹⁰, 1997; **FERREIRA et al.** ¹⁵, 1998).

Apesar de resistentes à corrosão em condições estáticas devido a esta camada superficial de óxidos, o titânio e suas ligas podem estar sujeitos a ataques superficiais localizados propiciados por determinados agentes, possibilitando a instabilidade desta camada passivadora e causando o aparecimento de fendas, principalmente em situações de tensões ou sobrecarga (**PARR et al.** ³⁰, 1985; **HAMANAKA et al.** ¹⁶, 1989; **COHEN & BURDARION** ⁹, 1992; **WIIG et al.** ⁴⁴, 1993; **KÖNÖNEN et al.** ²⁶, 1995; **JOHANSSON & BERGMAN** ²², 1995; **TOUMELIN-CHEMLA et al.** ³⁸, 1996; **WANG & FENTON** ⁴³, 1996; **FERREIRA et al.** ¹⁵, 1998).

O uso de soluções fluoretadas em concentrações contendo mais de 20 ppm de íons fluoretos, é tido como modificador da atividade eletroquímica da superfície do titânio propiciando o início de trincas e fendas, devendo em muitos casos, ser contra-indicado (**SIIRILÄ & KÖNÖNEN** ³³, 1991; **PRÖBSTER et al.** ³², 1992; **KÖNÖNEN et al.** ²⁶, 1995). Situações clínicas, com a concentração próxima de 1.000 ppm de íons fluoretos e pH entre 7 e 8 são comumente atingidas em técnicas de escovação.

Sendo o titânio e suas ligas materiais recentemente introduzidos na confecção de estruturas protéticas, como as próteses parciais removíveis, cuja longevidade em serviço está relacionada com o fenômeno de fadiga (**MORRIS et al.** ²⁹, 1976), além da ausência de uma avaliação da vida de uma estrutura em titânio associada à ação superficial da saliva e de agentes profiláticos, foi propósito desse estudo avaliar, comparar e analisar a resistência à fadiga do titânio comercialmente puro e da liga Ti-6Al-4V em diferentes meios de armazenagem.

2 – REVISÃO DA LITERATURA

2 - REVISÃO DA LITERATURA:

TAGGART³⁶ em 1907, apresentou um método revolucionário para a confecção de restaurações metálicas fundidas (R.M.F.) em Au. O autor confeccionava um padrão em cera que era provado e ajustado diretamente na boca do paciente. Esse padrão era eliminado por calor e o Au era fundido com uma chama de óxido nitroso. Ressaltou as vantagens do novo método, como a diminuição do tempo e confecção de peças complexas.

Foi relatado por **SOUZA**³⁴, 1974, que um material não se rompia com uma carga menor do a carga máxima atingida, quando submetido a esforços estáticos. Porém, quando eram 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 romperia-se 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. Mostrou os três possíveis ciclos de tensões para o ensaio de fadiga, que eram do tipo regular, isto é, repetitivos ou alternados e com todas as características constantes. Um ciclo de tensão era a menor parte da função tensão/tempo, sendo periódica e identicamente repetida. O número de ciclos de tensões suportado pelo corpo de prova até a fratura era designado por N. Ressaltou que uma superfície mal acabada poderia conter irregularidades que, como se fossem entalhes, aumentavam a concentração de tensões, resultando em tensões residuais que tendiam a diminuir a resistência à fadiga do material. Esta dependência era causada pelo fato de que praticamente todas as rupturas por fadiga começavam na superfície do metal. Enfatizou que a velocidade de ensaio era praticamente

desprezível e que o meio exercia uma ação significativa, sendo que uma ação corrosiva superposta à tensão cíclica ocasionava 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, menor que o necessário para rompê-lo seguido por menor tensão, ainda superior ao limite de fadiga) causava redução da vida em fadiga, enquanto que a subtensão (ensaio a uma tensão abaixo do limite de fadiga durante longo período de ciclos seguido por elevação de tensão, maior que este limite) conduzia ao aumento do número de ciclos até a fratura, fenômeno provavelmente causado pelo encruamento localizado nos locais 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 era sempre acompanhada de deformação plástica localizada principalmente em cantos vivos, entalhes, inclusões, vazios pré existentes, pites de corrosão e contornos de grãos. Uma vez iniciada a trinca, ela se propagava macroscopicamente e de maneira descontínua em um plano situado em ângulo reto com o plano das tensões principais atuantes no corpo de prova.

As regiões de máxima concentração de estresse foram investigadas em modelos de braço de grampos afilados e não afilados em 1976 por **MORRIS et al.**²⁹. Os autores compararam essa região de máxima concentração de estresse com as áreas de freqüente quebra de grampo. 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 15 mm a partir da extremidade e a espessura dos grampos era determinada através de um microscópio mensurador. Essas medidas eram 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 eram usados para calcular o estresse e sua distribuição: 1-método fotoelástico; 2-teoria

unidimensional da elasticidade; e 3-método do elemento finito bidimensional. 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 estão apenas em função do desenho, mas também de outras variáveis, tais como porosidades, irregularidades superficiais, inclusões e fadiga.

IDA et al.²⁰, em 1980, investigaram as propriedades do Ti 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 puro e suas ligas tornou-se exequível. O Ti puro e outras ligas, incluindo o Ni, Co, Cr ou alumínio como composições binárias ou ternárias foram preparadas e fundidas. Propriedades como temperatura de fusão, resistência mecânica, dureza, fusibilidade e manchamento foram investigadas. Coroas e pontes de Ti, que nunca haviam sido usadas no âmbito odontológico foram passíveis de inclusão e fundição. A fusibilidade e as propriedades mecânicas do Ti foram tão boas quanto a das ligas de Co-Cr e Ni-Cr. Algumas ligas de Ti também mostraram propriedades suficientes para a utilização como ligas odontológicas.

Em 1981, DIETER¹⁴ discorreu sobre a fadiga dos metais afirmando que um metal submetido a 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, em virtude de serem observadas geralmente após um período considerável de serviço. 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 nossa compreensão das

razões que levaram à ocorrência da fadiga. Relatou que o fenômeno de 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 que a fadiga era responsável por pelo menos 90% das falhas de serviço relativas a causas mecânicas. Uma falha por fadiga era particularmente insidiosa uma vez que ocorria sem que houvesse qualquer aviso óbvio. A fadiga dava origem a uma fratura de aparência frágil, sem a existência de deformação macroscópica na fratura. 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 são três os fatores necessários para causar falha por fadiga: uma tensão de tração máxima suficientemente alta; uma variação ou flutuação na tensão aplicada suficientemente grande e um número de ciclos de aplicação da tensão suficientemente grande. Além destas, existiam outras diversas 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 era 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 era 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 em banda de deslizamento, relativo ao aprofundamento da trinca inicial nos planos de alta tensão cizalhante (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 buraco, diminui 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 advir também de rugosidades superficiais ou de concentradores metalúrgicos como poros, inclusões e superaquecimento local. Afirmou que a ação simultânea de tensões cíclicas e ataque químico era conhecida como fadiga-corrosão e esse ataque causaria o aparecimento de "pits" que atuariam como entalhes e reduziriam a resistência à fadiga. Quando a 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 um corpo de prova era ensaiado por um certo número de ciclos, inferior à fratura, porém de tensão acima do limite de fadiga e posteriormente ensaiados 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 subdimensionamento, 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.

DALMAU-BLANCO¹², em 1982, relatou que o Ni é um dos metais que mais causava dermatite alérgica de contato, principalmente nas mulheres, fato relacionado ao modo e padrão de corrosão, os quais produzem reação inflamatória nos tecidos. Afirmou que era responsabilidade do clínico 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.

Em 1983, **KASEMO**²⁴ identificou e discutiu resumidamente as propriedades de superfície dos implantes com relação ao seu preparo, composição química e cristalográfica, adesão e processo químico na interface tecido biológico - face inorgânica. Descreveu também um método experimental que podia ser usado para caracterizar a interface. Com relação ao preparo do implante, quando o material virgem era torneado, esse entrava em contato com a atmosfera, resultando na formação extremamente rápida de um óxido. A espessura, composição e microestrutura da camada desse óxido dependia de vários fatores, incluindo a pressão e velocidade de torneamento. O passo seguinte consistia de limpeza ultrassônica e autoclavagem. As propriedades químicas eram determinadas pela camada de óxido e não pelo metal em si. Devido ao crescimento de óxidos na superfície por meio do transporte de átomos de oxigênio para o interior e ou exterior do metal, haveria algum gradiente de concentração para o oxigênio e o Ti. O Ti formava vários óxidos estáveis tais como o TiO, TiO₂ e Ti₂O₃, sendo que o TiO₂ era o mais comum. Em resumo, uma superfície metálica oxidada de um implante oferecia um amplo campo de força de união e força química. Assim, segundo o autor, os fatores que contribuíam para o sucesso do implante resultavam do Ti puro como um material de implante combinado com a inércia, constância química e algumas outras propriedades bioquímicas específicas desses óxidos.

KELLY & ROSE²⁵, em 1983, realizaram uma revisão da literatura considerando cinco tópicos: constituintes, propriedades físicas, biocompatibilidade, adesão à porcelana e aspectos de corrosão. Constataram que as ligas não-preciosas podiam ser fundidas com acuidade 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 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, **DE FIORI**¹³ afirmou que as próteses parciais removíveis, que constituíam-se de uma estrutura metálica, com grampos de retenção posicionados em áreas retentivas, grampos de oposição e estrutura acrílica, sofriam constante deflexão durante sua inserção e remoção, assim como durante a própria dinâmica mastigatória, sendo particularmente afetadas pelo fenômeno de fadiga.

PARR et al.³⁰, em 1985, levaram à tona os aspectos importantes do Ti e suas ligas. Relataram propriedades singulares como força, resistência à fratura, biocompatibilidade e resistência à corrosão. Relataram ainda que o Ti estava-se presente de forma abundante na crosta terrestre, e que a maior parte do metal extraído era convertido em pigmento para tinta, sendo apenas cerca de 5 a 10%, 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 e o alumínio produziam uma solução sólida verdadeira. O vanádio estabilizava a fase beta, e o alumínio 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 na superfície. Segundo os autores, corrosão localizada e irregularidades superficiais podiam levar à quebra do filme óxido protetor.

Em 1986, JONES et al.²³, relataram que as mulheres apresentavam uma maior incidência de dermatite de contato relacionada ao Ni (31,9%), provavelmente devido à sensibilização ao Ni contido nas jóias. Advogaram que a potencial resposta alérgica podia ser evitada através da utilização de outros metais.

YOUNG et al.⁴⁶, em 1987, avaliaram o efeito de três diferentes desenhos de condutos de alimentação sobre a fundibilidade relativa de três ligas usualmente utilizadas na confecção de restaurações metalocerâmicas: Ag-Pd, Ni-Cr e Au-Pd. Os autores demonstraram que a fundibilidade da liga, que era a habilidade para reproduzir os detalhes do padrão de cera, era 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 0,3 mm de diâmetro como padrão. Foram confeccionados quinze desenhos de condutos seguindo o modelo de Runner (Um conduto primário 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 Rousseau (Uma barra principal angulada em 70°, com 2 condutos unidos à malha). Os padrões eram incluídos em revestimento fosfatado e fundidos. Após a fundição, os blocos eram desincluídos e jateados com óxido de alumínio (50 µm) para remover os resíduos. O número total de quadrados fundidos eram verificados, contados e registrados. Com qualquer uma das três ligas usadas, o desenho segundo o modelo de Rousseau teve o melhor desempenho. Afirmaram que a formação de ângulos vivos devia ser evitada em qualquer tipo de desenho.

BESSING et al.⁴, 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; CaCl₂·2H₂O-0,221g (1,5mM); NaH₂PO₄-0,124g (0,9mM); Na₂S-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.

TAIRA et al.³⁷, em 1989, investigaram as propriedades mecânicas, estrutura metalúrgica e resistência à corrosão do Ti fundido e de ligas selecionadas para avaliar sua utilidade. Hastes de 12,7 mm de Ti puro e hastes de 6,35 mm da liga Ti-6Al-4V foram obtidos (Kobe). Essas hastes eram cortadas em várias peças de 10mm de comprimento e fundidas numa atmosfera de argônio num formato de lingote. Os lingotes de outras ligas selecionadas, tais como Ti-15V, Ti-20Cu, e Ti-30Pd foram preparados de maneira similar com a fundição de quantidades iguais de Ti puro e outros elementos metálicos juntos. Uma máquina de fundição "Castamatic" (Iwatani) foi usada para preparar os lingotes de Ti e suas ligas. Esse processo envolveu o derretimento em gás argônio sob um cadinho de cobre, pressurizado entre duas câmaras. O processo de fundição era automático e ficava pronto entre 2 a 3 minutos. Foi conduzida uma radiografia das superfícies polidas. Os espécimes após procedimento de polimento foram ensaiados numa máquina de ensaios universal (Instron) numa velocidade de 0,635 mm/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 eram cortados na metade, montados em moldes acrílicos e polidos para análise da microdureza Vickers. 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 era mensurado após trinta minutos. Observaram que as ligas de Ti puro tinham propriedades mecânicas similares às ligas de Au do tipo IV. O baixo módulo de

elasticidade provinha suficiente força retentiva requerida pelos grampos de próteses parciais removíveis ou uso ortodôntico. Os resultados sugeriram que as ligas de Ti apresentavam características promissoras para uso odontológico.

CURY¹¹ 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 de 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.**¹⁶, se propuseram a desenvolver uma nova máquina de fundição para o Ti e ligas de Ni-Ti, examinando 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 eram baseados numa máquina prévia de fundição, (Castmatic), 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 fusibilidade de Ti puro 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.

BERGMAN³ 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 comercialmente puro, 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 por 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 que eram redutoras por natureza, ambientes com alto poder oxidante e a presença de íons fluoretos diminuíam a qualidade protetora da película de óxido e o fenômeno corrosivo podia ocorrer. Assim, o Ti apresentava uma resistência à corrosão dependente da estabilidade e poder de reparação da camada de óxido na superfície e que a presença de íons fluoretos reduzia esta natureza protetora. Ressaltou que apenas os agentes profiláticos com fluoretos ácidos afetavam a superfície do Ti e não as soluções de fluoretos de sódio neutro.

