



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**DESEMPENHO CLÍNICO DE
INFRA-ESTRUTURAS DE PRÓTESES REMOVÍVEIS
EM TITÂNIO c.p. E LIGAS Ti-6Al-4V E Co-Cr-Mo:
A DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DE GRAMPOS E
RUGOSIDADE SUPERFICIAL**

Guilherme Elias Pessanha Henriques

Mestre em Odontologia – Área de Materiais Dentários
Doutor em Clínica Odontológica – Área de Prótese Dental
Professor Assistente Doutor – Área de Prótese Parcial Fixa
FOP-UNICAMP

*Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba
da Universidade Estadual de Campinas
para obtenção do título de Professor Livre Docente
na Área de Prótese Parcial Fixa do
Departamento de Prótese e Periodontia da
Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP*

PIRACICABA - SP
ANO 2000



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



1150055258

FOP
T/UNICAMP H395d

**DESEMPENHO CLÍNICO DE
INFRA-ESTRUTURAS DE PRÓTESES REMOVÍVEIS
EM TITÂNIO c.p. E LIGAS Ti-6Al-4V E Co-Cr-Mo:
A DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DE GRAMPOS E
RUGOSIDADE SUPERFICIAL**

Esta pesquisa foi financiada pela



processo número 1997/10039-7

(vigência: 30 de Janeiro de 1998 / 30 de Janeiro de 2000)

11853
PIRACICABA - SP
ANO 2000

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

dedico este trabalho

**a Maria Rita, Gabriel,
Yara, Antônio, Maria – Inah (“in memorian”),
Laís e Paulo Affonso,**
pelo exemplo, carinho, incentivo e constante apoio.

Aos “amigos”:

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo

Voluntários da pesquisa

Altair Antoninha Del Bel Cury

José Antônio Nunes de Mello

Renata Blumer

Marcos Blanco Cangiani

Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Gláucia Maria Bovi Ambrosano

José Merzel

Agenor Montebello Filho

Ricardo Alexandre Zavanelli

Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Marcelo Ferraz Mesquita

Simonides Consani

João Manoel Domingos de Almeida Rollo

Itamar Ferreira

*meu especial agradecimento pela
colaboração direta na realização deste trabalho.*

SUMÁRIO:

Capítulo	Página
ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	06
RESUMO	07
ABSTRACT	08
I. INTRODUÇÃO	09
II. REVISÃO DA LITERATURA	16
III. PROPOSIÇÃO	70
IV. METODOLOGIA	72
IV-1-MATERIAIS	73
IV-2-MÉTODO	74
V. RESULTADOS	93
VI. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	112
VII. CONCLUSÃO	126
VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	128
APÊNDICE	135

I. ABREVIATURAS E SÍMBOLOS:

Abreviatura ou símbolo	significado
%	Por cento
<	Menor que
>	Maior que
°C	Grau Celsius
Ag	Prata
Al	Alumínio
Au	Ouro
cal	Caloria
cm	Centímetro
Co	Cobalto
Cr	Cromo
Cu	Cobre
Fe	Ferro
g	Gramma
Ga	Gálio
kg	Kilograma
kVp	Quilovoltagem pico
M	Molar
M.E.V.	Microscopia eletrônica de varredura
mA	Miliamperagem
Mg	Magnésio
min	Minuto
mL	Mililitro
mm	Milímetro
Mo	Molibdênio
MPa	Megapascal
N	Newton
Ni	Níquel
Pd	Paládio
pH	Potencial de hidrogênio
Pt	Platina
Ra	Rugosidade média
seg	Segundo
Sn	Estanho
Ta	Tântalo
Ti	Titânio
Ti c.p.	Titânio comercialmente puro
V	Vanádio
Zn	Zinco
µm	Micrometro

RESUMO:

DESEMPENHO CLÍNICO DE INFRA-ESTRUTURAS DE PRÓTESES REMOVÍVEIS EM TITÂNIO c.p. E LIGAS Ti-6Al-4V E Co-Cr-Mo: A DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DE GRAMPOS E RUGOSIDADE SUPERFICIAL (HENRIQUES GEP, 2000). Devido às propriedades como biocompatibilidade e a alta relação resistência/peso, tem-se introduzido o uso do titânio e ligas derivadas na confecção de coroas e próteses removíveis. Entretanto, não há relatos na literatura relativos à avaliação longitudinal do desempenho clínico de infra-estruturas fundidas, propiciando com que o propósito deste estudo fosse avaliar comparativa e longitudinalmente a deformação plástica de grampos e a rugosidade superficial de infra-estruturas confeccionadas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e liga de Ti-6Al-4V após período de seis e doze meses de serviço, confrontando os resultados com estruturas fundidas em liga à base de Co-Cr-Mo. Foram avaliadas 31 próteses removíveis de um total de 42 confeccionadas, divididas aleatoriamente entre os três materiais envolvidos. A rugosidade superficial média foi avaliada por rugosímetro (Surfcorder SE 1700 – Kosaka Ltd – Japão) anteriormente à instalação das próteses e após 6 meses e 12 meses de sua utilização e os resultados obtidos, submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey a 5% de significância para valores com diferenças significativas. A deformação plástica de sistemas de grampos, foi calculada em porcentagem de alteração linear entre suas extremidades, mediante a comparação da distância inicial com a obtida após os períodos de utilização, utilizando um microscópio comparador equipado com escala micrométrica digital (Ernst Leitz – Wetzlar – Alemanha), sendo os resultados obtidos, analisados estatisticamente pelos testes de Mann-Whitney e Kruskal-Wallis. Relativo à rugosidade superficial, verificou-se que as estruturas em Ti c.p. e liga de Ti-6Al-4V apresentaram-se menos rugosas na medida em que o tempo de avaliação prolongava-se, registrando valores iniciais entre 0,32 a 0,37 μm e após o serviço, entre 0,23 e 0,26 μm . Já após 6 meses de avaliação, as estruturas em Ti c.p. tornaram-se semelhantes estatisticamente àquelas com maior lisura superficial fundidas em Co-Cr-Mo, que não apresentaram alterações longitudinais significativas, mostrando valores entre 0,22 a 0,17 μm . Mesmo após 12 meses de avaliação, fundidas na liga de Ti-6Al-4V, as estruturas apresentaram valores superiores àqueles obtidos na liga Co-Cr-Mo, porém não diferentes dos obtidos em Ti c.p.. Quanto à deformação plástica dos sistemas de grampos, embora numericamente as estruturas em Ti-6Al-4V registrassem 0,54 % de deformação contra 0,06 % das obtidas em Ti c.p. após 12 meses de serviço, não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas entre os materiais envolvidos. Em relação aos diferentes períodos de avaliação, houve aumento numérico de deformação com o crescente tempo de serviço, porém, para os três materiais, não houve diferenças estatisticamente significativas.

ABSTRACT:

CLINICAL PERFORMANCE OF REMOVABLE PARTIAL DENTURE FRAMEWORKS IN COMMERCIALLY PURE TITANIUM AND Ti-6Al-4V AND Co-Cr-Mo ALLOYS: THE PLASTIC DEFORMATION AND SURFACE ROUGHNESS (HENRIQUES GEP, 2000). Cast titanium has been introduced for fixed and removable applications due to its biocompatibility and low weight to volume. The lack of longitudinal evaluation of the clinical performance of cast frames induced the aim of this study in verifying comparatively the plastic deformation and surface roughness of removable partial denture (RPD) frameworks obtained in commercially pure (c.p.) titanium and Ti-6Al-4V alloy after 6 and 12 months in service with samples finished in Co-Cr-Mo alloy. Thirty one out of forty two RPD frameworks were randomly manufactured with one of the materials evolved. The surface roughness test was carried out before the RPD installation and after 6 and 12 months of service with a Surfcoorder SE 1700 – Kosaka Ltd – Japan – measuring equipment. The results were subjected to analysis of variance (ANOVA) and Tukey's multiple comparison test with the statistical significance set at the 0.05 probability level. The clasp plastic deformations were computed in percentage of linear alteration using a Ernst Leitz - Germany microscope with an electronic measuring caliper. Plastic deformation results were subjected to Mann-Whitey and Kruskall-Wallis non parametric tests. RPD frameworks obtained in c.p. titanium and titanium alloy showed decreased surface roughness after service period. Initial values varied from 0.32 to 0.37 μm and from 0.23 to 0.26 μm after service. After 6 months of service, c.p. titanium RPD frameworks were statistically similar to those obtained in Co-Cr-Mo alloys, which did not show statistically differences among the evaluation periods and they exhibited values from 0.22 to 0.17 μm of surface roughness. There were no significant differences among the metals and the evaluation periods regarding the clasp plastic deformations in spite of the 0.54% of deformation for Ti-6Al-4V against 0.06 % for c.p. titanium.

I-INTRODUÇÃO

I-INTRODUÇÃO:

Desde a década de 1950, o titânio é utilizado 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 (LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN³⁸, 1993). É enaltecido também por ser largamente encontrado na natureza (correspondendo a 0,6 % do total de elementos químicos presentes na crosta terrestre) e com método de extração relativamente barato

Uma liga metálica contendo 99,5 % de titânio – também chamado de titânio comercialmente puro (Ti c.p.) - passa por uma transformação de estrutura cristalina hexagonal (fase alfa) para uma estrutura cúbica de corpo centrado (fase beta) a 883 °C. Esta mudança da estrutura cristalina está diretamente relacionada com as propriedades do metal (BERGMAN¹⁰, 1990).

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 eletro-químico, muito bem aderida ao metal de origem e que permite o íntimo contato de biomoléculas (BERGMAN¹⁰, 1990; CRAIG *et al.*¹⁸, 1996; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN³⁸, 1993; PARR *et al.*⁴⁶, 1985; WANG & FENTON⁶⁴, 1996;)

Conforme a Tabela I, o Ti c.p. tem propriedades mecânicas semelhantes às das ligas de ouro tipo IV. Devido a esta semelhança nos valores de resistência mecânica, além da biocompatibilidade e baixo peso específico já mencionados, o titânio foi introduzido, na década de 70, na confecção de artefatos protéticos estruturais como coroas e aparelhos parciais removíveis (IDA *et al.*³⁴, 1980 e BERG⁸, 1996).

A utilização do Ti c.p. foi reforçada por **BLACKMAN et al.**¹¹, em 1991, que verificaram que infra-estruturas de próteses parciais removíveis assim obtidas, apresentavam alterações dimensionais nos planos horizontal e vertical, com contração máxima de 2,6 e expansão máxima de 1,8 %, valores estes, similares às alterações encontradas em infra-estruturas convencionais obtidas em ligas do sistema cobalto-cromo-molibdênio (Co-Cr-Mo) – ligas clássicas nesta modalidade (**LANE**³⁷, 1949).

TABELA I.1 - PROPRIEDADES FÍSICAS DO TITÂNIO c.p. E LIGAS PARA PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS *

ligas	Fonte de calor	Resistência máxima à tração (MPa)	Limite 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-Mo	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 gas-ar/ centrífuga	770	495	6	15,2	235	950

adaptado de **BLACKMAN et al.**¹¹, 1991

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 alto ponto de fusão (1700 °C), baixo peso específico e reatividade química (**CRAIG**¹⁸, 1996; **TAIRA et al.**⁵⁸, 1989).

As altas temperaturas de fusão do titânio, exigem procedimentos especiais de fundição, ciclos de resfriamento, revestimentos e equipamentos para prevenir sua contaminação. Em altas temperaturas, reage com elementos gasosos tais como o nitrogênio, oxigênio e hidrogênio, devendo ser manipulado em ambiente controlado. O contrário, age sob pena da formação de uma camada espessa de óxidos complexos de titânio – fenômeno conhecido como “caso alfa” - que tende a reduzir a resistência e ductilidade da estrutura obtida. Além disso, devido ao baixo peso específico, a injeção do metal líquido no molde de revestimento, requer cuidados específicos no processo de fundição, como a utilização de câmara de vácuo, tornando a técnica de centrifugação convencional inadequada para este fim (**BERGMAN**¹⁰, 1990; **HERO et al.**³², 1993; **VALLITU & KOKKONEM**⁶⁰, 1995).

Os altos valores de alongamento (devido ao baixo módulo de elasticidade) e inferioridade no limite de escoamento (Tabela I) influenciam diretamente na arquitetura e biomecânica dos aparelhos protéticos parciais removíveis. Em comparação aos aparelhos removíveis obtidos em Co-Cr-Mo, as infra-estruturas obtidas em Ti c.p. necessitam de retentores e conectores de seção transversal maior na tentativa de se reduzir a deformação elástica e a perda de retentividade. São particularmente indicadas para atuação em áreas mais retentivas (**AFZALI et al.**¹, 1995; ; **BRIGDEMAN et al.**¹⁴, 1997; **HUMMEL et al.**³³, 1994)

No intuito de melhorar o limite de escoamento e módulo de elasticidade almejando estruturas delgadas e resistentes, tratamentos térmicos vêm sendo impostos ao titânio puro e às ligas derivadas, trazendo resultados superiores às amostras no estado bruto de fundição (**CRAIG**¹⁸, 1996).

Embora preliminarmente, ligas binárias de variadas proporções à base de titânio-níquel, titânio-cobalto, titânio-cobre e titânio-paládio vêm sendo estudadas na tentativa de melhorar determinadas

propriedades mecânicas, como a dureza superficial, módulo de elasticidade, diminuição da temperatura de fusão e suas conseqüências. Contudo, a resistência à corrosão destes sistemas de ligas pode ser tornar diminuída na medida em que o número de elementos químicos é aumentada, além de propriedades favoráveis do titânio, como a excelente proporção resistência/peso e biocompatibilidade, tornarem-se prejudicadas quanto sua proporção no sistema for diminuída (**CRAIG**¹⁸, 1996).

Ligas metálicas industriais compostas de titânio (90%), alumínio (6%) e vanádio (4%) - Ti-6Al-4V - apresentam valores de resistência à tração semelhantes aos das ligas de níquel-cromo (Ni-Cr) e Co-Cr-Mo e limite de escoamento superior ao do Ti c.p.. Pecam pela menor fluidez e maior concentração de defeitos decorrentes das fundições na comparação ao Ti c.p.. Embora ainda não disponíveis comercialmente para o uso em próteses dentais e de formulação difícil devido a diferentes pressões de vapor entre os componentes, estes sistemas metálicos vêm sendo avaliados e aos poucos introduzidos na confecção de artefatos protéticos (**LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN**³⁸, 1993; **PARR et al.**⁴⁶, 1985; **SYVERUD et al.**⁵⁶, 1995; **WANG & FENTON**⁶⁴, 1996).

As chamadas próteses parciais removíveis constituem-se de uma infra-estrutura metálica - grampos de retenção, posicionados em áreas retentivas e grampos de oposição - e de uma superestrutura acrílica. As infra-estruturas das próteses removíveis são comumente obtidas em liga do sistema Co-Cr-Mo. Embora este sistema apresente propriedades desejáveis que possibilitaram a substituição das ligas de ouro, muitos são os fracassos e perda de próteses por fraturas de componentes (**HENRIQUES et al.**³¹, 1997). Muito embora o titânio venha sendo utilizado na confecção de infra-estruturas removíveis, não há relatos na literatura de acompanhamento clínico que vise a verificação da manutenção da adaptação dos grampos após determinado tempo de

utilização, nem tão pouco, a quantificação de fracassos por fratura de componentes.

Muitos dos fracassos de próteses removíveis, devem-se à constante flexão durante sua inserção e remoção ou durante a própria dinâmica mastigatória, sendo afetados pelo fenômeno de fadiga (**CRAIG et al.**¹⁷, 1996; **DE FIORI**²⁰, 1983; **HENRIQUES et al.**³¹ 1997; **MORRIS et al.**⁴³ 1976; **VALITTU & KOKKONEN**⁶⁰, 1995). Segundo **DIETER**²¹, 1981 e **SOUZA**⁵⁴, 1974, este fenômeno se inicia na superfície do material, sendo responsável por 90% das falhas mecânicas de estruturas metálicas em serviço, estando intimamente relacionado à presença de descontinuidades e irregularidades superficiais, que tendem a agir como nucleadores de iniciação das trincas.

Embora o titânio seja um metal muito reativo, a camada de óxidos que se forma instantaneamente e espontaneamente na superfície, transforma-o da condição ativa para passiva. 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 corrosivos superficiais e localizados, propiciados por determinados agentes e induzindo à instabilidade desta camada passivadora, principalmente em situações de tensões ou sobrecarga (**LUCAS & LEMONS**⁴¹, 1992).

O uso de soluções fluoretadas em concentrações contendo mais de 20 ppm de ions fluoretos e pH abaixo de 6 ou 7, é tido como modificador da atividade eletroquímica da superfície do titânio, propiciando o início de trincas e fendas (**KONONEM et al.**³⁶, 1995 **SIIRILÄ & KÖNÖNEN**⁵², 1991). No entanto, segundo **ZAVANELLI & HENRIQUES**⁶⁶, 1999, o meio armazenador, seja ele fluoretado ou não, tem efeito direto sobre a redução da vida em fadiga tanto em amostras fundidas em Ti c.p., quanto em Ti-6Al-4V.

A presença de irregularidades introduzindo rugosidade superficial aumentada, as quais são provocadas pela ação de meios, teria efeito direto sobre a resistência à fadiga da infra-estrutura em titânio

(DIETER²¹, 1981). Além da possível redução da vida, a formação de fendas poderia conduzir à redução da área da seção transversal da estrutura e induzir à maior deformação plástica ou permanente (HENRIQUES *et al.*³¹, 1997) ou trazer indícios de corrosão superficial, que tenderia a reduzir a adaptação da peça com o uso prolongado.

Heterogeneidades e defeitos não removidos pelos procedimentos de acabamento e provocados pela técnica de fundição, da mesma forma, podem agir como concentradores de tensão e atuarem diretamente no fracasso precoce do componente metálico. Sendo o titânio sensível à técnica de fundição, a ausência de consenso relativo a sua ideal manipulação e a falta de estudos que verifiquem a influência do meio oral sobre a alteração da superfície de infra-estruturas fundidas, além do acompanhamento clínico destes componentes, justificaram o propósito deste estudo.

II-REVISÃO DA LITERATURA

II-REVISÃO DA LITERATURA:

TAGGART⁵⁷ em 1907, apresentou um método revolucionário para a confecção de restaurações metálicas fundidas 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.

Descrevendo diversas ligas utilizadas para restaurações odontológicas, **PAFFENBARGER et al.**⁴⁵, em 1943, com relação às ligas de cobalto e cromo, concluíram que a proporção ideal para obtenção de valores satisfatórios de resistência, dureza, resistência à abrasão e perda de brilho era de 70 % de Co e 30 % de Cr, sendo que o aumento no conteúdo de Cr para proporções além de 30 %, ocasionava formação de composto intermetálico, tornando a liga excessivamente frável. Verificaram que elementos como o molibdênio, tungstênio e carbono também estavam presentes, sendo o último, responsável pela melhoria das propriedades mecânicas da liga. Confirmaram a necessidade de materiais e técnicas especiais para a fundição, como revestimento aglutinado por sílica ou fosfato e fontes de calor para temperaturas elevadas. Quando comparadas com as ligas de Au, as ligas de Co-Cr-Mo apresentavam valores menores para resistência à tração, limite de escoamento e alongamento, embora com valores maiores no que dizia respeito à dureza e módulo de elasticidade. Considerando os tratamentos térmicos, as ligas estudadas mostravam comportamentos diferentes ao das ligas de Au, não sendo passíveis de serem modificadas mecanicamente por estes artificios.

Com relação às ligas de Co-Cr-Mo, **LANE**³⁷, em 1949, constatou que suas fundições eram cinco vezes mais numerosas do que aquelas com as ligas de Au. Atestou que os critérios desejáveis para a substituição do Au por Co-Cr-Mo incluíam: poucas dificuldades técnicas de utilização; propriedades químicas que não produzissem efeitos patológicos ao operador e ao paciente e que possibilitassem resistência à desintegração no meio bucal; propriedades físicas como resistência, temperatura de fusão, coeficiente de expansão térmica e condutividade térmica satisfatórias; e, custo baixo e disponibilidade em situações de emergências mundiais. O autor citou como vantagens destas ligas sobre as ligas áureas: melhor tolerância dos tecidos orais; manutenção do brilho e superfície polida; peso específico de 8,9 contra 16,9 das ligas de Au, o que possibilitava alta resistência em estruturas delgadas; baixo custo; elevada dureza, que conduzia à manutenção do brilho sob situação de abrasividade; e, elevada rigidez, estando indicadas em situações clínicas diversas. Como desvantagens, o autor citou: necessidade de equipamentos caros e específicos; menor ductilidade que as ligas de Au; impossibilidade de tratamento térmico; maior módulo de elasticidade; temperatura de fusão mais elevada e maior contração de fundição na solidificação, exigindo uso de revestimentos especiais; e, difícil acabamento e polimento. O autor ressaltou que o conteúdo de Cr era responsável pela resistência à oxidação; o carbono, ligeiramente solúvel na solução sólida de Co e Cr, era responsabilizado pelas propriedades mecânicas e resistência à corrosão; a presença de tungstênio tendia a estabilizar a liga, tornando as propriedades mecânicas mais uniformes de uma fundição para outra; o berílio agia como redutor da temperatura de fusão; o nitrogênio, presente em pequenas porcentagens, atuava à semelhança do carbono; a presença de magnésio tomava o comportamento da liga mais estável, implicando em mais resistência; e, que a substituição de porcentagens de Co por Ni, reduzia o custo, elevando os valores de ductilidade. O autor afirmou,

ainda, que o tamanho granular destas ligas estava diretamente relacionado com a temperatura do molde e do metal, ocorrendo aumento no tamanho granular, tornando a liga mais fraca e dúctil. Ligas de diferentes tamanhos granulares apresentavam variação de 50% na ductilidade e pequena variação na resistência. Variações na temperatura tinham efeito adicional sobre o espaçamento de carbonetos. Um aumento da temperatura do molde, conduzia ao aumento do espaçamento entre carbonetos, sendo que a variação na temperatura da liga não afetava este fenômeno. O espaçamento entre carbonetos alterava a ductilidade, pouco agindo sobre a resistência do material. O autor concluiu que em se considerando apenas o custo, não havia razão de se substituir uma liga nobre por uma não nobre.