BLACKMAN et al. ⁵, 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 estrutura 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** ³³ estudaram o efeito dos fluoretos tópicos aplicados oralmente sobre pilares de conexão, através do controle

da 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°C . Após isso, 24 espécimes foram utilizados para ensaios de imersão e 12 para testes de escovação. Foram utilizadas: 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 e em microscópio eletrônico de varredura. 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.³², 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 $30 \times 5 \times 2$ mm, e após o jateamento, cerca de 0,5 mm da superfície era removida com brocas de tungstênio para assegurar a completa remoção da camada alfa. Os agentes profiláticos usados foram: três géis fluoretados neutros (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, bem como, foi analisada a rugosidade superficial, além de análises em microscópio eletrônico de varredura. 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** ⁹ determinaram quantitativamente, a ionização cinética do Ti em vários meios eletrolíticos, incluindo géis dentais comerciais contendo fluoretos. O dispositivo experimental consistia de uma análise voltamétrica computadorizada, cujo método era baseado na rotação de um eletrodo em forma de disco. Isso permitia uma avaliação do comportamento corrosivo do Ti puro (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 em solução fisiológica; por outro lado, foi evidenciado que os géis dentais contendo fluoretos, que constituem-se de preparados ácidos, eram significativamente prejudiciais com relação ao processo de corrosão do Ti. Além disso, a degradação da camada de TiO₂ induzida pelo gel dental (Fluorgel) podia até inibir o processo de osseointegração.

LUCAS & LEMONS ²⁸, 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 (ligas nobres/semi nobres e não nobres) em várias formas de biodegradação, com ênfase à corrosão. A resistência à corrosão das ligas nobres e semi nobres, que continham Au, Ag, Cu, Pt, Pd e Zn, devia-se à alta estabilidade termodinâmica. Já as ligas não nobres, compostas por Ni, Co, Cu, Fe e Ti, não eram 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 & ÖKTEMER⁷ 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 eram fundidas em forma de discos com 5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura e um contato elétrico era estabelecido. O potencial de corrosão era determinado pelo registro nos espécimes em intervalos de 5 minutos. Cinco espécimes de cada liga eram analisados por método eletroquímico. 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 devido ao baixo custo estavam bem indicadas para as restaurações dentárias.

PHILLIPS³¹ 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, Rh, Ru, Ir, e o Os 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/cm³ (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 10⁻⁶/ °C como coeficiente de expansão térmica; e tinham módulo de elasticidade ou módulo de Young: 71.000, 112.400, 80.000 e 147.000 MPa 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 por TAGGART em 1907, a técnica tornou-se um sucesso imediato e desde então outras ligas como o Ni-

Cr e o Co-Cr, introduzidas na década de 1930 para próteses removíveis, tornaram-se formulações crescentemente populares, sendo comparadas com as ligas de Au do tipo IV. A vantagem óbvia dessas ligas era que estas eram leves em peso, apresentavam resistência e custo reduzido. A ductilidade relativamente baixa dessas ligas era um dos fatores mais deficientes, pois sendo ligas duras, eram difíceis de cortar, de usinar e de acabar. O limite de escoamento do Co-Cr era de 710 e 690 MPa para o Ni-Cr e 493 MPa para o Au tipo IV. O módulo de elasticidade era 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 n.º 5 e 14 da A.D.A.. Essas ligas eram mais moles e dúcteis e, portanto, mais fáceis de cortar e polir.

WIIG et al.⁴⁴, 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, com microscopia eletrônica de varredura, potencial do eletrodo e resistência à polarização eletroquímica. 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.¹⁸, 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 era preenchida com argônio, enquanto na inferior criava-se um vácuo de 1,33 MPa. Alcançado o ponto de fusão, o Ti fluía através de um portal no cadinho forçado pela pressão do argônio. O padrão era constituído por três pônticos pré fabricados. Os modelos refratários eram 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 0,006 MPa.; no grupo B, cinco escapes foram usados e a pressão foi de 0,053 MPa; no grupo C nenhum escape foi usado e a pressão foi de 0,006 MPa; 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 0,006 MPa. Uma determinação qualitativa foi feita através de uma inspeção visual. Já as porosidades foram verificadas em aparelho de raio-X. Observaram que os moldes sem orifícios de escape produziram as fundições mais perfeitas. A precisão das fundições realizadas sob uma pressão de 0,006 MPa foi significativamente maior do que com 0,053 MPa. No entanto, a despeito da presença ou ausência de saídas de escape, todos os moldes foram preenchidos completamente.

WANG & BOYLE⁴², em 1993, descrevem um método simples para a inspeção de porosidades em artefatos protéticos de Ti. Afirmaram que a aplicação do Ti e suas ligas em implantes e próteses tinha aumentado drasticamente devido 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 ($4,2 \text{ gm/cm}^3$) em comparação com as ligas de Co-Cr ($8,9 \text{ gm/cm}^3$) e Au ($19,3 \text{ gm/cm}^3$). A baixa densidade das ligas de Ti permitia que uma radiografia de rotina passasse através das coroas e das

estruturas parciais removíveis 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 1,2 mm era requerida para um grampo ou conector maior. Assim, o tamanho, a forma e a localização de porosidades internas indetectáveis das estruturas metálicas 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 raio-X a 90kV, 25mA com tempo de exposição de 0,30 segundos; 4-manutenção do cone a uma distância de 10 cm da estrutura; 5-exposição do filme e processamento da radiografia de forma usual.

Em 1993, **LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN** ²⁷ 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 eram necessárias para aperfeiçoar as técnicas de união Ti-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 elementário, mas na forma de TiO_2 (rutile) ou $FeTiO_3$ (ilmenite). As propriedades como peso leve, baixa densidade ($4,5g/cm^3$), módulo de elasticidade comparável ao do Au, combinado com alta resistência, fazia do Ti e suas ligas um dos materiais com as maiores proporções resistência/peso, perdendo apenas para a fibra de vidro e outros polímeros altamente reforçados. O Ti passava por uma transformação da fase α (hexagonal) para fase β (estrutura cristalina cúbica de corpo centrado) a $883^\circ C$, e permanecia nessa forma cristalográfica até a fusão a $1672^\circ C$. Podia ser fundido com uma ampla variedade de

elementos para alterar suas propriedades e melhorar o desempenho em altas temperaturas, aperfeiçoar a resistência, solda, e acabamento. Elementos como Al, Ga, Sn, mais elementos intersticiais como C, O, e N, tanto sozinhos como em conjunto podiam estabilizar a fase α , resultando em bom desempenho em altas temperaturas. Elementos como V, Nb, Ta, e Mo estabilizavam a fase β , 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 α e β . Afirmaram que era um metal com baixa condutividade térmica (0,16 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.¹⁹, 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 0,03 mm. Já os grampos de Co-Cr foram fundidos para uma área retentiva de 0,01 mm, já que 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 10 mm/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 esperado, a força retentiva dos grampos de Ti ($1,56 \pm 0,28$ N) foi significativamente maior do que os valores para os grampos de Co-Cr ($0,48 \pm 0,18$ 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** ²² 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 4 mm de diâmetro foram confeccionados e armazenados por 1 semana a 37°C. Amostras cilíndricas com um diâmetro de 4 e 9 mm foram confeccionadas em Ti comercialmente puro 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 epoxi dual (Araldit). Dois eletrólitos foram usados, ambos contendo 0,15M (0,9% de NaCl) e foi adicionado NaF a um dos eletrólitos. Após cinco minutos era registrado a corrente com um medidor de pH. Depois, o eletrodo era conectado a um amperímetro e a corrente era 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 e evidenciou 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. ²⁶, em 1995, observaram microscopicamente o comportamento do Ti comercialmente puro em soluções tópicas 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 0,2 mm 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 primeiramente 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. Consequentemente, 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 & KOKKONEN³⁹ 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 comercialmente puro, 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 liqüefeitas 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 0,5 mm de deformação permanente. O ensaio usava uma deflexão constante de 0,6 mm em intervalos de 300 milisegundos e o número de ciclos requeridos para fraturar o grampo era registrado automaticamente. Realizaram análise em microscópio eletrônico de varredura nos locais de fratura. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes para os diferentes metais, os quais 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, 3.600 deflexões 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 puro ocorressem em menor número, a resistência à fadiga era menor do que com a liga Ti-6Al-4V.

SYVERRUD et al. ³⁵, 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-Al₂O₃ 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 as microestruturas eram analisadas em microscópio eletrônico de varredura. A estrutura final foi satisfatória, sendo que as margens das ligas apresentaram-se mais grosseiras e incompletas do que as de Ti puro. A presença de poros internos foi rara para o Ti puro em relação à liga de Ti-6Al-4V.

Em 1995, **JAARDA** ²¹, discorrendo sobre preparo de superfície do implante, relatou que a formação de óxidos de Ti era um fator significativo na osseointegração. Essa camada era considerada parte integrante do implante, sendo que sua espessura e composição, podiam ter efeitos profundos no processo de osseointegração. A camada de óxido mais comum era TiO₂, sendo que TiO e TiO₃ também eram encontrados na superfície dos implantes. A exposição da superfície do Ti ao ar resultava na formação dessa camada de óxidos inicial com aproximadamente 1,0 η m. Espessuras variadas já haviam sido encontradas (3 a 20 η m) mas, a espessura ideal ainda era desconhecida.

AFZALI et al. ¹, 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 10 mm de comprimento para o Ni-Cr, dez com 15 mm de comprimento para o Ti e Co-Cr. Uma máquina de ensaios universal (Instron) foi usada para flexionar os grampos a 0,25 e 0,50 mm. A carga em quilograma-força e a deformação do grampo eram registrados. Médias e desvio padrão foram calculados

e uma análise de variância foi aplicada para determinar as diferenças. A força (em kgf) requerida para produzir a primeira deformação do grampo a 0,25 mm foi: 410 ± 17 (15mm em Ti), 800 ± 109 (15mm em Co-Cr), 1172 ± 85 (10mm em Ni-Cr), 1273 ± 64 (10mm em Ti), e 1700 ± 246 (10mm em Co-Cr). Para produzir uma deflexão de 0,50 mm, as forças requeridas foram: 801 ± 36 (15mm - Ti), 1500 ± 166 (15mm - Co-Cr), 2100 ± 148 (10mm - Ni-Cr), 2330 ± 87 (10mm - Ti) e 2800 ± 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.

Em 1996, **BERG**² analisou a opinião dos dentistas a respeito do comportamento clínico e alguns outros aspectos associados com o uso de restaurações protéticas confeccionadas à base de Ti. Desde 1988 até 1995, mais de 10.000 unidades de coroas e próteses 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 (Ohara). 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.³⁸, 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 $\text{CaCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$, 0,2g NaHCO_3 , 1000ml água destilada, com pH 7); gel odontológico fluoretado (Fluogel - 0,553g NaF, 1,126g NH_4F , 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_4F e pH 6,75); solução de Ringer não fluoretada, com adição de ácido láctico, para obter um pH igual a 4; solução fluoretada de Ringer acidificada pelo ácido láctico (pH 5,5). O formato das amostras de Ti foi definido pelo método de análise voltamétrico. A corrente de corrosão (I_{cor}) foi mensurada pela determinação da resistência linear de polarização (R_p). Foi evidenciado a excelente resistência do Ti em soluções fisiológicas e confirmada a ação significativamente nociva dos géis dentários contendo fluoretos em meio ácido, com relação ao processo corrosivo do Ti. Assim, os autores chamaram atenção quanto ao uso dos géis profiláticos com pH ácido.

Em 1996, VALLITTU & LUOTIO⁴⁰ 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, 0,012N₂, 0,12%O₂ e H₂< 20ppm. 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 um microscópio eletrônico de varredura. A dureza Vickers 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 ⁴³ em 1996, realizaram uma revisão da literatura sobre as aplicações do Ti em aparelhos protéticos. Os autores relataram uma perspectiva histórica do Ti, afirmando uma abundante presença na crosta terrestre e descrevendo o grande interesse da indústria naval e aeroespacial dado pela excelente resistência e baixo peso. Relataram as propriedades físicas e mecânicas, afirmando que essas podiam variar com a adição de outros elementos como o oxigênio, nitrogênio e ferro. A resistência variava entre 240 a 890 MPa; a densidade era 4,5g/cm³; a microdureza de 210 Vickers 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 (US\$ 22 a 27 por kg). 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 fusibilidade 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.

WILTSHIRE et al. ⁴⁵, em 1996, relataram que as reações alérgicas são reações de hipersensibilidade 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 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.⁸, 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 testados. Observaram que a concentração de flúor solúvel foi de no mínimo 556 e no máximo 1.468 ppm. Relataram que todos os produtos analisados continham flúor com atividade.

Em 1997, CRAIG et al.¹⁰, 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, baixa densidade e alta resistência. O Ti comercialmente puro 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 a 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 (=1700°C) e a reatividade química eram fatores que afetavam o processo de fundição do Ti. Devido ao alto ponto de fusão, procedimentos especiais de fundição, ciclos de resfriamento, materiais de inclusão e equipamentos apropriados eram requeridos para prevenir a contaminação do metal. O Ti reagia com elementos gasosos como o H, N e O, particularmente em temperaturas elevadas (>600°C). Como consequência, qualquer

manipulação do Ti em temperaturas elevadas, devia ser executada em ambiente controlado. Sem a utilização de um ambiente inerte, a superfície do Ti era contaminada com o caso alfa, e uma camada enriquecida e endurecida de oxigênio com 100 µm de espessura era formada, resultando numa diminuição da resistência e ductilidade do material.

WAKABAYASHI & AI⁴¹, em 1997, descreveram a técnica de confecção de estruturas removíveis com a liga Ti-6AL-4V e avaliaram clinicamente as aplicações das prótese 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 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 1997, **HENRIQUES et al.**¹⁷, 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 40 mm de comprimento e 1,7 mm 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 submetidas ao processo de soldagem. O

ensaio de 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 eram registrados e as superfícies fraturadas, observadas em microscópio eletrônico de varredura M.E.V. Observaram que a adição de 50% de liga nova à 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. ⁶, 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 provinham 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 comercialmente puro, 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. Foi projetado duas áreas de retenção, sendo uma com 0,25 mm e outra com 0,75 mm, 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 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 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 a fadiga sobre os grampos, principalmente na área de conectores menores. Segundo os autores, a perda geral de retenção para os grampos de Ti puro e Ti-6Al-4V foi menor do que os grampos de Co-Cr. As observações ao microscópio eletrônico evidenciaram rachaduras confinadas na camada superficial, portanto não sendo provável de causar deformação permanente. Afirmam que o Ti puro e suas ligas eram apropriados para aplicações em aparelhos removíveis a longo prazo, principalmente em áreas bem retentivas.