Em 1956, **EARNSHAW**²⁴ efetuou uma coletânea de dados com relação às ligas de Co-Cr-Mo, confirmando que estas formavam uma solução sólida de aproximadamente 70 % de Co e 30% de Cr, podendo haver limitada substituição do Co por Ni, conduzindo, desta forma, a uma diminuição na temperatura de fusão. Estas ligas eram compostas por 5 % de carboneto de tungstênio e molibdênio, sendo que o conteúdo de carbono presente, exercia efeito pronunciado sobre a dureza e resistência. Segundo o autor, as ligas de Co-Cr-Mo consistiam de uma estrutura dendrítica formada pela matriz composta de solução sólida de Co e Cr, envolvida por pequenas ilhas de carbonetos. A medida em que o conteúdo de carbono aumentava, a estrutura interdendrítica de carbonetos tornava-se contínua e demasiadamente friável; a medida em que o tamanho destas ilhas de carbonetos aumentava, sem que ocorresse continuidade entre elas, maior era a resistência; e, a medida em que o espaçamento entre elas aumentava, maior era a ductilidade. Com o aumento no tamanho granular, ocorria diminuição na resistência e aumento na ductilidade. Quando comparadas com as ligas de Au, as ligas de Co-Cr-Mo possuíam menor

resistência à tração e à fadiga e maior módulo de elasticidade, sendo mais susceptíveis à deformação permanente. Possuíam aproximadamente a metade do peso específico, além de maior dureza e resistência à abrasão. Estas ligas apresentavam alta temperatura de fusão e grande contração de fundição. Contudo, necessitavam de revestimento aglutinado por fosfatos ou silicatos, devido a liberação de compostos sulfúreos quando o sulfato de cálcio era utilizado como aglutinante do revestimento, levando à ocorrência de porosidade. Para a fusão da liga, devia ser utilizada chama redutora de maçarico à oxigênio e acetileno, ocorrendo, desta forma, pequeno aumento no conteúdo de carbono que conduzia ao aumento na resistência mecânica. Porém, o superaquecimento na fusão da liga, promovia aumento granular e diminuição nas propriedades físicas. Para a fusão, podiam ser utilizados também o arco de carbono e gás argônio, forno com resistência de carboneto de silício ou indução de alta frequência. Devido à técnica de fundição exigir equipamento específico e controle de diversas condições, a utilização das ligas de Co-Cr-Mo limitava-se a técnicos especializados.

Em 1958, **EARNSHAW**²³ definiu como contração de fundição aparente, a máxima contração que podia ocorrer durante a fundição de uma determinada liga. Afirmou que a contração térmica da liga durante a solidificação, era compensada pela adição de metal líquefeito fornecido pelos condutos de alimentação e câmara de compensação, cuja contração aparente era igual à contração da liga quando do resfriamento a partir da temperatura de “*solidus*” para a temperatura ambiente. Definiu também como contração real de fundição, aquela que realmente ocorria durante o processo. Constatou que a contração real era menor que a contração aparente, devido a fatores como a fricção no entrelaçamento entre a liga e a superfície do molde que podia ocasionar distorções no processo, principalmente nos primeiros estágios do resfriamento,

momento em que a liga apresentava-se com alta ductilidade. Outro fator seria a solidificação prematura de porções da fundição, responsável pela contração, que seria compensada pelo metal líquido fornecido pelos condutos e porções não solidificadas. O autor definiu também como contração final de fundição como sendo a diferença entre a contração real de fundição e a compensação provida pela expansão do revestimento. O autor determinou a contração real de fundição de ligas de Co-Cr-Mo (Wisil, Croform, Nobilium, Svedion e Virillium), utilizando um dispositivo que consistia de um tubo de aço inoxidável de 6,98 cm de diâmetro por 6,35 cm de altura. Duas perfurações com roscas internas diametralmente opostas foram executadas nas paredes do tubo, providas de tampões maciços rosqueáveis de 1,65 cm de diâmetro por 2,51 cm de comprimento. Outros dois tampões com orifícios internos foram confeccionados com dimensões idênticas aos primeiros, porém com orifícios internos onde eram acopladas hastes de 0,31, 0,63 ou 0,95 cm de diâmetro por 6,35 cm de comprimento. Ao tubo metálico foi adaptada uma base formadora de cadinho de formato cônico. Foram utilizados dois tipos de revestimento (Baker e Virillium), cujos moldes foram aquecidos às temperaturas de 500 e 600 °C, seguido pelo resfriamento à temperatura ambiente, antes do procedimento de fundição. O autor concluiu que a contração real de fundição era afetada pela resistência do revestimento, onde quanto maior a rugosidade superficial do molde, menor a contração da liga. Outro fato seria a dimensão da fundição, onde padrões com menor volume, portanto com menor área de superfície, apresentavam maior contração.

Utilizando um modelo padrão que simulava um arco superior parcialmente desdentado, com quatro pilares localizados em posições correspondentes aos caninos e segundos molares, **OLSEN & TAYLOR**⁴⁴ em 1961, verificaram a influência do controle da temperatura de fundição sobre a precisão dimensional de ligas de Co-Cr-Mo. Os nichos foram

preparados sobre esses dentes e pontos de referência foram feitos na crista do rebordo residual a aproximadamente 5 mm da distal dos pilares anteriores e 5 mm da mesial dos pilares posteriores. As distâncias entre esses pontos foram mensuradas com um microscópio comparador. A média de quatro mensurações para cada dimensão foi feita para assegurar a precisão do processo. Os resultados mostraram que era possível determinar uma variação ótima nas temperaturas de fundição para se obterem estruturas dentais com Co-Cr-Mo de vários tamanhos e que essas temperaturas também podiam ser relacionadas às propriedades físicas das mesmas.

Mediante o corte e análise metalográfica de seções que incluíam as áreas de fratura de estruturas de Co-Cr-Mo, **HARCOURT**²⁹ em 1961, procurou determinar as possíveis causas que levavam ao fracasso das próteses. As amostras foram analisadas em microscopia ótica, sendo posteriormente polidas metalograficamente, avaliadas quanto à ocorrência de inclusões, contração e porosidade, sendo, então, fotografadas. Foram posteriormente atacadas eletroliticamente e avaliadas no que dizia respeito à fase de carbono, tamanho de grãos e estrutura dendrítica. O autor concluiu que: 1) em muitos casos, os defeitos na estrutura das fundições conduziam a fraturas; 2) o tamanho granular variava consideravelmente entre uma área de estrutura fina e outra de estrutura espessa; 3) muitas fraturas ocorriam no apoio oclusal, na junção com os braços do grampo; e, 4) os apoios oclusais tornavam-se mais resistentes a fraturas, quando eram confeccionados com seção esférica de diâmetro maior.

Em 1962, **PEYTON & CRAIG**⁴⁷ estudaram a compatibilidade do duplicador com o revestimento para reproduzir detalhes de superfície do modelo mestre, a resistência de superfície do modelo de revestimento e o efeito do material de molde na expansão térmica dos revestimentos.

Constataram que na reprodução de superfície e detalhes, nenhum dos duplicadores comerciais investigados foi compatível com todos os revestimentos testados. A presença de glicerina nos materiais duplicadores mostrou-se incompatível com os revestimentos à base de gesso. Todos os duplicadores foram compatíveis com os revestimentos à base de fosfato, que tiveram pequena expansão durante a cristalização. Os revestimentos à base de fosfato, com considerável expansão durante o endurecimento, foram compatíveis com os duplicadores plásticos, mas em geral, incompatíveis com o material tipo ágar. Os revestimentos à base de sílica foram compatíveis com os duplicadores à base de ágar, mas não com os duplicadores plásticos. A resistência à penetração da superfície do revestimento foi o mais crítico teste de compatibilidade. Uma considerável variação foi observada na resistência à penetração na superfície do revestimento à base de gesso, quando vertido em moldes obtidos de duplicadores à base de ágar e plásticos. A superfície do revestimento à base de fosfato apresentou-se mais dura quando produzida em moldes obtidos de duplicadores plásticos. Quando foi usado o duplicador à base de ágar, a resistência à penetração foi bem baixa, menor ainda, quando o corpo de prova foi seco por aquecimento de acordo com as instruções do fabricante. O revestimento à base de sílica foi tão fraco à penetração, que não pôde ser mensurado. Algumas variações ocorreram na expansão térmica, usando vários duplicadores com um revestimento à base de gesso ou à base de fosfato; quanto ao revestimento à base de sílica, nenhuma variação foi observada, quando vazados em moldes de vários duplicadores à base de ágar.

Realizando um estudo onde avaliou diversos aspectos de desenhos de grampos fundidos para próteses parciais removíveis, assim como as propriedades físicas das ligas, **BATES**⁴ em 1963, confeccionou amostras de seção retangular, medindo 1,52 por 2,54 por 30 mm de comprimento. Numa extremidade foi confeccionada uma pequena marca,

onde um fio de aço inoxidável foi adaptado para a verificação da deflexão através de um microscópio comparador. O autor verificou que o desvio padrão era, no mínimo, igual ao dobro do verificado para as ligas de Au, indicando uma grande variação nas propriedades ensaiadas. O autor avaliou também a flexão dos grampos no limite proporcional, utilizando amostras como as anteriormente descritas, contudo, com 10 mm de comprimento e diferentes raios de curvatura. A máxima flexão encontrada foi 0,170 mm, sendo um valor extremamente baixo, que podia comprometer a retenção dos grampos e exercer demasiada pressão nos dentes suportes. Verificou também que um aumento na curvatura, determinava uma diminuição na flexão, fato compensado pelo aumento no comprimento do grampo.

Novamente **HARCOURT**³⁰, em 1964, avaliou a variação na velocidade de resfriamento após solidificação e o efeito de tratamentos térmicos nas propriedades físicas de ligas de Co-Cr-Mo. Desta forma, confeccionou amostras com forma de halteres, indicados para avaliação de resistência à tração, medindo 3,49 cm de comprimento. Um grupo de três amostras foi incluído em revestimento, aquecido até a temperatura de 1.000 °C. A fusão da liga (Stellite Heat) era obtida com maçarico de oxigênio e acetileno, mantido afastado 10 cm da mesma. Além da avaliação da resistência à tração e da análise da microestrutura, foi também avaliado o tamanho granular. Os tratamentos impostos às amostras foram: grupo 1 resfriamento: a) resfriamento rápido do molde em água; b) resfriamento lento sobre a bancada por 15 minutos; c) resfriamento lento sobre a bancada por 60 minutos e d) resfriamento lento em forno por 24 horas. Grupo 2 aquecimento : a) liberação de esforços por aquecimento em forno até 850 °C, manutenção por 30 minutos e resfriamento em forno; b) envelhecimento com manutenção em forno por 5 horas a 850 °C; c) tratamento de solução por manutenção a 1.260 °C por 15 minutos seguido por resfriamento em ar; e, d)

envelhecimento após tratamento de solução por 5 horas a 850 °C. O autor concluiu que o resfriamento rápido do molde contendo as fundições, reduzia a resistência à tração e aumentava a porcentagem de alongamento. Tratamentos térmicos por aquecimento provocavam aumento acentuado da resistência à tração e diminuição da porcentagem de alongamento. A variação da microestrutura tinha relação com o tratamento térmico imposto. Nenhum dos tratamentos causava variações nas dimensões das fundições e o procedimento de polimento aumentava a dureza e resistência à abrasão de fundições submetidas à tratamento térmico por aquecimento.

Um levantamento relativo às propriedades mecânicas de ligas de Co-Cr-Mo e sua relação com o planejamento das próteses parciais removíveis foi feito em 1965, por **BATES**⁵. Analisou diversas propriedades, como o limite proporcional, onde verificou que as ligas de Au submetidas ao tratamento térmico poderiam alcançar 5.624 kg/cm², contra 4.218 kg/cm² das ligas de Co-Cr-Mo, o que contrariava a maioria das publicações até então. Verificou também que o limite proporcional obtido no teste de tração mostrava resultados inferiores àqueles avaliados em flexão. O autor verificou ainda, que o limite proporcional era influenciado pela seção transversal das estruturas, sendo que as de formato cilíndrico, registravam valores maiores. Segundo o autor, este fato era de grande importância para a confecção dos grampos, que durante tensão de flexão, mostravam concentração de esforços na porção fixa, levando a fraturas, fenômeno amenizado pela seção circular ou semicircular, com espessura decrescente da porção fixa para a extremidade. O autor afirmou que as estruturas em Co-Cr-Mo apresentavam a metade da flexão registrada pelas ligas de Au. Verificou que três eram os fatores de influência no planejamento dos grampos: propriedades mecânicas das ligas; formato do grampo (comprimento, curvatura, seção transversal e angulação do corpo para a extremidade);

e, flexão do grampo causada por áreas retentivas. Com relação ao comprimento do grampo, verificou que este era diretamente proporcional à flexão. Constatou, também, que a espessura e a largura do grampo eram grandezas inversamente proporcionais à flexão e que a curvatura reduzia esta propriedade. As ligas de Au suportando maior flexão, podiam ser utilizadas em áreas de maior retenção. Relativo às fraturas por fadiga, o autor verificou que seu limite estava acima do limite proporcional. Entretanto, o fato poderia ocorrer, já que no período de dez anos, ocorriam no mínimo 5×10^6 ciclos. Nas ligas de Au, o limite de fadiga estava mais próximo do limite proporcional e que porosidade reduzia este limite, em ambas as ligas. O autor afirmou que ligas de Co-Cr-Mo apresentavam menores valores de ductilidade que as ligas áureas, sendo esta propriedade significativamente influenciada por porosidade, não sendo modificadas mecanicamente.

Efeitos da temperatura de fusão, temperatura do anel e pressão na fundição sobre a precisão e rugosidade superficial de fundições com ligas à base de Co-Cr-Mo foram estudadas em 1965 por **CARTER & KIDD**¹⁵. A precisão foi avaliada através de mensurações em locais pré estabelecidos durante o enceramento dos corpos de prova e após a fundição. A diferença entre as medidas obtidas definiu a contração ocorrida, a qual foi expressada em porcentagem. Ainda com relação aos corpos de prova, foram utilizadas três espessuras diferentes: 0,4; 0,8 e 1,3 mm. As temperaturas de fusão empregadas foram 1.450 e 1.650 °C e as do anel variaram de 930 °C até a temperatura ambiente. A pressão de fundição, como uma função da velocidade rotacional da centrífuga, foi analisada em dois níveis: 165 e 265 r.p.m. Os resultados obtidos evidenciaram os seguintes efeitos: 1) menores temperaturas do anel levaram a uma maior contração, devido à menor compensação pela expansão do revestimento; 2) temperatura de fusão mais baixa resultou em aumento de contração. Isto provavelmente fosse devido à menor

expansão do molde no revestimento, com o menor aquecimento da liga. A diferença ocorrida na contração foi de 0,3%, com a variação de 200 °C na temperatura de fusão, e como esta representava aproximadamente os limites normais de uma fundição, o efeito na contração não era de importância vital para as fundições dentais. Os autores verificaram que o aumento da temperatura de fundição resultava no aumento da rugosidade superficial. Os resultados indicaram, além disto, que quanto maior fosse a área superficial do padrão, maior a rugosidade superficial da fundição, devido ao maior conteúdo de calor destas estruturas, que causariam fraturas da superfície do revestimento. Os autores verificaram ainda que houve um aumento na espessura de todos os corpos de prova, sendo que este foi praticamente idêntico para as três espessuras estudadas. Quanto às pressões de centrifugação utilizadas, nenhum efeito significativo sobre a contração ou aumento na espessura das fundições foi observado.

Em 1965, em outro trabalho, **CARTER & KIDD**¹⁶ avaliaram a influência da temperatura de fusão e temperatura do anel sobre a microestrutura e propriedades mecânicas em liga de Co-Cr-Mo. As temperaturas de fusão utilizadas foram 1.450 e 1.650 °C, e as do anel variaram de 970 °C até a temperatura ambiente. No que dizia respeito à microestrutura, foram estudados o tamanho dos grão e os espaços ocupados pelos carbonetos. Melhores propriedades foram obtidas com granulação mais fina e principalmente por uma maior distribuição dos carbonetos. Diminuindo os espaços por eles ocupados, houve uma redução do meio de propagação da fratura, o qual existia quando carbonetos largos e contínuos estavam presentes. Os autores verificaram que a diminuição da temperatura de fusão do metal ocasionava um aumento na resistência à tração das amostras, além do aumento na contração de fundição, diminuição do tamanho granular e obtenção de uma superfície mais lisa. Verificaram que a diminuição na

temperatura do molde de 970 °C até a temperatura ambiente produzia um aumento na resistência à tração, aumento na contração de fundição, diminuição do conteúdo de carbono e tamanho granular e superfície mais lisa.

Também em 1965, **DOOTZ et al.**²² desenvolveram um método para determinar as alterações dimensionais do modelo refratário desde o vazamento até o processo de fundição. Foram avaliadas as alterações dos materiais duplicadores, o efeito da embebição em água do modelo refratário e do banho de cera sobre o revestimento. A resistência à compressão de vários revestimentos à temperatura de fundição foi também determinada para relacionar a resistência e precisão de fundição. Os autores concluíram que: 1) a expansão da base do modelo refratário pode não ser igual a expansão obtida nas porções anatômicas ou dentárias do modelo; 2) o material duplicador pode afetar a precisão final da fundição; 3) as alterações dimensionais dos revestimentos aglutinados por sílica foram restritas às partes anatômicas ou dentárias do modelo, como resultado do confinamento do material duplicador; 4) a expansão do revestimento à base de gesso foi aumentada pelo banho de água por 15 minutos e pelo banho de cera; 5) houve uma redução na resistência à compressão dos revestimentos aglutinados por gesso, entre 72 a 86% sob temperatura de fusão; 6) a resistência à compressão dos revestimentos fosfatados aumentou em até 173%; 7) dos dois revestimentos à base de sílica testados, um reduziu a resistência em 29%, e o outro, elevou para 273% sob a temperatura de fusão, e; 8) a expansão total dos revestimentos testados como forma de compensar a contração de fundição, esteve entre 1,6 a 2,1%.

Em 1966, **BATES**⁶ realizou um estudo relativo a fraturas de próteses parciais removíveis, avaliando o esforço funcional em infra-estruturas de Co-Cr-Mo. O autor analisou separadamente os esforços

aplicados a cada um dos componentes de uma infra-estrutura.. Afirmou que durante a mastigação, uma prótese removível estava sujeita à movimentação no plano horizontal e vertical. O primeiro era causado pelas forças laterais de mastigação, que tendiam a deslocar a estrutura, havendo resistência dos grampos de oposição e retenção. O esforço dependia do grau de retentividade que o grampo estava sujeito e das propriedades mecânicas da liga. Dependendo do comprimento e proporção largura - espessura, o grampo podia ser deformado permanentemente na inserção, mas a trinca por fadiga em fundições perfeitas era improvável. Contudo, ajustes mecânicos a frio e erros de fundição, podiam conduzir a fraturas por fadiga. A movimentação no plano vertical, causada pela própria natureza dos alimentos, que tendiam a deslocar a prótese, conduzia a esforços nos grampos de retenção, que atuavam impedindo tal fenômeno. Neste caso, como o esforço estava distribuído em vários dentes e como clinicamente, raras eram as fraturas em grampos de oposição, possivelmente o limite proporcional não era alcançado, não havendo fratura por fadiga (acima do limite proporcional). O autor constatou que existiam divergências quanto à espessura desejável dos conectores. Utilizou extensômetros conectados diretamente a um osciloscópio, em quatro pacientes distintos. O autor verificou que os esforços submetidos à barra lingual estavam em torno da metade do limite proporcional das ligas de Co-Cr-Mo, portando, abaixo do limite de fadiga. Em contrapartida, os esforços submetidos aos grampos de oposição estavam bem próximos do limite proporcional e conseqüentemente, do limite de fadiga. Imperfeição no desenho do grampo, poderia conduzir a fraturas. Além disto, considerando que uma infra-estrutura, durante um período de dez anos, podia se submeter a um número de ciclos igual a 5×10^6 , a colocação e remoção de uma prótese, fazia com que um grampo fosse submetido a um número relativamente baixo de ciclos, correspondente a 30.000. O autor concluiu que enquanto as barras linguais estavam sujeitas a baixos esforços em

grande número de ocasiões, os grampos sofriam condições opostas, ou seja, de grandes esforços e baixo número de ciclos.

Em 1969, **ASGAR et al.**² informaram que a obtenção de uma prótese parcial removível bem adaptada começava com uma moldagem precisa. Além disto, as ligas necessitavam ter não somente propriedades físicas adequadas, mas superfícies lisas e precisão dimensional. Portanto, os revestimentos necessitavam ter a expansão de compensação da contração térmica das ligas. Outras variáveis tais como a reação da liga com o revestimento, durante o processo de fundição, podiam causar rugosidade superficial, necessitando de polimento excessivo, o que diminuía o tamanho da estrutura fundida. O acabamento final podia ser afetado pela cera utilizada na escultura, a qual podia adicionar elementos contaminantes ao sistema. O mesmo ocorria com a atmosfera em que a liga era aquecida e fundida. Neste estudo, os autores avaliaram quatro ligas, três métodos de confecção de canais de alimentação, dois tipos de cera, duas temperaturas de fusão e duas direções diferentes de preenchimento do molde. Os resultados da pesquisa mostraram que a variável que mais influenciou as propriedades foi o desenho dos canais de alimentação, resultando em micro porosidade. Este aspecto influenciou mais o alongamento do que a resistência à tração. O canal de alimentação do tipo horizontal proporcionou os melhores resultados. Também sob o ponto de vista clínico, seria ele o mais desejável para a obtenção de fundições sem defeitos, já que a mesma quantidade de metal utilizado na confecção do corpo de prova seria utilizada nas fundições odontológicas.

Em 1970, novamente **ASGAR**³ relatou que as ligas de Co-Cr-Mo foram introduzidas na Odontologia em 1933 por ERDLE e PRANGE. No transcorrer do tempo, devido aos vários problemas técnicos inerentes a estas ligas, seu uso tornou-se limitado. Naquela

época afirmou que seu uso para confecção de próteses removíveis era muito comum. Desde seu aparecimento, novas ligas tinham sido formuladas, contudo ainda existiam três desvantagens para seu emprego: 1) grampos fraturavam durante o uso, em um tempo relativamente curto; 2) devido à alta dureza e pouco alongamento, qualquer ajuste necessário era difícil e consumia tempo do profissional; 3) devido à dureza, o dente podia ser desgastado facilmente. Segundo o autor, a fratura ocorria não apenas devido à baixa resistência, mas sim à falta de ductilidade. Mostrou um nova liga que possuía alta ductilidade sem o sacrifício da resistência. Contudo, eram tão duras como as demais. Os efeitos da variação na composição e nas propriedades também foram analisados. Dois conjuntos básicos de ligas foram formulados: um deles composto de 37,5% de Co, 37% de Ni e 25% de Cr e outro, com quantidades iguais de Co, Cr, Ni, além do Fe. A esses dois conjuntos básicos foram adicionados outros elementos em várias concentrações. Observou que as ligas desenvolvidas não diferiram muito das demais, a não ser no conteúdo de Mo e carbono. Esses dois elementos apresentaram pronunciado efeito na resistência e limite de escoamento. O baixo conteúdo de Mo e carbono reduziu a dureza e a resistência à tração. A variação na porcentagem de elementos básicos como o Cr, Co e Ni teve efeito sobre as propriedades das ligas. Suas vantagens podiam ser resumidas nesta ordem: 1) os grampos das próteses parciais removíveis podiam durar mais; 2) a dureza reduzida facilitou os desgastes, e, combinada com alto alongamento, facilitou os ajustes; 3) o desgaste nos dentes naturais podia ser reduzido.