FERREIRA et al.¹⁵, 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 realizou-se a custa de experiências empíricas e de erros, podendo-se afirmar que somente a partir de fins do século XVIII, a tecnologia tornou-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 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.

3 – PROPOSIÇÃO:

Considerando o uso relativamente recente do titânio e de suas ligas na confecção de estruturas protéticas e estando estas sujeitas à ação simultânea de diferentes meios de armazenagem e do fenômeno de fadiga, é proposição deste estudo:

1. Avaliar a ação da solução saliva artificial e saliva artificial fluoretada sobre a resistência à fadiga de amostras obtidas em titânio comercialmente puro e liga de Ti-6Al-4V;
2. Comparar e analisar os resultados de resistência à fadiga nos meios de armazenagem (solução de saliva artificial e saliva artificial fluoretada) com o desempenho de amostras ensaiadas sem a influência do meio armazenador; e
3. Observar o aspecto da superfície de fratura (análise fractográfica) e correlacionar os achados com os resultados obtidos no ensaio de fadiga.

4 - METODOLOGIA:

4.1 - MATERIAIS:

Nesse trabalho foram utilizados os seguintes materiais:

4.1.1-Ligas metálicas à base de titânio, conforme tabela 4.1.

TABELA 4.1 – METAIS, FABRICANTE E COMPOSIÇÃO QUÍMICA:

METAIS	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO QUÍMICA* (%)
TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO	Ti2 – Dentaurem J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha **	99,5% Ti; 0,25% O ₂ ; 0,03% N; 0,30% Fe; 0,10% C e 0,015% H
Ti-6Al-4V	Brodene Dahl A/S– EUA***	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

4.1.2- Solução de saliva artificial fluoretada e saliva artificial, segundo tabela 4.2.

TABELA 4.2- SOLUÇÃO DE SALIVA ARTIFICIAL, SOLUÇÃO FLUORETADA, E COMPOSIÇÃO QUÍMICA (para 1000 mL):

SOLUÇÃO	COMPOSIÇÃO QUÍMICA (para 1000 mL)*
SALIVA ARTIFICIAL**	NaCl-0,4g; KCl-0,4g; NaOHM-1,25mL; CaCl ₂ 2H ₂ O-0,221g (1,5mM); NaH ₂ PO ₄ -0,124g (0,9mM); Na ₂ 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 ₂ 2H ₂ O-0,221g (1,5mM); NaH ₂ PO ₄ -0,124g (0,9mM); Na ₂ S-0,005g; NaF-2,223 (1000ppm) e 1g Uréia, com pH=7 (ajustado)

*informação do distribuidor

**Segundo BESSING et al. ⁴, 1987

4.1.3- Revestimento para fundição, conforme tabela 4.3.

TABELA 4.3- REVESTIMENTO, FABRICANTE E COMPOSIÇÃO QUÍMICA:

REVESTIMENTO	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO QUÍMICA*
<i>PÓ</i> - REMATITAN	Dentaurum J.P.	
PLUS**	Winkelstroeter KG –	Segredo industrial
<i>LÍQUIDO</i> – REMATITAN PLUS – P.P.R. **	Pforzheim - Alemanha	

*informação do distribuidor

** distribuída no Brasil por Medental Comercial Ltda

4.2- MÉTODO:

4.2.1- DELINEAMENTO EXPERIMENTAL:

As amostras correspondentes a cada uma das duas ligas avaliadas foram divididas em grupos, cada um com amostragem específica, conforme tabela 4.4.

TABELA 4.4- METAIS, SOLUÇÕES DE ARMAZENAGEM E NÚMERO DE AMOSTRAS:

METAIS	TITÂNIO	
MEIOS	COMERCIALMENTE PURO	Ti-6Al-4V
SEM MEIO(CONTROLE)	10 amostras	10 amostras
SALIVA ARTIFICIAL	10 amostras	10 amostras
SOLUÇÃO FLUORETADA	10 amostras	10 amostras

4.2.2- CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS:

4.2.2.1- 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 35 mm de comprimento por 2,3 mm de diâmetro na parte central e 4 mm de diâmetro nas extremidades (Figura 4.1).

Uma porção de cera 7 foi liqüefeita e vertida na matriz previamente isolada e aquecida. Após a solidificação da cera, a matriz bipartida era aberta e os padrões de cera examinados cuidadosamente, procurando obter padrões de cera uniformes e livres de falhas.



FIGURA 4.1– Matriz metálica bipartida e amostras em cera.

4.2.2.2- INCLUSÃO DOS PADRÕES EM REVESTIMENTO:

As extremidades das amostras em cera foram adaptadas perpendicularmente a condutos de alimentação laterais de 4 mm de diâmetro até o limite total de 5 padrões. A cada conjunto, dois condutos de alimentação adicionais com 5 mm de diâmetro foram adaptados aos condutos laterais, evitando a formação de ângulos vivos nas intersecções que pudessem dificultar a injeção da liga líquida no molde de revestimento (YOUNG et al.⁴⁶, 1987).

Em seguida, os condutos de alimentação eram unidos à base cônica do anel inclutor de silicone (Figura 4.2 A). Antes da inclusão em revestimento, o conjunto era pulverizado com líquido umectante (Waxit, Degussa AG – Hanau - Alemanha) e deixado à temperatura ambiente para secagem da solução.

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

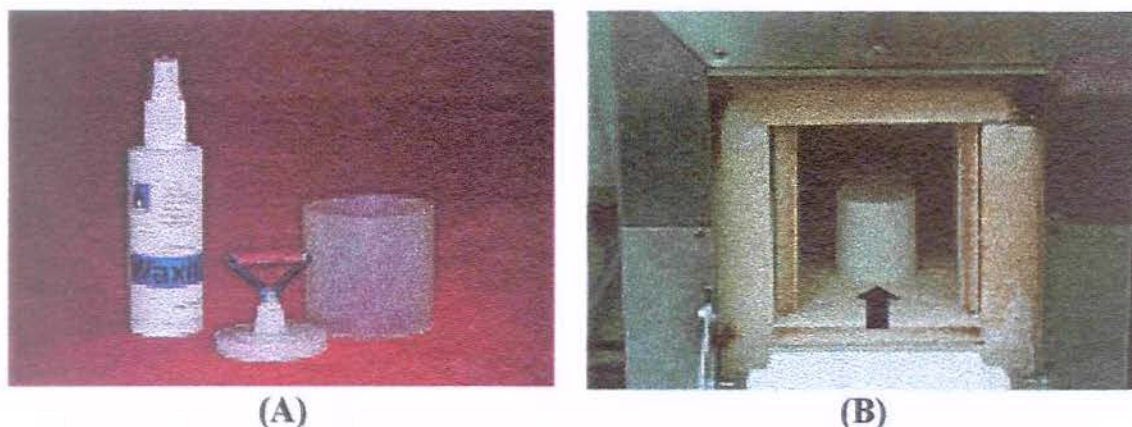


FIGURA 4.2 – (A): Conjunto em cera unida à base do anel inclusor, anel de silicone; e, líquido umectante. (B): Bloco de revestimento (seta) posicionado no forno.

4.2.2.3- PROCESSO DE FUNDIÇÃO:

Após 40 minutos do início da manipulação do revestimento e previamente ao processo de fundição, o bloco cristalizado era colocado em um forno elétrico de pré aquecimento (7000 - 5P, EDG Equipamentos e Controles Ltda.- São Carlos), previamente programado, conforme tabela 4.5.

TABELA 4.5- CICLOS DE TEMPERATURA, VELOCIDADE E TEMPO DE AQUECIMENTO.

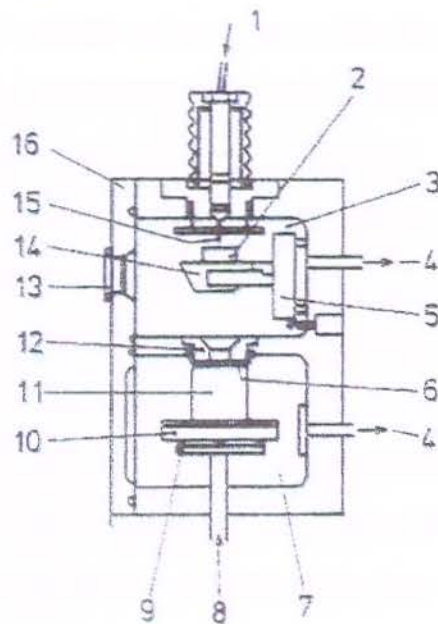
PROGRAMA	TEMPERATURA (H = °C)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (A = °C/min)	TEMPO DE AQUECIMENTO (P = min)
CICLO 1	H1=150 °C	A1=5 °C/min	P1=90min
CICLO 2	H2=250 °C	A2=5 °C/min	P2=90min
CICLO 3	H3=1000 °C	A3=5 °C/min	P3=60min
CICLO 4	H4=430 °C	A4=5 °C/min	P4=120min

O bloco de revestimento era posicionado no forno com a base formadora de cadinho voltada para baixo, evitando a penetração de impurezas (Figura 4.2 B, página 57).

Transcorrido o período de aquecimento, a máquina de fundição (Rematitan – Dentaurem J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha) (Figura 4.3 A) era programada e ajustada para 31 gramas de material, ajustando automaticamente o tempo de fundição e a corrente elétrica a ser descarregada. Essa máquina de fundição é constituída por duas câmaras: uma câmara superior, de fundição, que abriga um cadinho de cobre refrigerado e um eletrodo de Wolfrânio, e uma parte inferior, que abriga o revestimento e realiza o vácuo. Essas câmaras estão conectadas por meio de uma abertura, sendo que o selamento para a ocorrência do vácuo é provido por uma argola de silicone colocada sobre a base formadora de cadinho no bloco de revestimento imediatamente à fundição (HAMANAKA et al.¹⁶, 1989; HERO et al.¹⁸, 1993; SYVERUD et al.³⁵, 1995; VALLITTU & KOKKONEN³⁹, 1995; VALLITTU & LUOTIO⁴⁰, 1996). A distância entre o eletrodo e a pastilha da liga foi padronizada usando um dispositivo fornecido pelo fabricante. Para a fusão, o gás argônio é injetado automaticamente na câmara superior, criando um ambiente inerte e uma descarga é fornecida sobre a pastilha de liga, que se funde à temperatura de 1668°C (BERGMAN³, 1990). Por diferença de pressão o cadinho volta-se para a abertura entre as câmaras, sendo a liga injetada no molde, ajustado à abertura entre as câmaras por meio de um elevador hidráulico (SYVERUD et al.³⁵, 1995). As amostras em titânio comercialmente puro e em Ti-6Al-4V eram obtidas seguindo-se os mesmos procedimentos, porém utilizando cadinhos distintos e jateados antes da fundição, para ambos os materiais, para evitar contaminações.



(A)



(B)

FIGURA 4.3- (A): Máquina de Fundição Rematitan;

(B): Esquema representativo do interior da máquina de fundição, em vista lateral: 1)

Entrada de gás; 2) Pastilha de liga; 3) Câmara de Fundição;

4) Tubo de evacuação de gás; 5) Suporte do cadinho; 6) Junta entre câmaras;

7) Câmara inferior; 8) Elevador; 9) Suporte de apoio; 10) Cilindro de suporte; 11)

Bloco de revestimento; 12) Abertura entre câmaras;

13) Alavanca para acesso; 14) Cadinho; 15) Eletrodo de Wolfrânio;

16) Porta de acesso.

4.2.2.4- DESINCLUSÃO DAS AMOSTRAS E ANÁLISE RADIOGRÁFICA:

Após a fundição, o revestimento foi imediatamente resfriado em água, por recomendação do fabricante, para evitar a contaminação e a formação do caso alfa (**BERGMAN**³, 1990). O revestimento foi fraturado manualmente e o conjunto metálico removido. As amostras foram desincluídas do revestimento com um

desinclusor pneumático (Silfradent - F.LLI Manfred - Itália) e jateadas com microesferas de vidro em jateador elétrico (Oxyker Dry / AM 28 - F.LLI Manfred - Itália) (DIETER ¹⁴, 1981; FERREIRA et al. ¹⁵, 1998).

Antes dos procedimentos de corte, acabamento e polimento dos espécimes, uma radiografia foi obtida para verificar a presença de porosidades internas, seguindo o método preconizado por WANG & BOYLE ⁴² 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, eram desprezados (Figura 4.4).

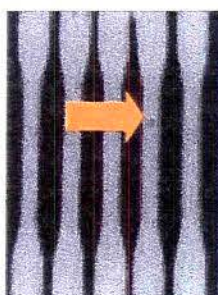


FIGURA 4.4- Radiografia das amostras após desinclusão.

Seta – vazio interno.

O tempo de revelação, fixação, lavagem e secagem dos filmes radiográficos é ilustrado na tabela 4.6:

TABELA 4.6- TEMPO DE REVELAÇÃO, FIXAÇÃO, LAVAGEM E SECAGEM DOS FILMES*:

Temperatura	Revelação	Fixação	Lavagem	Secagem
27 °C	2min	5min	5min	20min
24 °C	3min	5min	5min	20min
22 °C	4min	5min	5min	20min
20 °C	5min	5min	5min	20min

* Segundo tabela da KODAK

4.2.2.5- 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 $100\mu\text{m}$ (Figura 4.5 B) (Oxyker Dry / AM 28 - F.LLI Manfred - Itália). As amostras foram adaptadas em torno elétrico de alta rotação (Figura 4.5 A), sendo usinadas com lixas para metal de granulação decrescente ($36, 40, 50, 80, 100$ e $120\mu\text{m}$) (Pano Metal 41 – Metalcarbo – Carborundum Abrasivos – Brasil), reduzindo-as à espessura uniforme de $2,3\text{ mm}$ por 30 mm de comprimento. O diâmetro de cada amostra era aferido durante o processo com paquímetro digital (Paquímetro Eletrônico Digital – Starrett – Microtec M.E. – Piracicaba - Brasil) (VALLITTU & KOKKONEN ³⁹, 1995; HENRIQUES et al. ¹⁷, 1997; FERREIRA et al. ¹⁵, 1998). O polimento e o brilho final eram dados com discos de borracha, escova para polimento tipo Chunkin e pasta para polimento de titânio (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha).

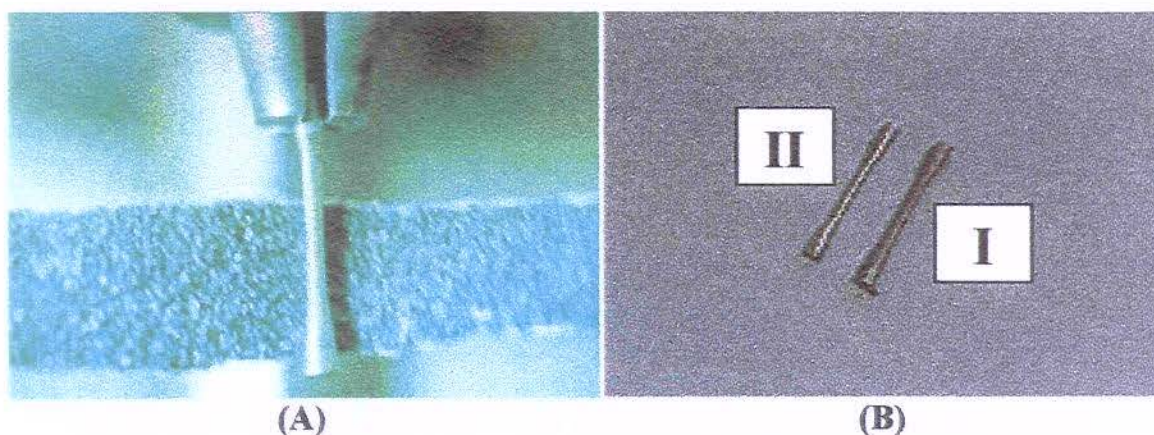


FIGURA 4.5- (A): Usinagem da amostra com lixa; (B): I - Amostra após jateamento, e, II - amostra após polimento.

4.2.3- ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FADIGA:

Previamente ao ensaio de resistência à fadiga, três amostras de cada liga foram usadas para determinação do limite de escoamento mediante ensaio de flexão. 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 10 Hz e a carga foi de 5 kgf para o Ti puro e 6 kgf para a liga Ti-6Al-4V (FERREIRA et al.¹⁵, 1998) (Apêndice – Fig. 11.1 a 11.6, pág. 123 a 125).

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 era presa no mordente fixo superior e a outra, ao mordente oscilatório inferior, mantendo-se fixa a distância entre os mordentes (Figura 4.6 - A).

O número de ciclos até a fratura e as curvas oriundas do carregamento cíclico eram registradas automaticamente pela máquina (Apêndice – Figura 11.7). Tão logo fosse verificada a fratura (Figura 4.6 - B), as seções eram cuidadosamente protegidas e mantidas agrupadas para posterior análise em microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.).

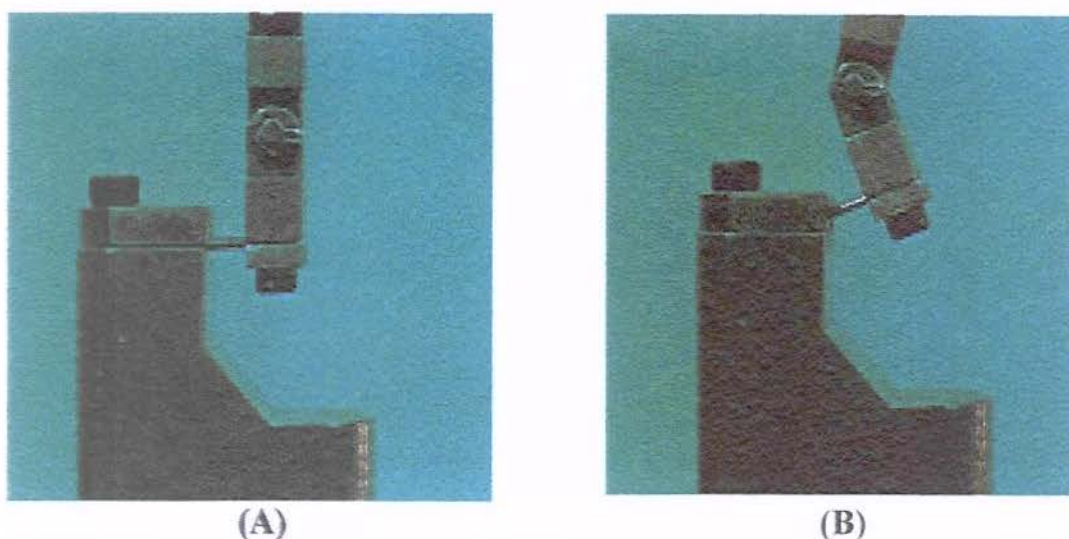


FIGURA 4.6- (A): Amostra posicionada nos dispositivos da máquina universal de ensaios (MTS), pronta para iniciar o ensaio de resistência à fadiga.

(B): Aspecto do ensaio após a fratura da amostra.

As sessenta amostras confeccionadas, sendo 30 para a liga de titânio comercialmente puro 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 (titânio comercialmente puro 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 na tabela 4.2 (BESSING et al. ⁴, 1987). O ensaio de fadiga utilizando as soluções de armazenagem foi realizado com o auxílio de um dispositivo plástico cilíndrico medindo 120 mm x 120 mm, acoplado ao mordente oscilatório inferior da máquina de ensaios universal, permitindo a completa imersão de cada uma das amostras (Figura 4.7).

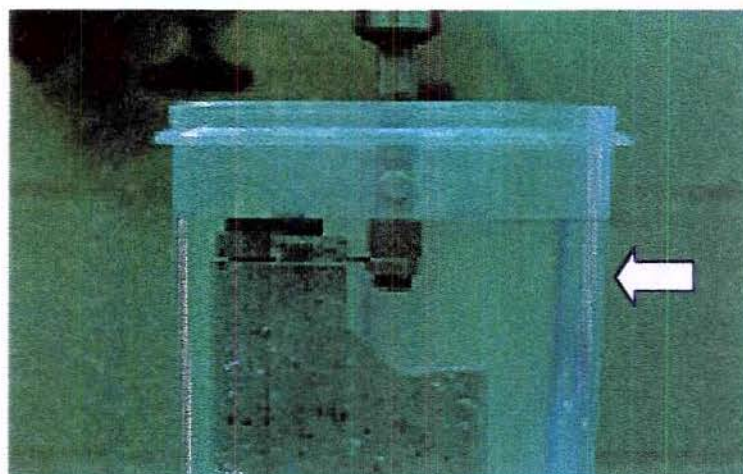


FIGURA 4.7- Dispositivo plástico cilíndrico (seta) adaptado ao mordente inferior

4.2.4- ANÁLISE SOB MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA:

Após a ruptura, a área externa e a superfície de fratura de amostras selecionadas aleatoriamente eram analisadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (M.E.V.) (Jeol – JXA 840 A – Electron Probe Microanalyser – Japão) em diferentes aumentos, sendo obtidas fotomicroscopias e fractografias (Figuras 5.3 a 5.7). Micro análises por energia dispersiva de raios X (EDX) foram conduzidas para evidenciar os elementos constituintes (VALLITTU & KOKKONEN³⁹, 1995; VALLITTU & LUOTIO⁴⁰, 1996; HENRIQUES et al.¹⁷, 1997; BRIDGEMAN et al.⁶, 1997).

4.2.5- ANÁLISE ESTATÍSTICA:

Os resultados foram tabulados, 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. As médias foram transformadas segundo raiz de $X + 0$ (Apêndice - Tabelas 11.13 a 11.21, pág. 120 a 122).

5 - RESULTADOS

5 – RESULTADOS:

Os valores originais do número de ciclos até a fratura (Apêndice, Tabelas 11.1 a 11.3, pág. 115 a 117), correspondentes a resistência à fadiga, para o titânio comercialmente puro e para a liga Ti-6Al-4V, ensaiadas sem a influência do meio armazenador, bem como sob a presença da solução de saliva artificial e solução de saliva artificial fluoretada foram submetidos a análise de variância (ANOVA) com esquema fatorial, cujos fatores foram: Material, que analisa as duas ligas e Tratamento, que analisa os meios de armazenagem. Os fatores Material e a interação Material x Tratamento não apresentaram diferenças, enquanto que o fator Tratamento mostrou diferenças estatisticamente significantes ao nível de 5% de probabilidade, pelo teste F (Tabelas 11.5 a 11.21, pág. 118 a 122).

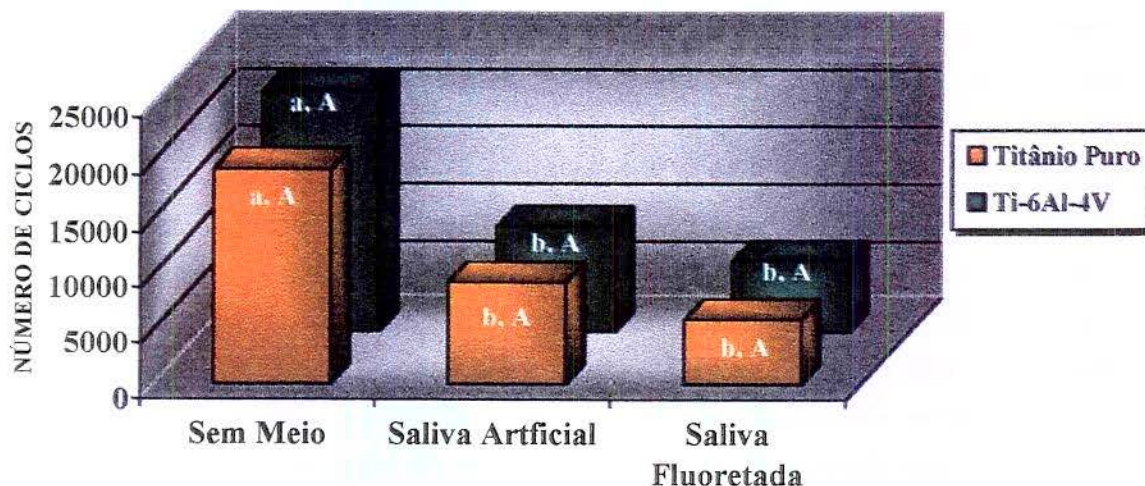
Os dados obtidos a partir da análise estatística estão contidos nas tabelas 5.1 e 5.2 e nas figuras 5.1 e 5.2. As médias de resistência à fadiga, em número de ciclos até a ruptura, estão ilustradas na tabela 5.1 e figura 5.1.

TABELA 5.1 - MÉDIAS E DESVIO PADRÃO DO NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA PARA O TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO E PARA A LIGA Ti-6Al-4V NOS DIFERENTES MEIOS DE ARMAZENAGEM

	MEIOS DE ARMAZENAGEM		
	SEM MEIO	SALIVA ARTIFICIAL	SALIVA ARTIFICIAL FLUORETADA
TITÂNIO PURO	19.157,60 (3.624,27) a, A	9.099,40 (5.655,66) b, A	5.772,90 (2.824,11) b, A
Ti-6Al-4V	21.269,50 (8.355,35) a, A	9.469,70 (2.404,51) b, A	6.429,10 (2.346,68) b, A

MÉDIAS SEGUIDAS DE MESMA LETRA MINÚSCULA NA LINHA E MAIÚSCULA NA COLUNA NÃO DIFEREM ESTATISTICAMENTE PELO TESTE DE TUKEY AO NÍVEL DE 5% DE PROBABILIDADE. VALORES ENTRE PARÊNTESES CORRESPONDEM AO DESVIO PADRÃO.

FIGURA 5.1- MÉDIAS DO NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA PARA O TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO E PARA A LIGA Ti-6Al-4V NOS DIFERENTES MEIOS DE ARMAZENAGEM



BARRAS SEGUIDAS DE MESMA LETRA MINÚSCULA NA HORIZONTAL E MAIÚSCULA NA VERTICAL NÃO DIFEREM ESTATISTICAMENTE PELO TESTE DE TUKEY AO NÍVEL DE 5% DE PROBABILIDADE.

As ligas ensaiadas sem a presença das soluções de armazenagem (controle), mostraram valores de resistência à fadiga ao redor de 20.000 ciclos, sendo que a liga Ti-6Al-4V apresentou valores superiores, entretanto sem diferenças estatisticamente significantes com relação ao titânio comercialmente puro.

Quando as ligas foram ensaiadas simultaneamente com as soluções de saliva artificial e saliva artificial fluoretada, ocorreu diminuição no número de ciclos, influenciando negativamente no desempenho das ligas.

Dessa forma, a comparação entre as amostras ensaiadas sem a presença do meio armazenador e sob sua influência, evidenciou uma diferença estatisticamente significativa.

A comparação entre os espécimes analisados sob a influência dos meios, estabelece que a solução de saliva artificial fluoretada foi mais agressiva, entretanto sem diferença estatisticamente significativa com relação à solução de saliva artificial.