Ficou estabelecido por **SOUZA**⁵⁴, 1974, que um material não se rompia com uma carga menor do que a carga máxima atingida, quando submetido a esforços estáticos. Porém, quando eram aplicados esforços dinâmicos, repetidos ou flutuantes a um material metálico, o mesmo podia se romper com uma carga bem inferior à carga máxima.

Assim, um metal romper-se-ia por fadiga quando a tensão cíclica, aplicada a ele, tivesse uma flutuação suficientemente grande e seria maior que um valor característico de cada metal, denominado limite de fadiga. Porém, nem todos os materiais metálicos apresentavam um limite de fadiga definido. Nos ensaios de fadiga, a própria peça ou um protótipo, produtos acabados ou corpos-de-prova usinados podiam ser utilizados, sendo que pequenas variações nas dimensões das amostras quase não alteravam 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 fosse um entalhe, aumentava 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 uma redução pronunciada nas propriedades de fadiga dos metais sendo maior do 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.

Em 1976, **MORRIS et al.**⁴³ avaliaram a distribuição de esforços em braços de grampos circunferenciais de próteses parciais removíveis, determinando a região de maior concentração de esforços e comparando esta área com aquelas de maior incidência de fraturas. Padrões pré-fabricados foram incluídos em gesso, e os moldes negativos foram seccionados em diferentes intervalos a partir da extremidade, para a avaliação da angulação dos diversos modelos, que totalizavam 25. O grau de angulação (diferença de espessura entre a área de união com o corpo da prótese e a extremidade do grampo) variou entre 0,015 a 0,045, sendo que alguns padrões mostraram valores entre 0,020 e 0,030. Os autores utilizaram dois métodos para determinação da distribuição de esforços. O primeiro deles, consistiu de padrões confeccionados em material fotoelástico obtidos com diferentes angulações: 1 - sem angulação; 2 - angulação moderada (0,030); e, 3 - extremamente angulado (0,050). Estes padrões foram montados em um aparelho fotoelástico de bancada, sendo submetidos de 0,4 a 1,79 kg de solicitação. O segundo método, usado para determinação do esforço máximo de cisalhamento, consistiu de análise numérica com aplicação de fórmula matemática de determinação de esforço, em vários pontos do grampo. Os autores verificaram que os padrões sem angulação apresentavam melhor distribuição de esforços que os angulados.

Verificaram também que concentração de esforços desfavoráveis podiam causar a fratura do grampo, quando outros fatores, como porosidade estivessem conjugados. Outro dado encontrado, referiu-se ao esforço máximo de cisalhamento, reduzido em padrões sem angulação. Verificaram que a medida em que a angulação do padrão acentuava-se, a concentração de esforços aumentava, dirigindo-se à extremidade. Finalmente, os autores verificaram que o esforço máximo de tração em um grampo aproximava-se de 346,89 kg/cm², portando bem acima da resistência máxima à tração da liga de Co-Cr-Mo, conduzindo ao raciocínio de que a fratura de grampos não era apenas uma função do desenho, mas também de variáveis como porosidade, irregularidades superficiais e fadiga.

O protocolo de confecção e acabamento de uma infra-estrutura de prótese parcial removível foi descrito em 1978 por **GAY**²⁸. A técnica consistia em: 1) duplicação prévia do modelo mestre; 2) remoção dos condutos de alimentação usando discos e pontas montadas em alta velocidade; 3) verificação cuidadosa sob ampliação quanto à possíveis bolhas e irregularidades; 4) remoção das irregularidades com pontas montadas e banho eletrolítico; 5) aplicação de uma fina camada de pó de estearato de zinco nas partes internas da fundição; 6) colocação da armação no modelo duplicado até serem notadas áreas de resistência, sem contudo, abrasonar o modelo; 7) inspeção da armação e subsequente eliminação das áreas manchadas pelo pó até o completo assentamento da peça; 8) alisamento das superfícies com pontas e borrachas abrasivas, e; 9) verificação, no modelo mestre, do adequado assentamento da peça terminada.

Ainda em 1978, **LEWIS**³⁹ avaliou fracassos de infra-estruturas de próteses parciais removíveis durante o uso clínico. O autor coletou 41 infra-estruturas fraturadas em serviço, documentando se eram

próteses superiores ou inferiores, a liga utilizada nas fundições (identificação nem sempre possível), localização do sítio de fratura, que incluía presença de vazios e porosidade, evidência de fratura por fadiga e as dimensões da seção transversal no ponto fraturado. A avaliação foi conduzida com auxílio de um microscópio. O autor verificou que muitas das falhas, ocorreram devido à presença de vazios e porosidade. Verificou também fraturas por falha de tração, detectadas devido à textura rugosa da superfície de fratura. Falhas por trinca de fadiga foram encontradas e evidenciadas pela textura lisa e plana da superfície de fratura e muitas falhas ocorriam devido à deficiência de material no corpo da estrutura fraturada. Nas infra-estruturas inferiores, falhas ocorriam na barra lingual, no ponto divisório entre as porções fixas e móveis da prótese parcial removível. Em estruturas superiores, a fratura da barra palatina era característica, devido à maior concentração de esforços. Fraturas devido a diferenças abruptas de seções transversais também foram detectadas. Insuficiente espessura do corpo do material, devido a procedimentos inadequados de enceramento e acabamento, certamente contribuíram com as falhas. Porosidade e vazios promoviam redução da área de seção transversal, causando redução de resistência da estrutura em serviço e concentração de esforços, que agiam como sítios de propagação de fraturas.

Em 1979, novamente **LEWIS**⁴⁰ realizou um estudo com o objetivo de examinar a microestrutura de áreas de porosidade detectadas radiograficamente, assim como verificar se outras áreas de porosidade existiam, e de alguma forma, não vista radiograficamente. Os resultados evidenciaram três formas distintas de porosidade: 1) espaços vazios, de contornos bem definidos, que podem ser vistos claramente no exame radiográfico, e que pareciam estar relacionados com gases contaminantes do meio ambiente; 2) agregação esférica irregular de cavidades individuais, a qual tendia a ser pequena e isolada na região

periférica, mas tornava-se mais larga e interligada em direção à região central. Essas agregações estavam relacionadas à radiolucidez detectável na maioria dos exames radiográficos de próteses parciais removíveis, e ocorriam em locais de mudança acentuada na área de seção transversal; 3) agregação limitada de pequenas cavidades isoladas, as quais provavelmente não eram detectadas radiograficamente. A existência dessas agregações não era dependente de mudanças nas áreas de seção transversal, mas, sim, parecia ser um conseqüência inevitável do modo dendrítico de cristalização. Pelos resultados obtidos, o autor concluiu que durante o desenho das próteses parciais removíveis, assim como na confecção dos canais de alimentação, uma aplicação geral dos princípios envolvidos em solidificação unidirecional iria reduzir a possibilidade do desenvolvimento de porosidade, devido à contração do metal. Como eram inevitáveis as mudanças acentuadas nas áreas de seção transversal nos desenhos de prótese parcial removível, existia o potencial para o aparecimento de porosidade em locais específicos. As concentrações de tensões tendiam a ocorrer nestas regiões, de tal forma que a área porosa podia passar a agir como um local para o início da propagação da fenda, com a fadiga ocorrendo como a última forma de falha. As pequenas áreas, mas generalizadas, de porosidade iriam ocorrer independentemente do desenho do sistema, e, se presentes em locais estratégicos, poderiam levar à falha. Os efeitos de difusão de gases, agindo em associação com os efeitos de contração, podiam ser minimizados, evitando-se o superaquecimento da liga durante a fusão e realizando o processo de fundição em espaço de tempo o mais curto possível.

Numa revisão de literatura, **ZARB & MACKAY**⁶⁵ em 1980, enfatizaram o valor do aspecto biológico no tratamento com próteses. Fizeram uma avaliação do tratamento com próteses removíveis a sua relação com a manutenção das estruturas bucais, a atividade de cárie e

doenças periodontais. Afirmaram que o uso destas próteses, por si só, não causava doenças dentogengivais. No entanto, alertaram que o risco no desenvolvimento de doenças periodontais era maior em seus usuários, dada a maior possibilidade de acúmulo de placa. Dessa forma, salientaram que em situações livres de placa, o prognóstico do tratamento tornava-se bastante favorável, e que os pacientes tratados com removíveis deviam manter um rígido controle de placa para o sucesso do tratamento e a manutenção da saúde bucal.

IDA et al.³⁴, em 1980, investigaram as propriedades do Ti e de suas ligas, avaliando suas aplicações para uso odontológico. Afirmaram que o Ti apresentava 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" tinha sido desenvolvida e a fundição com o Ti c.p. e suas ligas, tornava-se exeqüível. O Ti c.p. e outras ligas, incluindo o Ni, Co, Cr ou alumínio como composições binárias ou terciárias foram preparadas e fundidas. Propriedades como temperatura de fusão, resistência mecânica, dureza, fluidez e manchamento foram investigadas. Coroas e próteses de Ti, que nunca haviam sido usadas no âmbito odontológico foram passíveis de inclusão e fundição. A fluidez e as propriedades mecânicas do Ti eram tão boas quanto a das ligas de Co-Cr-Mo e Ni-Cr. Algumas ligas de Ti também mostravam boas propriedades, suficientes para a utilização como ligas odontológicas.

Em 1981, **DIETER**²¹ discorreu sobre a fadiga dos metais afirmando que um metal submetido a uma 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 de serviço considerável. Contudo, segundo o autor, não existia uma variação marcante na estrutura de um metal que tivesse rompido por fadiga, que pudesse servir como indício para 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 eram 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 cisalhante (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 um buraco, diminuía seriamente a resistência à fadiga e uma das formas de se minimizar essa falha seria a obtenção de um projeto cuidadoso com fabricação e usinagem adequadas. A diminuição da resistência podia advir também de rugosidade superficial ou de concentradores metalúrgicos como porosidade, 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 pites 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 fosse ensaiado abaixo do limite de fadiga, permanecendo sem se romper por um grande número de ciclos, denominava-se subtensionamento, que conduzia a um aumento no limite de fadiga ou no aumento do número de ciclos de tensão necessários para a ruptura. Para melhorar o desempenho em fadiga, devia-se diminuir os concentradores de tensões através da utilização de corpos-de-prova lisos e polidos.

Em 1983, **DE FIORI** ²⁰ afirmou que a reabilitação com prótese parcial removível propunha a substituição dos dentes perdidos através de mecanismos retentivos e estabilizadores que permitiam ao próprio paciente, retirá-la e reposicioná-la na boca, sempre que achasse necessário, sem danificá-la ou causar prejuízos aos elementos biológicos a ela diretamente vinculados. Isto decorria da elasticidade conferida aos grampos de retenção, que impediam que a prótese se movimentasse no sentido gângivo-oclusal e permitia sua retirada e reposicionamento. Segundo o autor, a quantidade de retenção do dente pilar mostrava-se como uma variável dependente da distância de ação retentiva do grampo de retenção e do ângulo de retenção oferecido pela área retentiva do dente considerado. A distância de ação do grampo de retenção era dada pelo seu percurso ao deslizar sobre a superfície vestibular do dente pilar, desde o seu contato inicial até o seu posicionamento final. Esta distância apresentava duas partes: uma expulsiva (contato inicial até equador do dente) e outra retentiva (linha equatorial até o assentamento final). Segundo o autor, o ângulo de ação retentiva devia ser calculado e quando se apresentasse muito acentuado, devia ser utilizado grampos com grande elasticidade ou ser diminuído o grau de retentividade.