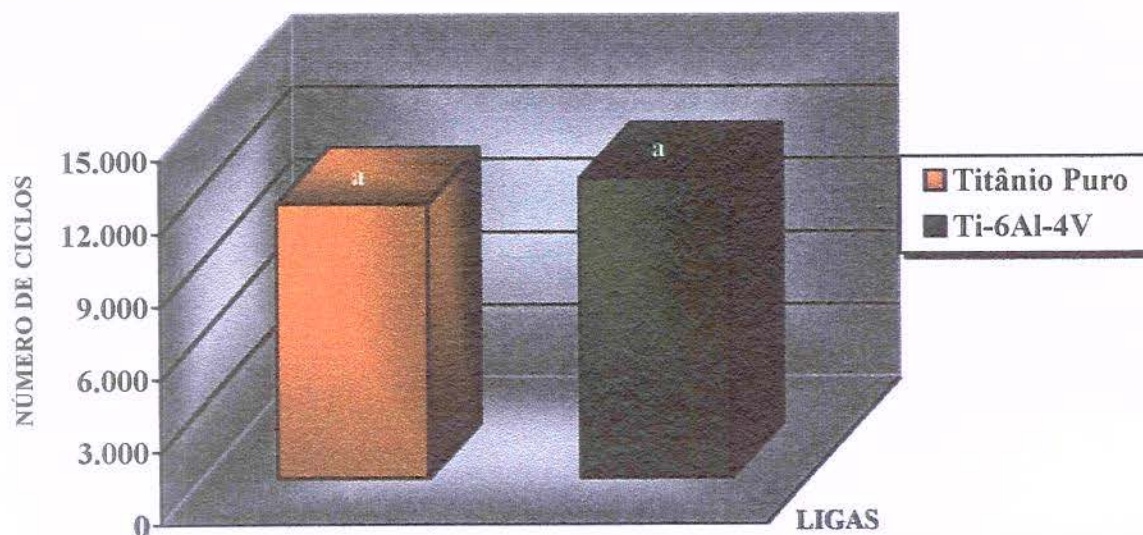
A tabela 5.2 e a figura 5.2 mostram os valores médios de resistência à fadiga, em número de ciclos até a fratura, para o titânio comercialmente puro e para a liga Ti-6Al-4V, independentemente da presença das soluções.

TABELA 5.2- MÉDIAS E DESVIO PADRÃO DO NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA PARA O TITÂNIO PURO E PARA A LIGA Ti-6Al-4V INDEPENDENTEMENTE DOS MEIOS DE ARMAZENAGEM

	TITÂNIO PURO	Ti-6Al-4V
NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA	11.343,30 a (7.069,05)	12.389,43 a (8.218,91)

MÉDIAS SEGUIDAS DE MESMA LETRA MINÚSCULA NÃO DIFEREM ESTATISTICAMENTE PELO TESTE DE TUKEY AO NÍVEL DE 5% DE PROBABILIDADE.
VALORES ENTRE PARÊNTESES CORRESPONDEM AO DESVIO PADRÃO.

FIGURA 5.2- MÉDIAS DO NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA PARA O TITÂNIO PURO E PARA A LIGA Ti-6Al-4V INDEPENDENTEMENTE DOS MEIOS DE ARMAZENAGEM



BARRAS SEGUIDAS DE MESMA LETRA MINÚSCULA NÃO DIFEREM ESTATISTICAMENTE PELO TESTE DE TUKEY AO NÍVEL DE 5% DE PROBABILIDADE.

Independentemente do meio armazenador, a liga Ti-6Al-4V apresentou valores de resistência à fadiga, em número de ciclos até a fratura, superiores àqueles obtidos pelo titânio comercialmente puro, os quais não mostraram diferenças estatisticamente significantes.

As figuras 5.3 até 5.7, identificam o aspecto da superfície de fratura das amostras obtidas a partir do titânio comercialmente puro e Ti-6Al-4V, ensaiadas sem a presença e sob a influência das soluções após o ensaio de resistência à fadiga, observadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (M.E.V.) (Jeol JXA-840 A-Electron Probe Microanalyser - Japão).

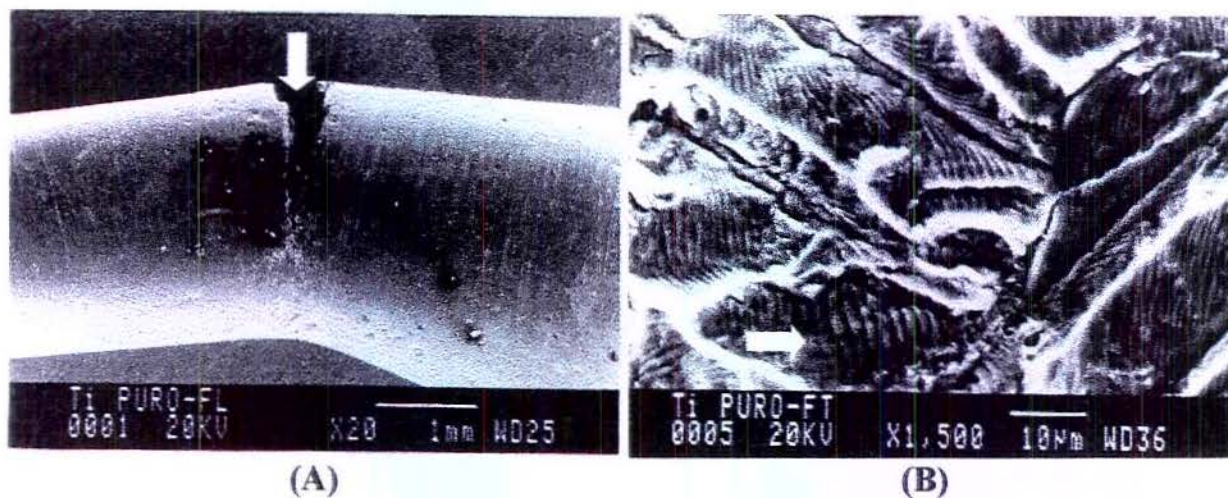


FIGURA 5.3- Fotomicroscopia por Microscopia Eletrônica de Varredura (M.E.V.) do Titânio Puro. (A): Aspecto lateral de fratura por fadiga (seta), após 18.623 ciclos; (B): Fractografia mostrando as estrias de fadiga (seta), sem as soluções de armazenagem.

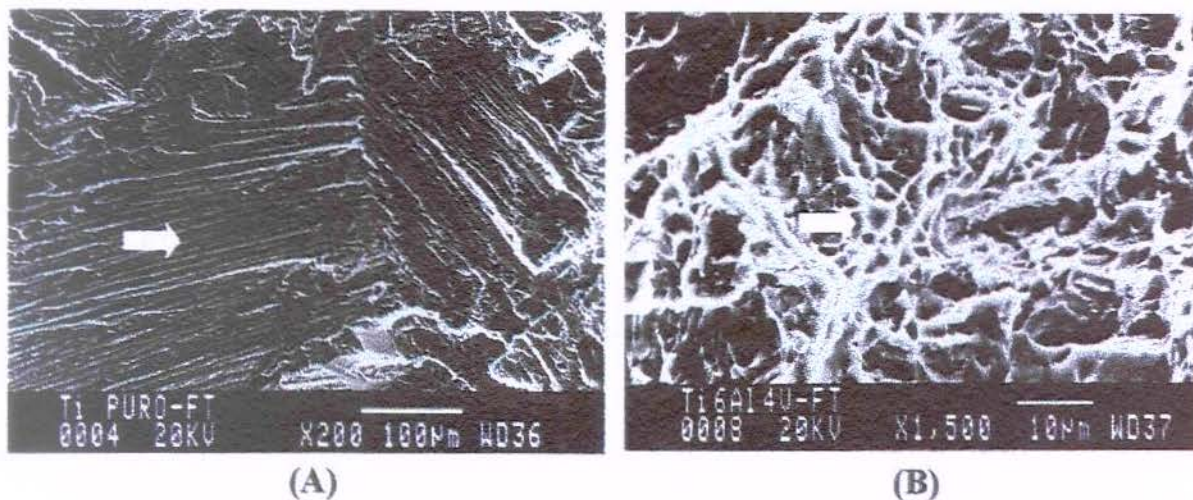


FIGURA 5.4- Fotomicroscopia em Microscópio Eletrônico de Varredura (M.E.V.) do Titânio Puro e da liga Ti-6Al-4V. (A): Aspecto acicular fractográfico típico da zona de fadiga, para o titânio puro, após 18.623 ciclos; (B): Fratura alveolar da zona de fratura final da liga Ti-6Al-4V, após 22.347 ciclos.

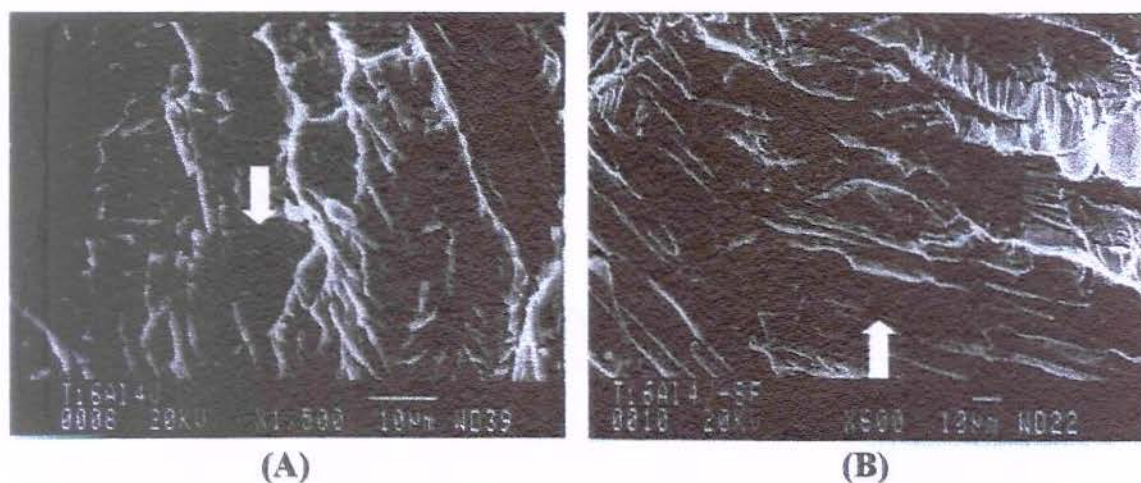


FIGURA 5.5- (A): Fractografia da liga Ti-6Al-4V, evidenciando estrias por fadiga (seta), na presença da solução de saliva artificial fluoretada, após 7.280 ciclos; (B): Fractografia da liga Ti-6Al-4V, evidenciando a presença de elementos da solução de saliva artificial fluoretada (seta).

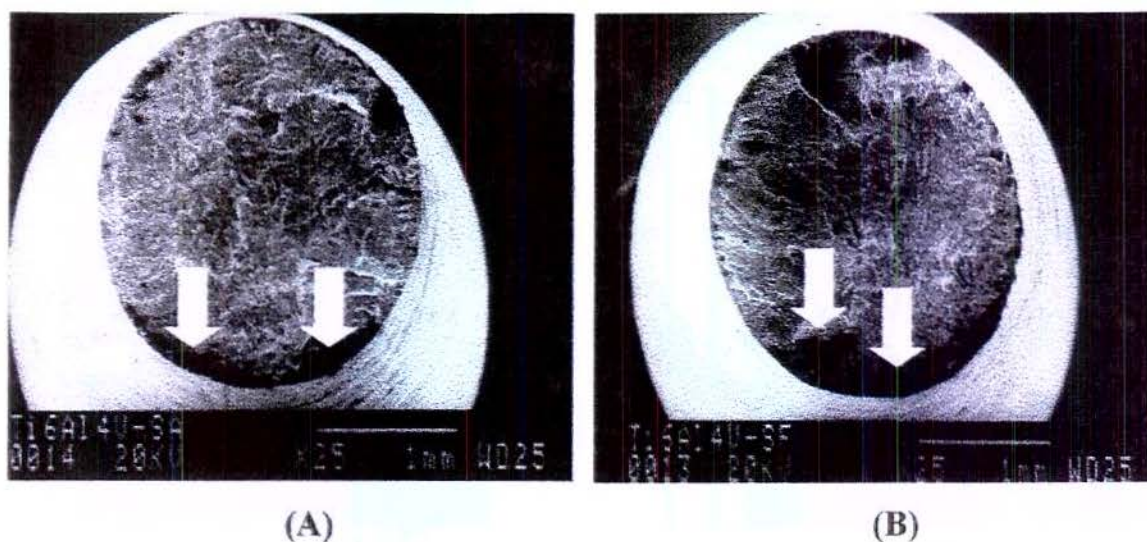


FIGURA 5.6- (A): Fractografia da liga Ti-6Al-4V na presença de saliva artificial, após 9.649 ciclos. Reação da liga com a solução (seta).

(B): Fractografia da liga Ti-6Al-4V na presença de saliva artificial fluoretada, após 5.435 ciclos. Reação da liga com a solução (seta).

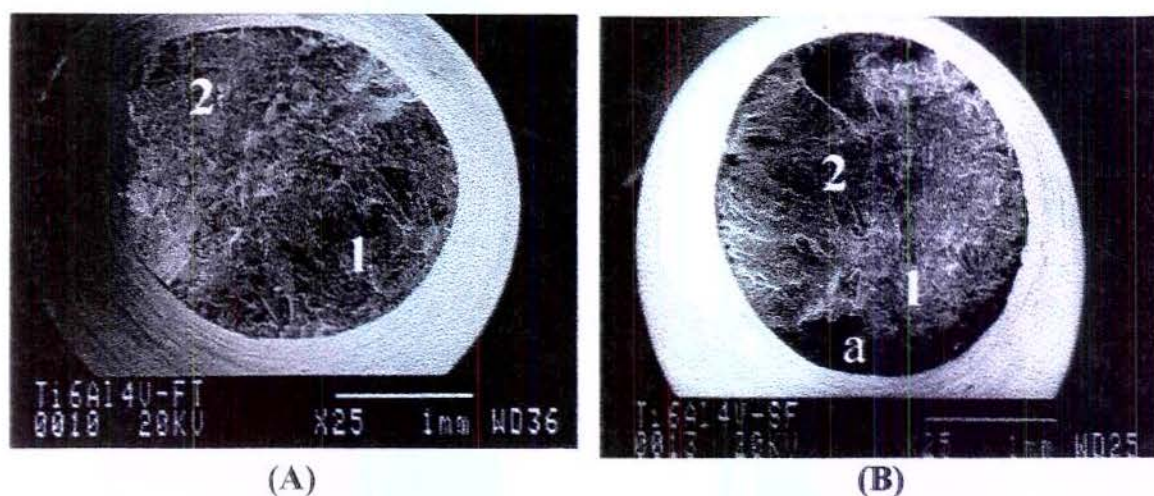


FIGURA 5.7- (A): Fractografia da liga Ti-6Al-4V, sem a presença dos meios de armazenagem e após 23.897 ciclos. 1- Zona de Fadiga; 2- Zona de Fratura Final;

(B): 1- Zona de Fadiga; 2 – Zona de Fratura Final; a) Reação da Liga com a Solução Fluoretada, após 5.435 ciclos.

6 - DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6 – DISCUSSÃO DOS RESULTADOS:

Embora apresentem propriedades mecânicas desejáveis que os fazem propícios à confecção de aparelhos protéticos, o titânio e as ligas metálicas dele derivadas apresentam desvantagens para a fundição odontológica convencional, como a alta zona de fusão ($\pm 1700^{\circ}\text{C}$) e reatividade química (IDA et al.²⁰, 1980; TAIRA et al.³⁷, 1989; BERGMAN³, 1990; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN²⁷, 1993; WANG & FENTON⁴³, 1996).

As elevadas temperaturas de fusão exigem procedimentos especiais de fundição, ciclos de resfriamento, revestimentos e equipamentos para prevenir sua contaminação. Em altas temperaturas, o titânio reage com elementos gasosos tais como o nitrogênio, oxigênio e hidrogênio, devendo ser manipulado em ambiente controlado, sob pena da formação de uma camada espessa de óxidos – fenômeno denominado “caso alfa” - que tende a reduzir a resistência e ductilidade da estrutura obtida. Além disto, devido ao ciclo de resfriamento rápido após sua fusão e ao baixo peso específico, a injeção do metal líquido no molde de revestimento, requer cuidados no processo de fundição, como a utilização da câmara de vácuo, tornando a técnica de centrifugação convencional inadequada para o uso destas ligas (BERGMAN³, 1990; HERO et al.¹⁸, 1993; VALLITTU & KOKKONEN³⁹, 1995; CRAIG et al.¹⁰, 1997).

A técnica de fundição empregada para o titânio, embora precisa, exige cuidados como o aumento em 10% da espessura dos grampos em relação aos obtidos em ligas de Co-Cr, como forma de evitar a rápida dissipação de calor e conseqüente aumento da velocidade de solidificação. O aumento da seção transversal dos grampos também auxilia na compensação da alta flexibilidade dessas ligas, que devido a pouca deformação permanente, são indicadas para áreas mais retentivas onde há riscos de fratura para os grampos de Co-Cr (HUMMEL et al.¹⁹, 1994, AFZALI et al.¹, 1995, BRIDGEMAN et al.⁶, 1997).

As infra-estruturas metálicas das próteses parciais removíveis são particularmente afetadas pelo fenômeno de fadiga, visto que os grampos de retenção desses aparelhos, posicionados em áreas retentivas, sofrem constante deflexão durante a inserção e remoção da prótese e durante a própria dinâmica mastigatória (DE FIORI ¹³, 1983, CRAIG et al. ¹⁰, 1997, FERREIRA et al. ¹⁵, 1998).

As tensões flutuantes que podem ocasionar o fenômeno de fadiga são: tensões alternadas (máxima e mínima iguais); tensões flutuantes (máxima e mínima diferentes); tensões de sobrecarga periódicas imprevisíveis. 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 (SOUZA ³⁴, 1974; DIETER ¹⁶, 1981; HENRIQUES et al. ¹⁷, 1997). Neste estudo, foi estabelecido um critério para determinar o limite de escoamento a partir de ensaios prévios de flexão. Determinou-se o limite de escoamento em uma deformação de 0,2%, e a carga utilizada nos ensaios de resistência à fadiga ficou 30% abaixo do limite de escoamento calculado, ou seja, realizou-se um ensaio de fadiga de alto ciclo, buscando uma simulação dos fenômenos envolvidos na dinâmica mastigatória e na colocação e remoção das próteses removíveis.

Simulando a deflexão e conseqüente fadiga de grampos de próteses removíveis, verifica-se, nas Tabelas 5.1 e Figura 5.1, que a liga Ti-6Al-4V, sem a influência das soluções de saliva artificial e saliva artificial fluoretada, obteve os maiores valores médios de resistência à fadiga, alcançando 21.269,50 ciclos até a fratura, mostrando-se superior, porém sem diferença estatisticamente significativa em relação ao titânio comercialmente puro, que apresentou valores médios de 19.157,60 ciclos ($p > 0,05$).

Embora hajam diferentes metodologias para a verificação da resistência à fadiga, incluindo variações na qualidade e método de obtenção, dimensões e geometria das amostras, além do tipo de ensaio a ser conduzido, pode-se comparar os valores obtidos neste estudos a valores previamente divulgados. Na presente investigação, os resultados obtidos com a liga Ti-6Al-4V corroboram com

os de **VALLITTU & KOKKONEN** ³⁹, 1995, onde a falha foi observada somente após 20.000 ciclos. Já os resultados obtidos com o titânio comercialmente puro foram superiores no presente estudo, mostrando falha após cerca de 19.200 ciclos, contra apenas 4.500 ciclos relatados por esses autores. Em contrapartida, os valores aqui obtidos, confirmam que as propriedades do titânio e de suas ligas são semelhantes às do ouro tipo IV e das ligas de Co-Cr (**BLACKMAN et al.** ⁵, 1991, **LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN** ²⁷, 1993, **VALLITTU & KOKKONEN** ³⁹, 1995).

Embora não tenha havido diferenças estatisticamente significantes, independente da presença ou não dos meios armazenadores, seria válido supor que a liga Ti-6Al-4V poderia apresentar melhor desempenho clínico, com a possibilidade dos aparelhos protéticos removíveis confeccionados com esse material permanecerem em serviço por maior período de tempo, sem que ocorresse o fracasso por fraturas. A mesma técnica de fundição para ambas as ligas foi utilizada, e diferenças estatísticas talvez ocorressem se uma técnica fosse adaptada especificamente para a liga Ti-6Al-4V. Além disso, o benefício desse melhor desempenho, poderia ser minorado se considerássemos as dificuldades decorridas no processo de fundição que esse material aparentemente apresenta.

Na presença das soluções de saliva artificial e saliva artificial fluoretada, a liga Ti-6Al-4V novamente mostrou valores médios superiores ao titânio comercialmente puro, porém, ambos foram semelhantes estatisticamente ($p>0,05$). Ressalta-se o fato de que as soluções influenciaram negativamente na resistência à fadiga das ligas avaliadas, com o número de ciclos sendo reduzidos e diferindo estatisticamente daqueles obtidos com ambas as ligas na ausência dos meios de armazenagem ($p>0,05$) (Tabela 5.1 e Figura 5.1, pág. 73 e 74).

A diminuição da resistência à fadiga é influenciada pela presença de quaisquer heterogeneidades, como vazios, descontinuidades geométricas e irregularidades superficiais (**SOUZA** ³⁴, 1974; **DIETER** ¹⁴, 1981; **HENRIQUES et al.** ¹⁷, 1997).

A análise das fotomicroscopias sob microscopia eletrônica de varredura e da micro análise por difração de raios X das amostras ensaiadas na presença das soluções de armazenagem, revelam defeitos superficiais e a ocorrência de elementos dessas soluções entre os constituintes das ligas, sugerindo uma reação destas com as soluções, as quais podem ter influenciado diretamente na redução do número de ciclos, em oposição ao aspecto homogêneo das mesmas ligas ensaiadas sem a presença dos meios (Figuras 5.3 a 5.7, pág. 76 a 78).

O uso de agentes profiláticos, é tido como modificador da atividade eletroquímica da superfície do titânio, deixando-o mais susceptível a ataques corrosivos (BERGMAN ³, 1990). KÖNÖNEN et al. ²⁶, 1995, afirmaram que o titânio é susceptível ao ataque em soluções contendo mais de 20 ppm de flúor. Segundo os autores, os agentes profiláticos contendo fluoretos alteram a película superficial de óxido de titânio, deixando o metal mais susceptível a ataques corrosivos.

Segundo CARVALHO et al. ⁸, 1996, a concentração de flúor solúvel nos dentifrícios fluoretados disponíveis no mercado nacional é de no mínimo 556 e no máximo 1.468 ppm e o pH de solução de suspensão de dentifrícios fluoretados (uma parte) em saliva humana estimulada (três partes) foi de no mínimo 7,74 e no máximo de 9,14 (CURY ¹¹, 1989; CARVALHO et al. ⁸, 1996). Neste estudo, procurou-se simular as condições clínicas que envolvem o uso de próteses removíveis, como as oriundas de técnicas de escovação, já que o uso de agentes profiláticos tópicos sobre estas estruturas é pouco provável. Utilizou-se uma solução de saliva artificial fluoretada com pH 7 e concentração de 1.000 ppm de íons fluoretos, simulando as condições de exposição de uma estrutura protética aos primeiros instantes da escovação.

Pelos resultados obtidos, verifica-se que independente da presença de íons fluoretos, ocorre redução da resistência à fadiga quando as amostras em ambas as ligas, são ensaiadas imersas nas soluções.

Autores como **SIIRILÄ & KÖNÖNEN**³³, 1991, **PRÖBSTER et al.**³², 1992, **COHEN & BOURDAIRON**⁹, 1992, **LUCAS & LEMONS**²⁸, 1992, **WIG et al.**⁴⁴, 1993, **KÖNÖNEN et al.**²⁶, 1995, **JOHANSSON & BERGMAN**²², 1995, **TOUMELIN-CHEMLA et al.**³⁸, 1996, haviam somente determinado o efeito da ação de fluoretos e outras soluções isoladamente, não testando sua ação simultaneamente associada com o fenômeno de fadiga.

LUCAS & LEMONS²⁸, 1992, afirmaram que o titânio e suas ligas são resistentes à corrosão apenas em situações estáticas e não em carregamentos cíclicos. Os resultados obtidos no presente estudo, corroboram com os relatos da literatura, evidenciando uma diminuição no número de ciclos até a fratura, quando as soluções foram utilizadas. Assim, além do efeito sobre a superfície, pode ter ocorrido um fenômeno denominado fadiga-corrosão, já relatado por **FERREIRA et al.**¹⁵, em 1998. O que se tem, nesse caso, é um efeito combinado dos fenômenos de fadiga, devido ao carregamento cíclico, e da corrosão, devido a presença das soluções.

A partir do ensaio de resistência à fadiga é possível estimarmos a vida de um artefato protético, bem como melhorar seu desempenho e qualidade. Segundo **CRAIG et al.**¹⁰, 1997, os esforços alternados de flexão necessários para a inserção e remoção dos aparelhos protéticos são inferiores a 1.500 ciclos por ano. Por outro lado, a estimativa realizada por **VALLITTU & KOKKONEN**³⁹, em 1995, advoga que o grampo de um artefato protético removível curva-se 10 vezes ao dia, significando que o grampo é afetado por cerca de 3.600 deflexões por ano. Assim, com base nos resultados dessa investigação, pode-se supor que as infra-estruturas metálicas dos aparelhos protéticos parciais removíveis confeccionados em titânio podem permanecer em serviço clínico entre 5 anos e meio e 13 anos, sem ocorrência de fraturas.

Com relação às estimativas de **VALLITTU & KOKKONEN**³⁹, em 1995, e, **CRAIG et al.**¹⁰, 1997, na presença das soluções de saliva artificial, a vida

em fadiga diminuiria significativamente, com o processo de fadiga atuando após cerca de 1 ano e meio a 4 anos.

Contudo, nesse estudo as amostras apresentavam dimensões uniformes, o que não ocorre com as infra-estruturas removíveis, portadoras de alterações geométricas necessárias à adaptação aos dentes e causadoras de tensões redutoras de resistência (HENRIQUES et al.¹⁷, 1997). Torna-se importante salientar também que o limite de fadiga e a vida em fadiga (número de ciclos até a fratura) devem ser tratadas como grandezas estatísticas, ou seja, elas estão normalmente associadas a uma certa confiabilidade.

Fatores outros que podem comprometer a vida em fadiga de estruturas metálicas incluem vazios, oriundos da técnica de fundição, que não são detectados por exame visual ou por métodos acessíveis aos profissionais da área odontológica. Como vantagem em relação às demais ligas odontológicas, o titânio e ligas dele derivadas, devido ao baixo número atômico e conseqüente, baixo peso específico, apresentam baixo grau de radiopacidade, fato revelado em exames radiográficos. O método de inspeção radiográfica, como o utilizado neste estudo, mostrou-se eficiente no descarte de amostras eventualmente comprometidas, como ilustrado na figura 4.4 pág. 65, sendo um artifício pré clínico acessível aos profissionais no controle da qualidade de estruturas removíveis.

A presença de irregularidades superficiais pré existentes, poderia desencadear o início das trincas, causando a fratura. De modo geral, quanto pior o acabamento superficial, menor é o limite de fadiga (FERREIRA et al.¹⁵, 1998). Deve ser lembrado que o titânio é um pobre condutor térmico e o calor gerado durante as fases de acabamento não é dissipado rapidamente (LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN²⁷, 1993). Com isso, poderá ocorrer uma transformação de fase, de alfa para beta, modificando as propriedades do material, fenômeno descrito por BERGMAN³, 1990; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN²⁷, 1993; CRAIG et al.¹⁰, 1997.

Seria desejável que os grampos das PPRs sofressem deflexões durante a mastigação e durante a inserção e remoção do aparelho, sem que deformações permanentes ocorressem. Entretanto, o que se verifica na clínica é uma redução proporcional da retenção e estabilidade destes aparelhos (VALLITTU & KOKKONEN ³⁹, 1995), indicando que o limite de escoamento dos grampos é excedido e que esses componentes são submetidos à fadiga de baixo ciclo. Em adição, os ajustes mecânicos a frio promovidos pelos técnicos e dentistas podem levar a uma redução na vida em fadiga e causar falha prematura da estrutura (HENRIQUES et al. ¹⁷, 1997), já que a solicitação para a promoção da deformação plástica desejada excederia o limite de escoamento, fenômeno descrito por SOUZA ³⁴, 1974, e DIETER ¹⁴, 1981, como sobretensionamento.

Além disso, as infra-estruturas metálicas das PPRs poderiam fracassar precocemente por tensões e sobrecargas periódicas imprevisíveis, dependendo da quantidade de ajustes e da solicitação do aparelho.