Os aspectos importantes do Ti e de suas ligas foram levados à tona por **PARR et al.** ⁴⁶, em 1985. Relataram propriedades singulares

como força, resistência à fratura, biocompatibilidade e resistência à corrosão. Relataram ainda que o Ti estava presente de forma abundante na crosta terrestre e que a maior parte do metal extraído era convertido em pigmentos para tinta, sendo que apenas 5 a 10%, usado como metal estrutural. 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 V e o Al produziam uma solução sólida verdadeira. O V estabilizava a fase beta, e o Al estabilizava a fase alfa. O Ti era amplamente usado na indústria devido a propriedades como resistência à corrosão, dada pela formação instantânea de uma capa protetora na superfície. Segundo os autores, corrosão localizada e irregularidades superficiais podiam levar à quebra do filme óxido protetor.

Em 1986, **BEN-UR et al.**⁷ descreveram as causas clínicas e laboratoriais de fraturas de infra-estruturas de próteses parciais removíveis à base de Co-Cr-Mo. Os autores afirmaram que as próteses removíveis podiam fraturar por uma das seguintes causas: 1) propriedades mecânicas da liga; 2) deficiência na execução da fase laboratorial; 3) desenho inadequado da infra-estrutura; 4) procedimentos inadequados executados pelo dentista; 5) falta de cuidado ou abuso do paciente; e, 6) fadiga do metal. Dentre as causas de fraturas provenientes das propriedades mecânicas da liga, os autores citaram o aumento da friabilidade causada pelo manganês e silício, utilizados como desoxidantes e pelo aumento no conteúdo de carbono, causado pela fonte de calor utilizada; diminuição da ductilidade devido ao aumento do conteúdo de carbono; e, diminuição no limite de fadiga causada por porosidade, ângulos agudos presentes na infra-estrutura, torções e tratamento térmico resultante de acabamento e polimento. Dentre as causas relacionadas com a deficiência de execução laboratorial, citaram a porosidade causada por

inclusão de gás oriundo de maçarico ou por contração de fundição em áreas espessas da infra-estrutura devido à insuficiência de metal, que reduzia drasticamente as propriedades mecânicas, induzindo a fraturas. Outras causas, tais como dimensões inadequadas dos grampos (relação largura/espessura de 2 mm ou mais, com comprimento de no mínimo 15 mm), ajustes realizados mecanicamente pelo profissional e falta de cuidado por parte do paciente em colocar e remover a prótese, também seriam responsáveis pelas fraturas.

Em 1986, **EERIKÄINEN & RANTANEN**²⁵ estudaram a precisão de infra-estruturas para prótese parcial removível feitas em cinco laboratórios comerciais, sendo que, 62 eram próteses maxilares e 105 mandibulares. Para as moldagens, foram utilizadas tanto moldeiras de estoque e alginato, bem como moldeiras em acrílico e silicona por condensação. Todos os laboratórios utilizaram os mesmos materiais refratários e ligas à base de Co-Cr-Mo sem Ni. Todas as estruturas metálicas foram examinadas visualmente quanto à adaptação no modelo e classificadas como precisas ou imprecisas, e em seguida, na boca seguindo os mesmos critérios. A distribuição das estruturas metálicas foi ordenada de acordo com: a) laboratório; b) material de impressão; c) tempo de vazamento dos modelos (<2, 2-4 e >4h), e; d) experiência clínica dos estudantes, divididas em "novatos", "intermediários" e "experientes". Os resultados mostraram evidente influência dos laboratórios na precisão e número de reparos das estruturas metálicas. Os materiais de impressão e métodos tiveram influência significativa na precisão e número de reparos, sendo que o alginato proporcionou os piores resultados. Porém, o tempo de vazamento dos modelos e a experiência clínica dos estudantes não tiveram influência na precisão das próteses parciais removíveis.

TAIRA et al.⁵⁸, 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 12,7mm de Ti c.p. e hastes de 6,35mm da liga Ti-6Al-4V foram obtidos. 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 através da fundição de quantidades iguais de Ti c.p. e outros elementos metálicos juntos. Uma máquina de fundição (Castamatic) 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. Análise em M.E.V. foi conduzida nas superfícies polidas. Os espécimes após procedimento de polimento foram testados numa máquina de ensaios universal (Instron) numa velocidade de 0,635mm/min. Esforço e alongamento foram monitorados para determinar o módulo de elasticidade e resistência máxima à tração. Em seguida, discos fundidos foram cortados na metade, montados em moldes acrílicos e polidos para análise da microdureza Vickers. O teste de corrosão eletroquímica foi conduzido sobre a superfície de uma amostra polida e em solução salina isotônica com dois pHs diferentes. O potencial era medido após 30 minutos. Os autores verificaram defeitos relativamente grandes nas fundições pela análise microscópica. Observaram que o Ti c.p. tinha 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.

BERGMAN¹⁰ em 1990, em seu manual de fundição de peças dentais confeccionadas em Ti, relatou que uma liga contendo

99,5% de Ti, também denominada de Ti c. p., passava por uma transformação de estrutura cristalina hexagonal (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 instantânea e espontaneamente sobre sua superfície em contato com o ar, o transformava de uma condição ativa para passiva. A película de óxido provia razoável proteção 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 óxidos 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, o mesmo não ocorrendo com soluções de fluoretos de sódio neutro.

Ainda em 1991, **SIIRILÄ & KÖNÖNEN**⁵² estudaram o efeito dos fluoretos tópicos aplicados oralmente sobre pilares transmucosos de implantes ósseointegrados, através do controle da concentração de fluoretos e frequência de escovação. Trinta e seis amostras foram confeccionadas a partir de Ti grau 1. Em seguida foram polidos eletroliticamente por 15 minutos com ácido perclórico a uma temperatura de -30 °C. Após, 24 espécimes foram usadas para testes 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.

Um sistema de fundição baseado na força centrífuga com ambiente inerte foi utilizado por **BLACKMAN et al.**¹¹, em 1991, para medir as mudanças que poderiam ocorrer durante a confecção de uma infra-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 os planos, com um máximo de contração horizontal de 2,6% e expansão vertical de 1,8%. As medidas anteriores resultaram em médias praticamente neutras. As mudanças dimensionais encontradas nas fundições em Ti eram similares às encontradas em outros materiais utilizados para próteses removíveis.

Avaliando a biodegradação dos sistemas restauradores metálicos **LUCAS & LEMONS**⁴¹, em 1992, 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 à ataques superficiais localizados, causando a 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 1993, **HERO et al.**³², avaliaram a que extensão os fatores precedentes afetam o molde de revestimento e a porosidade 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 qualidade 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 pânticos pré fabricados. Os modelos refratários eram feitos a partir de diferentes revestimentos (Bellavest ou Titavest). 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). 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) com uma pressão de 0,006 MPa. Uma determinação qualitativa foi feita através de uma inspeção visual. Já a porosidade foi verificada 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.

A descrição de um método simples para a inspeção de porosidades em artefatos protéticos de Ti foi realizada por **WANG & BOYLE**⁶³, em 1993. 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 (4,2g/cm³) em comparação com as ligas de Co-Cr-Mo (8,9g/cm³) e Au (19,3 g/cm³). A baixa densidade das ligas de Ti permitia que uma radiografia de rotina passasse através das coroas e das estruturas parciais removíveis com maior facilidade do que em outras ligas convencionais. Porosidade interna representava um sério problema, principalmente se incidisse nos grampos e áreas de assentamento, podendo resultar em falhas e custos adicionais. Relataram que a espessura de 1,2mm era requerida para um grampo ou conector maior. Assim, o tamanho, a forma e a localização de porosidade interna não detectável das estruturas metálicas podia facilmente ser examinada 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 10cm da estrutura; 5-exposição do filme e processamento da radiografia de forma usual.

Em 1993, **LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN**³⁸ 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 do Ti à cerâmica, resposta biológica e técnicas de fundição, que eram extremamente críticas e deviam ser seguidas com rigor sob pena de contaminar o material. Ressaltaram que o Ti era abundante na crosta terrestre, compreendendo cerca de 0,6%, sendo milhões de vezes mais abundante do que o Au e com processo de extração mais barato. No entanto, ele não existia naturalmente em seu estado elementar, mas na forma de TiO_2 (rutile) ou $FeTiO_3$ (ilmenite). As propriedades como baixo, baixa densidade ($4,5g/cm^3$), módulo de elasticidade comparável ao do Au, combinado com alta resistência, fazia do Ti e suas ligas, 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 cúbica centrada) a $883\text{ }^\circ C$, e permanecia nessa forma cristalográfica até a fusão à $1672\text{ }^\circ C$. Podia ser fundido com uma ampla variedade de elementos para alterar suas propriedades e melhorar o desempenho em altas temperaturas, aperfeiçoar a resistência, soldagem e acabamento. Elementos como Al, Ga, Sn, mais elementos intersticiais como carbono, oxigênio e nitrogênio, 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 maleável. Havia ligas como a 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 ($0,16\text{ cal.cm/seg}$ contra $0,71$ para o Au), significando que o calor não era dissipado rapidamente, devendo-se assim, tomar cuidados no momento do acabamento. Os autores destacaram que na Odontologia, o Ti tornou-se um elemento de escolha na fabricação de implantes aloplásticos substitutos a dentes ausentes, haja vista sua excelente biocompatibilidade em tecidos moles e duros. Esta biocompatibilidade

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

A influência da rugosidade superficial de componentes para implantes sobre a microbiologia da placa sub e supra gengivais foi avaliada por **QUIRYNEN, et al.**⁵¹, em 1993. Em nove pacientes utilizando próteses fixas sobre implantes ósseointegrados, dois transmucosos foram substituídos por um sem uso (convencional) ou por um rugoso, ambos de Ti. Após três meses de higiene oral habitual, amostras de placa foram retiradas para análise em microscopia de contraste e cultura. Supragengivalmente, os transmucosos rugosos desenvolveram significativamente menos microorganismos tipo cocus, indicando placa mais madura. Subgengivalmente, as superfícies mais rugosas cultivaram 25 vezes mais bactérias. Patologias periodontais subgengivais estavam mais relacionadas com o tipo de higiene do paciente que com o tipo de superfície do transmucoso.

Segundo **PINTO**⁴⁸ em 1993, nos nove países mais populosos do mundo, com mais de 100 milhões de habitantes cada um, o Brasil era o único no qual a cárie era uma doença altamente endêmica. O número de pessoas que recebiam atendimento odontológico (clínica ou consultório odontológico público ou privado pelo menos uma vez por ano) igualava ou superava 50% da população urbana de 5 a 36 anos e eqüivalia a aproximadamente 57%, da população entre 20 a 24 anos (independentemente da renda). Estas proporções aproximavam-se das constatadas em países bem mais desenvolvidos, como por exemplo os Estados Unidos, onde cerca de 50% da população recebia pelo menos

uma consulta no ano de 1982. Independente da renda salarial, na faixa etária da população urbana entre 20 a 24 anos, a média por pessoa de dentes obturados e extraídos era de 8,974. Nesta mesma faixa etária, a média por pessoa de dentes cariados ou com extração indicada, era 5,192.