7 - CONCLUSÃO

7 – CONCLUSÃO:

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

- 7.1 A liga Ti-6Al-4V apresentou o melhor desempenho em todas as situações, independente da presença ou não das soluções de saliva artificial e saliva artificial fluoretada, não havendo, entretanto, diferença estatisticamente significativa em relação ao titânio puro;
- 7.2 Independente da liga avaliada, as amostras ensaiadas sem a presença das soluções apresentaram os maiores valores médios de resistência à fadiga, mostrando diferenças estatisticamente significantes em relação às amostras ensaiadas sob a influência dos meios de armazenagem;
- 7.3 A comparação entre as soluções de saliva artificial e saliva artificial fluoretada, não mostrou diferenças estatisticamente significantes para ambas as ligas, sendo que a solução de saliva artificial fluoretada mostrou-se mais agressiva; e
- 7.4 A ocorrência de defeitos superficiais nas amostras ensaiadas na presença dos meios foi evidenciada pela análise em M.E.V., corroborando com a redução no número de ciclos até a fratura e sugerindo uma reação das ligas com as soluções.

8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*:

1. AFZALI, D., MARIC, B., FENTON, A. Titanium RPD clasp performance. *J. dent. Res.*, Washington, v.74, p.227, 1995. [Abstracts, 1723].
2. BERG, E. Dentist's opinions on aspects of cast titanium restorations. *J. Dent.*, Oxford, v.25, n.2, p.113-117, Jan. 1996.
3. BERGMAN, M. *Cast titanium in dental constructions*. DPNOVA AB Malmö: Sweden, Aut. 1990
4. BESSING, C., BERGMAN, M., THORÉN, A. Potentiodynamic polarization analysis of lo-gold and silver-palladium alloys in three different media. *Dent. Mater.*, Washington, v.3, n.3, p.153-159, June 1987.
5. 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.
6. BRIDGEMAN, J.T., et al. Comparasion of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.78, n.2, p.187-93, Aug. 1997.
7. CANAY, S., ÖKTEMER, M. In vitro corrosion behavior of 13 prosthodontic alloy. *Quintessence int.*, Berlin, v.23, n.4, p.279-287, Apr. 1992.

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

8. CARVALHO, A.S., et al. Avaliação de dentifrícios fluoretados, *R.G.O.*, Porto Alegre, n.44, v.1, p.17-21, jan/fev, 1996.
9. COHEN, F., BURDAIRON, G. Corrosive properties of odontologic fluoride containing gels against titanium. *J. dent. Res.*, Washington, v.71, p.525, 1992. [Abstracts, 81].
10. CRAIG, R.G. et al. Cast and wrought base metal alloys. In: *Restorative dental materials*. 10.ed., Saint Louis: Mosby, 1997. p.428-432.
11. CURY, J.A. Dentifrícios fluoretados no Brasil. *R.G.O.*, Porto Alegre, n.37, v.2, p.139-142, mar/abr, 1989.
12. DAUMAU-BLANCO, L. The nickel problem. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.48, n.1, p.99-101, 1982.
13. DE FIORI, S.R. Biomecânica de inserção e retirada de PPR. In: _____, *Atlas de prótese parcial removível*. São Paulo: Panamed, 1983. Cap.2, p.49-74.
14. DIETER, G.E. Fadiga dos metais. In: _____, *Metalurgia mecânica*. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1981. Cap.12, p.345-384.
15. FERREIRA, I., COSTA, N.G., TOKIMATSU, R.C. *Biomateriais: Fadiga dos Metais*. 1998. P.32-34.

16. 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.
17. 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.
18. 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.
19. 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].
20. IDA, K., TSUTSUMI, S., TOGAYA, T. Titanium and titanium alloys for dental casting. *J. dent. Res.*, Washington, v.59, p.985, 1980. [Abstracts, 397].
21. JAARDA, M. J. Preparo de superfície. In: *Osseointegração na Odontologia*, 1995. Cap.3, p.27-30.
22. 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.
23. JONES, T. K., et al. Dental implications of nickel hypersensitivity. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.56, n.4, p.507-509, Oct. 1986.

24. KASEMO, B. Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.49, n.6, p.832-837, June 1983.
25. 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.
26. 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.
27. LAUTENSCHLAGER, E.P., MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. dent. J.*, Guildford, v.43, n.1, p.245-253, 1993.
28. LUCAS, L.C., LEMONS, J.E. Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv. dent. Res.*, Washington, v.6, p.32-37, Sept. 1992.
29. MORRIS, H. et al. Stress distribution within circumferential clasp arms. *J. oral Rehabil.*, Oxford, v.3, n.4, p.387-94, Oct. 1976.
30. 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.
31. PHILLIPPS, R.W. Ligas para fundição odontológica. In: _____. *Materiais dentários de Skinner*. 9.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. Cap.20, p.208-222.

32. PRÖBSTER L., LIN, W. HÜTTEMANN, H.. Effect of fluoride prophylactic agents on titanium surfaces. *Int. J. oral maxillofac. Implants.*, Chicago, v.7, n.3, p.390-394, 1992.
33. 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.
34. SOUZA, S.A. Ensaio de fadiga. In:_____. *Ensaio mecânicos de materiais metálicos*. 4.ed. São Paulo: Edgard Blucher. 1974. Cap.8, p.130-156.
35. SYVERUD, M., OKABE, T., HER, H. Casting of Ti-6AL-4V alloy compared with pure Ti in na Ar-arc casting machine. *Eur. J. oral Sci.*, Copenhagen, v.103, n.5, p.327-330, May 1995.
36. TAGGART, W. H. A new and accurate method of making gold inlay. *Dent. Cosmos*, Philadelphia, v.49, p.1117-1119, 1907.
37. 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.
38. 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.

39. 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.412-9, Oct, 1995.
40. _____, 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.
41. 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.583-7, June 1997.
42. 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.
43. _____, FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence int.*, Berlin, v.27, n.6, p.401-408, June 1996.
44. WIIG, P., ELLINGSEN, J. E., VIDEM, K. Corrosion of titanium by fluoride. *J. dent. Res.*, Washington, v.72, p.195, 1993. [Abstracts, 735]
45. WILTSHIRE, W. A., FERREIRA, M. R., LIGTHELM, A. J. Alergies to dental materials. *Quintessence int.*, Berlin, v.27, n.8, p.513-520, Aug. 1996.

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

9 - OBRAS CONSULTADAS:

- 1- Annual Book of ASTM Standards. Section 3. Metals Test Methods and Analytical Procedures. **Metals-Mechanical Testing Elevated and Low Temperature Tests**; Metallography. 1995, p.753-762.
- 2- HERTZBERG, R.W. **Deformation and Fracture Mechanics of Engineerig Materials**. Fourth Edition, 1996, p.606-609.
- 3- MANUAL de Odontotécnica. **The Rematitan System - a revolution in dental prosthetics**. Dentaaurum – J.P. Winkelstroeter K.G – Pforzeheim, Alemanha. 1997. 104p.
- 4- SOLIANI, S.D.O., & SILVA, L.F. **Abreviaturas dos periódicos da Biblioteca da FOP-UNICAMP e locais de publicação conforme o world list of scientific periodicals**. Piracicaba, FOP-UNICAMP, 1995.24p.
- 5- SOLIANI, S.D.O., & SILVA, L.F. **Referências bibliográficas NBR 6023 da ABNT, de agosto de 1989**. Piracicaba, FOP-UNICAMP, 1995.24p.
- 6- SOLON, G. F. **Dicionário Odonto-Médico. Inglês-Português**. 1ª ed., 1998, 952p.

10- GLOSSÁRIO DE TERMOS TÉCNICOS UTILIZADOS

10 – GLOSSÁRIO DE TERMOS TÉCNICOS UTILIZADOS:

ACICULARES: Ou aciculado; que tem forma de agulha.

AUTOCLAVAR: Esterilização por meio de vapor sob pressão.

BIOCOMPATIBILIDADE: Compatibilidade com tecidos e ou organismos vivos; desprovido de efeitos tóxicos e danosos à função biológica.

CARCINOGENICOS: Cancerígeno; agente ou substância que pode produzir ou acelerar o desenvolvimento de câncer.

DESCONTINUIDADES GEOMÉTRICAS: Aquilo que é descontínuo, interrompido; que não é contínuo, no espaço ou no tempo.

DIFRAÇÃO: Desvio de direção de uma onda ao passar pela margem de um corpo opaco ou por um meio não homogêneo.

DÚCTIL: Que pode ser reduzido a frio, estirar-se e distender-se sem romper-se; maleável; flexível.

ESPATULAÇÃO: Ato de espatular; manipulação de um material com uma espátula ou um espatulador mecânico até transformá-lo numa massa homogênea.

FADIGA: É uma alteração na estrutura do material devido à aplicação 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, ou seja, é a diminuição gradual da resistência de um metal pela ação repetida de esforços sobre ele aplicados.

FLUORETOS: Qualquer sal de ácido fluorídrico que contenha íons de flúor.

FRACTOGRAFIA: Análise de uma superfície de fratura, observada em microscópio eletrônico de varredura.

GALVANISMO: Ou corrente galvânica; corrente elétrica contínua; ou que produz; diz-se da diferença de potencial elétrico entre dois eléctrodos metálicos.

INCLUSOR: Ou inclusão; incrustação, incluir, encaixar, encravamento, embutir; ato de incluir.

INTERPROXIMAL: Que está nas, ou entre as superfícies proximais dos dentes, ou entre dentes contíguos ou adjacentes.

IN VITRO: De processos ou reações biológicas; que se processa num meio artificial, como num tubo de ensaio, ou em uma placa, ou um meio de cultura; expressão latina largamente empregada em áreas médicas.

IN VIVO: Que ocorre ou se processa num organismo vivo; diz-se de processo ou experiências biológicas.

JATEAMENTO: Jato de areia ou jato de ar comprimido que impulsiona areia ou similar, como esferas de vidro, óxido de alumínio etc, utilizado na limpeza de peças protéticas.

MICROESTRUTURA: Estrutura em escala microscópica, como de uma liga metálica passível de ser observada através do microscópio, após ataque ácido.

NUCLEAÇÃO: Ato, efeito ou processo de formar um núcleo ou foco.

OSSEOINTEGRAÇÃO: Ato ou efeito de osseointegrar-se, estabelecendo ligação ou interação íntima com o tecido ósseo, como ocorre com os implantes de titânio que se integram ao tecido ósseo de sustentação.

PERIAPICAL: Pertencente ou relativo ao periápice.

PNEUMÁTICO: Pertencente ou relativo a ar, a gás, ao funcionamento por meio de ar ou gás, ao vento, ou à respiração.

SENSIBILIZANTE: Sensibilização; ato ou efeito de sensibilizar; indução de uma sensibilidade adquirida ou alérgica.

SOBRETENSIONAMENTO: Ensaio em tensão superior ao limite de fadiga, menor que o necessário para rompê-lo seguido por menor tensão, ainda superior ao limite de fadiga

SUBTENSIONAMENTO: Ensaio a uma tensão abaixo do limite de fadiga durante longo período de ciclos seguido por elevação de tensão, maior que este limite

11 – APÊNDICE:

11.1 VALORES ORIGINAIS:

TABELA 11.1- VALORES ORIGINAIS DO NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA PARA O TITÂNIO PURO E PARA A LIGA Ti-6Al-4V SEM A PRESENÇA DAS SOLUÇÕES DE ARMAZENAGEM:

AMOSTRA	TITÂNIO PURO	Ti-6Al-4V
1	18.623	31.428
2	15.679	23.386
3	12.679	23.897
4	23.077	12.468
5	17.446	16.242
6	16.089	29.924
7	22.665	31.713
8	20.390	10.866
9	21.981	10.424
10	22.947	22.347

**TABELA 11.2- VALORES ORIGINAIS DO NÚMERO DE CICLOS ATÉ A
FRATURA PARA O TITÂNIO PURO E PARA A LIGA Ti-6Al-4V
SOB A PRESENÇA DA SOLUÇÃO DE SALIVA ARTIFICIAL**

AMOSTRA	TITÂNIO PURO	Ti-6Al-4V
1	9.776	14.471
2	19.118	8.109
3	18.798	9.649
4	7.713	10.041
5	6.730	8.584
6	8.795	11.412
7	6.870	8.547
8	2.514	5.155
9	3.248	9.983
10	7.432	8.746

**TABELA 11.3- VALORES ORIGINAIS DO NÚMERO DE CICLOS ATÉ A
FRATURA PARA O TITÂNIO PURO E PARA A LIGA Ti-6Al-4V
SOB A PRESENÇA DA SOLUÇÃO DE SALIVA ARTIFICIAL
FLUORETADA**

AMOSTRA	TITÂNIO PURO	Ti-6Al-4V
1	3.962	7.280
2	6.656	4.480
3	4.285	5.435
4	4.309	3.690
5	10.989	8.852
6	2.498	8.721
7	7.599	9.012
8	9.546	3.900
9	3.181	3.975
10	4.704	8.946

11.2- DELINEAMENTO EXPERIMENTAL:

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

TABELA 11.4- NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	MATERIAL
B	TRATAMENTO

TABELA 11.5- ANÁLISE DE VARIÂNCIA:

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
MATERIAL	1	16415924.2666663	16415924.2666663	0.7340	0.60018
TRATAMENTO	2	2191613994.0333329	1095806997.0166665	48.9936	0.00001
MAT*TRA	2	8723286.4333340	4361643.2166670	0.1950	0.82499
RESÍDUO	54	1207780783.1999998	22366310		
TOTAL	59	3424533987.9333330			

Média geral: 11866.366200

Coefficiente de Variação: 39.855 %

TABELA 11.6- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	Ti-6Al-4V	30	12389.4333	12389.4333	a	A
2	1	Ti-PURO	30	11343.3000	11343.3000	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S. 5 % = 2451.33092 - D.M.S. 1% = 3262.10927

TABELA 11.7- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL DENTRO DE S/INFLUÊNCIA DO FATOR TRATAMENTO:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	Ti-6Al-4V	10	21269.5000	21269.5000	a	A
2	1	Ti-PURO	10	19157.6000	19157.6000	a	A

TABELA 11.8- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL DENTRO DE SALIVA DO FATOR TRATAMENTO:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	Ti-6Al-4V	10	9469.70000	9469.70000	a	A
2	1	Ti-PURO	10	9099.40000	9099.40000	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S. 5% = 4245.82970 - D.M.S. 1% = 5650.13899

TABELA 11.9- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL DENTRO DE SALIVA FLUORETADA DO FATOR TRATAMENTO:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	Ti-6Al-4V	10	6429.10000	6429.10000	a	A
2	1	Ti-PURO	10	5772.90000	5772.90000	a	A

TABELA 11.10- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	S/INFLUÊN	20	20213.5500	20213.5500	a	A
2	3	SALIVA	20	9284.5500	9284.5500	b	B
3	2	SALI+FLU	20	6101.0000	6101.0000	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S. 5% = 3608.20499 - D.M.S. 1% = 4554.67142

TABELA 11.11- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO DENTRO DE TITÂNIO PURO DO FATOR MATERIAL:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	S/INFLUÊN	10	19157.6000	19157.6000	a	A
2	3	SALIVA	10	9099.4000	9099.4000	b	B
3	2	SALI+FLU	10	5772.9000	5772.9000	b	B

**TABELA 11.12- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO
DENTRO DE Ti-6Al-4V DO FATOR MATERIAL:**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	S/INFLUEN	10	21269.5000	21269.5000	a	A
2	3	SALIVA	10	9469.7000	9469.7000	b	B
3	2	SALI+FLU	10	6429.1000	6429.1000	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S. 5% = 5102.77243 - D.M.S. 1% = 6441.27809

**OBSERVAÇÕES TRANSFORMADAS:
SEGUNDO RAIZ DE $(X + 0)$**

TABELA 11.13- NOME DOS FATORES:

FATOR	NOME
A	MATERIAL
B	TRATAMENTO

TABELA 11.14- ANÁLISE DE VARIÂNCIA:

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB. >F
MATERIAL	1	391.7366715	391.7366715	0.9053	0.65232
TRATAMENTO	2	43714.8705789	21857.4352894	50.5110	0.00001
MAT*TRA	2	0.3978661	0.1989330	0.0005	0.99932
RESÍDUO	54	23367.2344288	432.7265635		
TOTAL	59	67474.2395453			

Média geral: 103.642639

Coefficiente de Variação: 20.071%

TABELA 11.15- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	Ti-6Al-4V	30	106.197882	11277.990158	a	A
2	1	Ti-PURO	30	101.087388	10218.660033	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S. 5 % = 10.78230

- D.M.S. 1% = 14.34855

TABELA 11.16-TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL

DENTRO DE S/INFLUÊNCIA DO FATOR TRATAMENTO:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	Ti-6Al-4V	10	143.078943	20471.583893	a	A
2	1	Ti-PURO	10	137.820496	18994.489009	a	A

TABELA 11.17- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL

DENTRO DE SALIVA DO FATOR TRATAMENTO:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	Ti-6Al-4V	10	96.593976	9330.396167	a	A
2	1	Ti-PURO	10	91.411469	8356.056574	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S. 5% = 18.67550 - D.M.S. 1% = 24.85242

TABELA 11.18- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL

DENTRO DE SALIVA FLUORETADA DO FATOR TRATAMENTO:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	Ti-6Al-4V	10	78.920728	6228.481235	a	A
2	1	Ti-PURO	10	74.030200	5480.470541	a	A

TABELA 11.19- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	S/INFLUÊN	20	140.449719	19726.123634	a	A
2	3	SALIVA	20	94.002722	8836.511775	b	B
3	2	SALI+FLU	20	76.475464	5848.496574	c	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S. 5% = 15.87087 - D.M.S. 1% = 20.03395

**TABELA 11.20-- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO
DENTRO DE TITÂNIO PURO DO FATOR MATERIAL:**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	S/INFLUÊN	10	137.820496	18994.489009	a	A
2	3	SALIVA	10	91.411469	8356.056574	b	B
3	2	SALI+FLU	10	74.030200	5480.470541	b	B

**TABELA 11.21- TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO
DENTRO DE Ti-6Al-4V DO FATOR MATERIAL:**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	S/INFLUÊN	10	143.078943	20471.583893	a	A
2	3	SALIVA	10	96.593976	9330.396167	b	B
3	2	SALI+FLU	10	78.920728	6228.481235	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S. 5% = 22.44480 - D.M.S. 1% = 28.33229

FIGURA 11.1- 1º. ENSAIO DE FLEXÃO DA LIGA Ti-6Al-4V

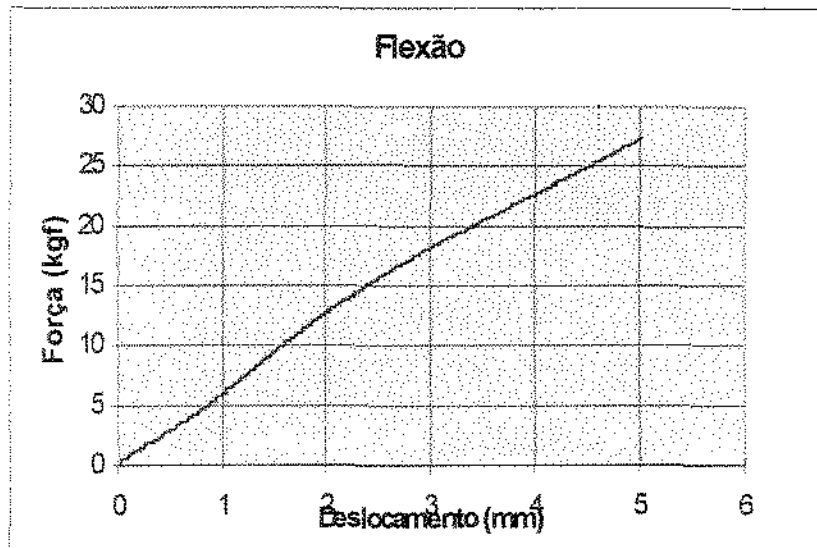


FIGURA 11.2- 2º. ENSAIO DE FLEXÃO DA LIGA Ti-6Al-4V

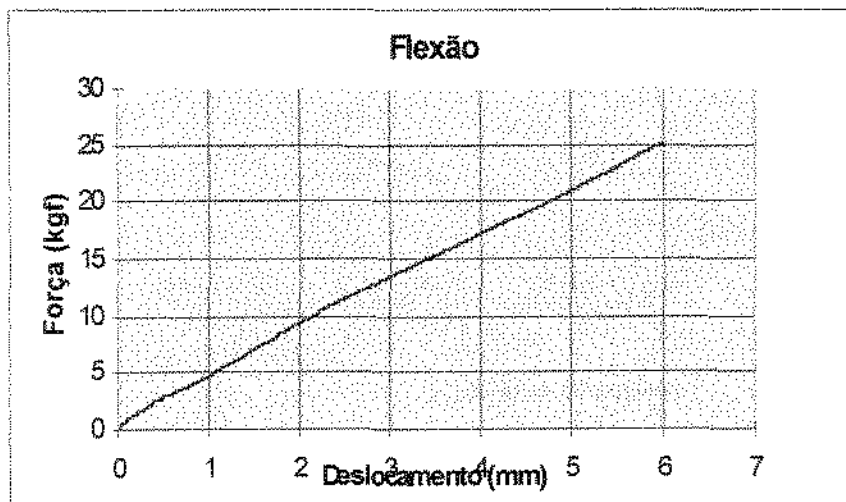


FIGURA 11.3- 3º. ENSAIO DE FLEXÃO DA LIGA Ti-6Al-4V

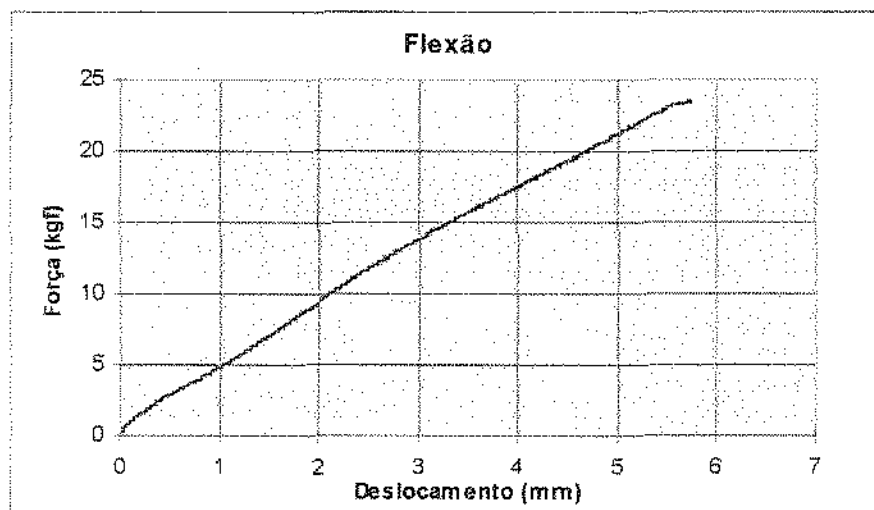


FIGURA 11.4- 1º. ENSAIO DE FLEXÃO PARA O TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO

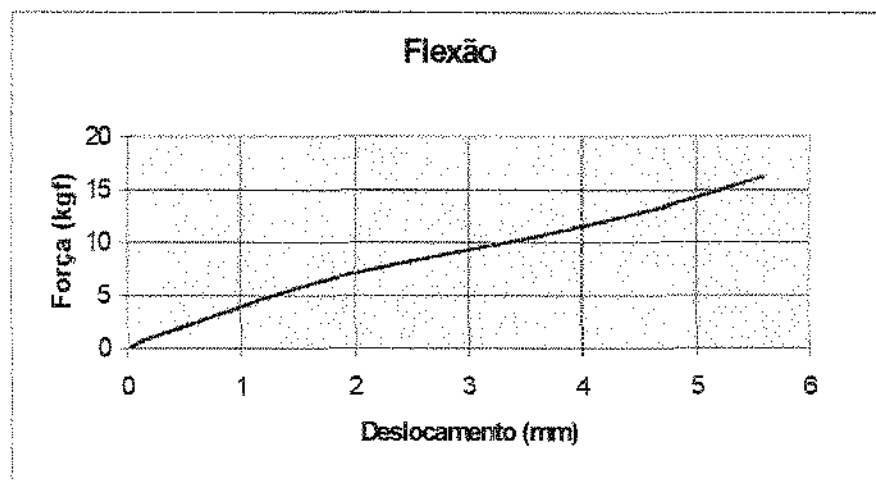


FIGURA 11.5- 2º. ENSAIO DE FLEXÃO PARA O TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO

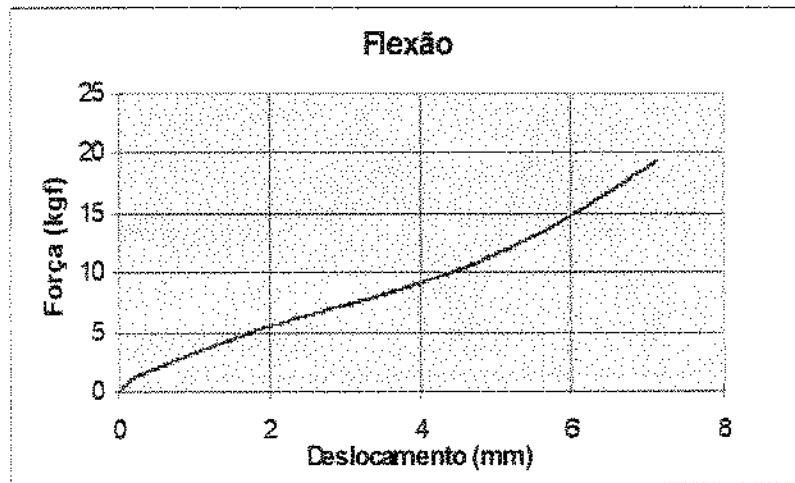


FIGURA 11.6- 3º. ENSAIO DE FLEXÃO PARA O TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO

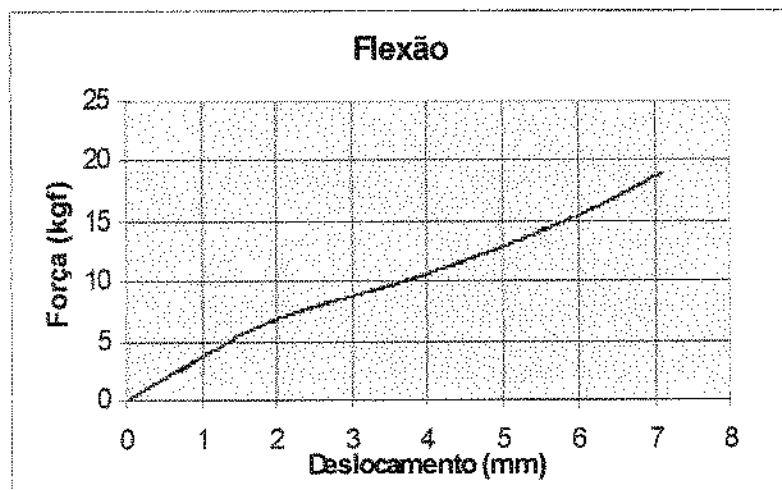
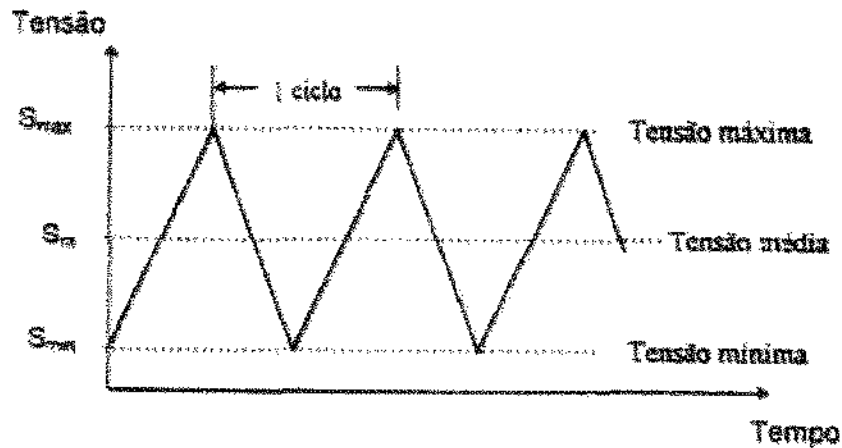


FIGURA 11.7- VARIAÇÃO ESQUEMÁTICA DA TENSÃO EM FUNÇÃO DO TEMPO, EM UM CARREGAMENTO CÍCLICO (ENSAIO DE FADIGA).



Observação: Na figura 11.7, a tensão varia de um valor mínimo (S_{min}) até um valor máximo (S_{max}). No processo mastigatório um ciclo significa uma única mordida, sendo que normalmente a tensão mínima é igual a zero.