Numa revisão da literatura, **QUIRYNEN**⁴⁹, em 1994 atestou que muitas bactérias somente podem sobreviver se ficarem aderidas a superfícies duras (como dentes, materiais restauradores, implantes dentais ou próteses). A aderência de bactérias ocorre em quatro fases: transporte para a superfície, adesão inicial com estágio reversível ou irreversível, adesão por interação específica e colonização. Durante este processo, a rugosidade e energia da superfície são de suma importância. A redução da rugosidade da superfície resulta num drástico retardamento da formação e maturação da placa. Embora a rugosidade e energia de superfície atuem conjuntamente, a influência da rugosidade é dominante. A importância de ambos os parâmetros justificam a necessidade de superfícies lisas, prevenindo a formação de placa e ocorrência de inflamação gengival.

HUMMEL et al.³³, em 1994, compararam a força retentiva de grampos circunferenciais confeccionados nas ligas Ti-6Al-4V (Bio-Ti) e Co-Cr-Mo (Vitallium). Os grampos em Ti foram fundidos para uma área retentiva de 0,03. Já os grampos de Co-Cr-Mo, para uma área retentiva de 0,01, já que eram clinicamente contra-indicados para áreas retentivas. Cinco espécimes de cada liga foram fundidos e adaptados em modelos de Co-Cr-Mo 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-Mo ($0,48 \pm 0,18$ 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-Mo ($36,2 \pm 26,6\%$). Esses fatos indicaram que a liga de Ti era apropriada para a utilização em artefatos removíveis e podiam até mesmo ser preferenciais às de Co-Cr-Mo.

BERGMAN et al.⁹, em 1995 publicaram uma avaliação de 25 anos de pacientes tratados com próteses parciais removíveis no ano de 1969. A maioria das próteses removíveis eram bilaterais inferiores com extensão distal. Nos primeiros 10 anos, os pacientes eram examinados anualmente, quando reforço de higiene oral era aplicado. Dos iniciais 30 pacientes, 23 ainda estavam vivos em 1994, sendo todos examinados. Em cinco casos, a situação inicial tinha sido modificada devido a fatores diversos, como doenças ou terapias. Nos 18 restantes (os quais usavam 20 infra-estruturas), 13 (65%) usavam as próteses normalmente. Sete estruturas estavam ainda com os desenhos originais. Nestes pacientes, o número de dentes perdidos ou retratados eram pequenos. Nenhuma alteração aparente ocorreu na condição periodontal durante o período de avaliação.

O propósito de uma revisão de literatura feita por **QUIRYNEN & BOLLEN**⁵⁰ em 1995, foi avaliar a influência da rugosidade superficial e da energia livre da superfície no processo de adesão bacteriana. Verificaram que estudos “*in vitro*” e “*in vivo*” ressaltavam a importância destas variáveis na formação de placa supra-gengival. Superfícies rugosas promoveriam a formação e a maturação da placa e superfícies com alta energia, reteriam mais fortemente a placa, selecionando bactérias específicas. Embora, estas variáveis se

relacionassem entre si, a influência da rugosidade superficial superava a da energia de superfície. Para o meio sub-gengival onde a sobrevivência bacteriana era mais fácil, a importância da rugosidade superficial reduzia-se drasticamente. Na placa supra-gengival, a presença de superfícies mais polidas minimizam a formação de placa e reduzem a ocorrência de cáries e periodontite.

Em 1995, **JOHANSSON & BERGMAN**³⁵ avaliaram o efeito do tratamento de superfície e do tamanho da área de eletrodo sobre a corrosão a partir do atrito do Ti com amálgama convencional e amálgama com alto teor de cobre em solução salina com e sem a adição de íons fluoretos. Espécimes cilíndricos de amálgama com 4mm de diâmetro foram confeccionados e armazenados por 1 semana a 37 °C. Amostras cilíndricas com um diâmetro de 4 e 9 mm foram confeccionadas em Ti c.p. numa máquina de descargas elétricas. 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 (Araldit). Dois eletrólitos foram usados, ambos contendo 0,15M (0,9%) NaCl, sendo adicionado NaF a um deles. Após cinco minutos era registrado a corrente com um medidor de pH. Posteriormente, o eletrodo era conectado a um amperímetro e a corrente era mensurada após 10 minutos por 20 horas. Foi observado que o amálgama convencional sofreu maior corrosão do 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 sua corrosão em atrito com o amálgama de alto teor de cobre. Afirmaram que os fluoretos afetavam a atividade eletroquímica do Ti.

KÖNÖNEN et al.³⁶, em 1995, observaram microscopicamente o comportamento do Ti c. p. em soluções tóxicas de fluoretos usadas em Odontologia preventiva, frente à formação de fendas

e rachaduras de corrosão sob tensão. Os espécimes apresentavam dimensões de 100 x 7 x 0.2 mm e foram torneados até a redução de cerca de 88% na espessura, sob 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 fletidas para criar um formato de "U" com um raio de curvatura de 30mm, sendo colocados em solução fluoretada contendo 1,25% de fluoreto de sódio e 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 para cada período. Para avaliar a fragilidade do Ti c. p., três espécimes foram fraturados mecanicamente após 20 dias de exposição à solução e comparados com a superfície de outros três espécimes não expostos, sob microscópio eletrônico de varredura. As exposições provocaram rachaduras locais e exposições mais longas causaram um 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 fletidos 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 trincas. Consequentemente, cátions eram absorvidos e a precipitação de complexos frágeis podia ocorrer nessas trincas, induzindo à nucleação e propagação de rachaduras dentro do Ti. Segundo os autores, a superfície de fratura das amostras de Ti c.p. 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 a tensão interna produzida durante a fabricação.

A resistência à fadiga de algumas ligas dentárias comercialmente disponíveis, utilizadas para fabricar próteses parciais removíveis foram avaliadas em 1995, **VALLITTU & KOKKONEN**⁶⁰. Os materiais utilizados no estudo incluíram cinco tipos de ligas de Co-Cr-Mo, Ti c.p., uma liga de Ti-6Al-4V e uma liga de Au do tipo IV. Padrões em cera de grampos semi-circulares foram incluídos de acordo com as instruções do fabricante de cada liga. As ligas de Co-Cr-Mo foram liqüefeitas por indução ou com chama de oxigênio e propano e fundidas com equipamento baseado na força centrífuga. As ligas de Ti foram 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 possível porosidade, os grampos de Ti foram radiografados antes do teste. Os grampos foram divididos em dois grupos: ativados e não ativados. A ativação era de 0,5mm de deformação permanente. O teste usava uma flexão constante de 0,6mm em intervalos de 300 milisegundos e o número de ciclos requeridos para fraturar o grampo era registrado automaticamente. Realizaram uma análise em M.E.V. nos locais de fratura. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes para os diferentes metais, os quais podiam levar a uma perda de retenção da prótese parcial removível e subsequente fratura do grampo. Estimaram a vida média do grampo de uma prótese parcial removível: inclinando-se cerca de 10 vezes ao dia, ou 3.600 em um ano, uma fratura podia desativar 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-Mo e Au prolongava a vida da peça. Já a ativação dos grampos de Ti devia ser evitada. Paradoxalmente, embora os espaços verificados radiograficamente nos grampos de Ti c.p.

ocorressem em menor número, a resistência à fadiga era menor do que com a liga Ti-6Al-4V.

SYVERUD et al.⁵⁶, em 1995, avaliaram a qualidade de fundições de Ti c.p. 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 óxidos de Al e Mg e fundidas em uma máquina com pressão à vácuo e 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 porosidade. Em adição as microestruturas eram analisadas em M.E.V.. A estrutura final foi satisfatória, sendo que as margens estruturas obtidas com a liga apresentaram-se mais grosseiras e incompletas do que as de Ti c.p.. A presença de porosidade para o Ti c.p. foi menor e mais rara em relação a liga de Ti-6Al-4V.

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 Co-Cr-Mo (Nobilium). Oito grampos de próteses parciais removíveis foram confeccionados com 10mm de comprimento para o Ni-Cr, dez com 15 mm de comprimento para o Ti e Co-Cr-Mo. Uma máquina de ensaios universal (Instron) foi usada para fletir os grampos a 0,25 e 0,50mm. A tensão e a deformação do grampo eram registrados. A força (em kg) requerida para produzir a primeira deformação do grampo a 0,25 mm foi: 410 ± 17 (15mm em Ti), 800 ± 109 (15mm em Co-Cr-Mo), 1172 ± 85 (10mm em Ni-Cr), 1273 ± 64 (10mm em Ti), e 1700 ± 246 (10mm em Co-Cr-Mo). Para produzir uma flexão de 0,50 mm, as forças requeridas foram: 801 ± 36 (15mm - Ti), 1500 ± 166 (15mm - Co-Cr-Mo), 2100 ± 148 (10mm - Ni-Cr), 2330 ± 87 (10mm - Ti) e 2800 ± 101 (10mm - Co-Cr-Mo). 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-Mo. Segundo os autores, o Ti podia ser um material superior aos demais para a fundição de grampos de próteses parciais removíveis.

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 foi avaliada em 1996 por **BERG**⁸. De 1988 a 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.

Uma avaliação por dez anos quanto ao uso de próteses parciais removíveis foi conduzida por **VERMEULEN, et al.**⁶¹, em 1996. Os autores verificaram a taxa de sucesso do tratamento baseado em retratamentos dentais, falta de uso ou substituição. De um grupo de 1480 pacientes, 1036 haviam sido tratados com próteses parciais removíveis por pelo menos cinco anos prévios à análise. Destes pacientes, 748, que usavam 886 infra-estruturas, foram acompanhados entre 5 e 10 anos; 288 pacientes desistiram. A taxa de sucesso com o tratamento foi calculada por diferentes critérios. Quanto ao retratamento de dentes pilares, 40 % das próteses sobreviveram cinco anos e mais de 20 %, 10 anos. As próteses sustentadas por pilares contendo coroas,

aparentemente retardaram o retratamento destes dentes. Fratura da infra-estrutura foi verificada entre 10 e 20 % após cinco anos e entre 27 a 44 % após 10 anos. Estruturas muco-suportadas necessitaram de mais ajustes que as dento-suportadas. Considerando o uso das próteses como critério de avaliação, a taxa de sucesso foi de 75 % após cinco anos e 50 % após dez anos.

BOLLEN et al. ¹³, em 1996, examinaram os efeitos do alisamento intra-oral de superfícies de transmucosas de implantes ósseo-integrados. Foram avaliados 6 pacientes candidatos a sobre-próteses inferiores suportadas por dois implantes ósseo-integrados conectados a dois diferentes transmucosos aleatoriamente distribuídos: um convencional, de Ti usinado, com medida de rugosidade equivalente a 0,2 μm (em Ra) e outro, de cerâmica extremamente polida, cujo Ra era de 0,06 μm . Após três meses de exposição intra-oral, amostras de placas supra e subgingivais dos dois transmucosos foram comparadas em microscopia de contraste. Parâmetros clínicos como profundidade de soldagem, retração gengival e sangramento à sondagem foram registrados em cada transmucoso. Após 12 meses, as amostras de placas supra e subgingivais foram cultivadas em meio anaeróbio e aeróbio. Os mesmos parâmetros clínicos do período de três meses, foram novamente avaliados. A cultura aeróbia mostrou uma maior proporção de microorganismos "Gram" negativos na flora subgingival dos transmucosos mais rugosos. Clinicamente, os transmucosos mais lisos mostraram um aumento na profundidade de sondagem entre os 3 e 12 meses, e mais sangramento à soldagem. Os autores afirmaram que a redução dos valores de rugosidade média (em Ra) em níveis abaixo de 0,2 μm , não teria impacto na composição da flora microbiana.

WANG & FENTON ⁶⁴ 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 fluidez e porosidade, 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.

Em 1996, **CRAIG**¹⁷ verificou que as forças normais de mastigação estavam entre 3,1e 12,9 kg. Para pacientes portadores de próteses parciais removíveis, o maior valor obtido era 23,5 kg e o menor 6,6 kg, com média de 11,5 kg. Atestou que pacientes portadores de próteses fixas, registravam o equivalente a 37% da dentição natural, ocorrendo maior decréscimo em usuários de aparelhos removíveis. O autor definiu fratura por fadiga como sendo devido à redução de resistência causada pela aplicação de esforço repetido. Como exemplo de materiais odontológicos sujeitos a esforços repetidos durante a mastigação, citou os grampos de próteses parciais removíveis. Ensaios

de resistência à fadiga consistiam em submeter amostras a esforços alternados abaixo do limite proporcional. Valores de resistência à fadiga pareciam não se relacionar com as propriedades mecânicas. O tamanho e a forma dos grãos na estrutura metálica eram provavelmente fatores importantes na resistência à fadiga, já que as fraturas desenvolviam-se a partir de pequenos defeitos que cresciam através dos grãos. Em algumas ocasiões podia-se determinar a resistência à fadiga através da aplicação de esforços superiores ao limite proporcional do material, correspondendo ao efeito produzido pela inserção de uma prótese parcial removível. Verificou que aplicações de esforços alternados de flexão, produzidos durante a mastigação podiam se aproximar de 300.000 por ano, enquanto que esforços maiores, como os necessários para inserção e remoção dos aparelhos protéticos, provavelmente eram inferiores a 1.500 por ano. Afirmou que no desenho da restauração, era importante o conhecimento do esforço suportável para um número de ciclos não limitado, denominado limite de fadiga. Quando o esforço era suficientemente alto, a estrutura iria fraturar com um número de ciclos limitado, ocorrendo o oposto na medida em que esforço reduzia-se, até um número infinito de ciclos antes da ocorrência de fratura. A prótese devia ser desenhada de maneira a tornar os esforços de fadiga inferiores ao limite de fadiga.

Em 1996, **CRAIG**¹⁸ afirmou que Co, Cr e Ni estavam presentes em aproximadamente 90 % das ligas de Co-Cr-Mo existentes no comércio. O Cr era responsável pela resistência à oxidação, tornando a liga difícil de fundir em concentrações superiores a 30 %. O Co aumentava o módulo de elasticidade, resistência e dureza. O carbono era efetivo em aumentar a dureza. O Mo contribuía na elevação da resistência. Concentração de aproximadamente 1 % de Be, reduzia a temperatura da zona de fusão em 100 °C. Sílica e magnésio eram adicionados para aumentar a fluidez e fundibilidade. Segundo o autor,

existia similaridade nas propriedades das diversas ligas existentes no mercado, embora havendo diferentes composições. Além da porcentagem de elementos como o carbono, oxigênio e nitrogênio, variáveis de fundição como temperatura do molde, temperatura da liga e tamanho dos condutos de alimentação, traziam variações significativas nas propriedades. O autor afirmou que as temperaturas elevadas de fusão exigiam fontes de calor como maçarico à oxigênio e acetileno. A contração de fundição, da ordem de 2,3%, exigia utilização de revestimentos fosfatados ou aglutinados por silicatos. A dureza elevada (aproximadamente um terço maior que das ligas de Au), requeria utilização de procedimentos como o polimento eletrolítico, que removiam pequena quantidade da superfície (alguns ângstrons), expondo uma nova superfície, mais lisa que as áreas rugosas de fundição. Segundo o autor, a porcentagem de alongamento destas ligas era influenciada pela presença de porosidade, enquanto que para o limite de escoamento, módulo de elasticidade e resistência à tração, este efeito era limitado. Ratificou que o estado da superfície do metal era fator de extrema importância na corrosão, já que a composição superficial era quase sempre diferente da do corpo. Afirmou que a massa de íons era liberada na razão de três vezes mais quando as estruturas estavam sob atrito em meio corrosivo em comparação com a presença do meio isoladamente. Com relação às propriedades do Ti e de suas ligas, afirmou 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 ângstrons, formando-se em aproximadamente 10^{-9} segundos após a exposição ao oxigênio. Relataram que o Ti tornou-se o chamado "material de escolha" para a Odontologia devido a sua resistência a degradação eletroquímica, resposta biológica favorável, peso leve, baixo módulo de elasticidade, baixa densidade e alta resistência. O Ti c. p. estava disponível em quatro graus ou classes que variavam de acordo com o conteúdo de oxigênio (0,18 a 0,40%). Essas concentrações,

aparentemente moderadas, apresentavam um efeito substancial sobre as propriedades mecânicas e físicas do material. Ressaltou que à 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 Ti alfa era soldável, porém de difícil manuseio ou trabalho. Já o Ti beta 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 o autor, o alto ponto de fundição (1700 °C) e a reatividade química eram fatores que afetavam o processo de fundição. Devido ao alto ponto de fusão, procedimentos especiais de fundição, ciclos de resfriamento, materiais de inclusão e equipamentos apropriados eram requeridos para prevenir sua contaminação. O Ti reagia com elementos gasosos como o hidrogênio, nitrogênio e oxigênio, 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, sua superfície era contaminada com o “caso alfa” e uma camada enriquecida e endurecida de oxigênio com 100µm de espessura era formada, resultando numa diminuição da resistência e ductilidade do material. Afirmou que dentre as ligas de Ti, o sistema Ti-6Al-4V era o mais utilizado, estando no estágios iniciais de pesquisas e não tendo seu uso implementado devido à ausência de trabalhos clínicos extensos. Relatou ainda, que observações de coroas fundidas em Ti, revelaram porosidade superficial de até 75 µm de profundidade, as quais não eram removidas pelos procedimentos de acabamento e polimento e fendas de até 100 µm nas margens. Ambos os defeitos poderiam ser catastróficos para estes materiais sensíveis à técnica de manipulação.

O processo manipulação e processamento de resinas acrílicas para confecção de próteses totais e removíveis foi descrito em 1996, **CRAIG**¹⁹. Citou importância da correta proporção entre pó e líquido, que deve ser vertido sobre o primeiro, misturados e mantidos em recipiente selado até a fase plástica de manipulação. Para a prensagem com ligeiro excesso em mufla devidamente preparada, devia-se usar força crescente até o fechamento final. O processamento sob calor da resina devia ser mantido a 74 °C por 8 horas, devido a natureza exotérmica da reação. Após o ciclo de polimerização, a mufla devia ser resfriada sob bancada até a temperatura ambiente e a prótese removida. Remanescentes de gesso aderidos deviam ser removidos com jatos de micro esferas de vidro ou pontas específicas de acabamento e polimento. Escovas umedecidas em pasta de pedra pomes e água e pasta de óxido de estanho ou Branco de Espanha, deviam ser utilizadas no polimento final. Para se eliminar as conseqüências do monômero residual e contração de polimerização, as próteses finalizadas deviam ser armazenadas em água por menos menos 24 horas, previamente à sua instalação.

O Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, divulgou, no **SISTEMA DE CONTAS NACIONAIS** de 1997, pesquisa relativa ao rendimento mensal do brasileiro com dados de 1996⁵³, conforme tabela abaixo:

Informações Gerais – 1996			
	PIB per capita 1996		Rendimento Médio Mensal em R\$
	CR\$	US\$	
Brasil	4.945,46	4.920,36	290
Região Norte Urbana *	-	-	236
Região Nordeste	-	-	158
Região Sudeste	-	-	366
Região Sul	-	-	325
Região Centro-Oeste	-	-	290

Para testar a hipótese de que as próteses parciais removíveis em Ti podiam funcionar por um período de pelo menos 2 anos sem falhar, **MORI et al.**⁴², em 1997, selecionaram 10 pacientes para receberem próteses confeccionadas em Ti e Co-Cr-Mo. Cada paciente recebeu próteses idênticas de Ti e Co-Cr-Mo, enquanto apenas o Ti era utilizado para próteses completas. Para a confecção das próteses, modelos eram obtidos a partir de moldagens com alginato ou material elastomérico, sendo esses modelos duplicados duas vezes para a construção dos aparelhos removíveis. As fundições de Co-Cr-Mo (Vitallium) foram conduzidas numa máquina de indução com força centrífuga. As fundições de Ti ocorreram numa máquina centrífuga equipada com argônio. Enquanto as removíveis em Co-Cr-Mo eram processadas de forma convencional, as de Ti eram inspecionadas em radiografias para observar a presença de porosidade interna. A fabricação das estruturas de Ti, segundo os autores, eram mais difíceis quando comparadas com as de Co-Cr-Mo, com uma taxa de sucesso de 60%, principalmente devido à inclusão de defeitos internos revelados pela radiografia. Defeitos similares podiam também ocorrer nas estruturas de Co-Cr-Mo, mas devido à sua alta densidade, não era possível a identificação pelo método radiográfico. Foi relatado que as estruturas em Co-Cr-Mo apresentavam 1,7g a mais que as estruturas de Ti. A baixa densidade do Ti oferecia um método pré clínico útil e de qualidade para controlar as falhas oriundas do processo de fundição.

As observações clínicas em dez casos de próteses parciais removíveis confeccionadas em Ti e Co-Cr-Mo durante um período de 2 anos realizadas em 1997 por **THOMAS et al.**⁵⁹, foram relatadas e comparadas. As amostras eram constituídas de 5 próteses maxilares e 5 mandibulares. Os desenhos incluíam 27 retentores e 26 apoios oclusais. Cada paciente era instruído a usar uma das próteses por 2 semanas, seguido por 2 semanas usando a outra. Após isso, os pacientes eram

instruídos a usarem apenas a prótese confeccionada em Ti e para retornar a cada 6 meses para verificações. Após 2 anos, as observações finais foram feitas e um segundo questionário foi administrado. Os espécimes fraturados foram recolhidos para uma análise subsequente em M.E.V.. Segundo os autores, a tecnologia de fundição para o Ti encontrava-se no estágio final de desenvolvimento e aplicações promissoras tinham sido reveladas. O estudo evidenciou uma aceitação favorável, contudo, apoios oclusais e grampos podiam fraturar dentro do período de 2 anos de uso, com uma taxa de sobrevivência de 91%. Encontraram 64% de preferência e 55% de conforto para as próteses confeccionadas em Ti em relação as de Co-Cr-Mo.

WAKABAYASHI & AI⁶⁰, 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 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.**³¹, avaliaram a influência dos procedimentos de refusão sobre a resistência à fadiga de ligas de Co-Cr-Mo. Foram utilizadas três ligas à base Co-Cr-Mo (Steldent, Dentorium e

Biosil) com propriedades químicas e mecânicas parecidas. Vinte amostras cilíndricas com 40mm de comprimento e 1,7mm de diâmetro foram produzidas para cada liga. Destas, dez foram obtidas com liga exclusivamente nova e as demais pela mistura de 50% de liga nova e previamente fundida. Os padrões foram incluídos e fundidos com gás acetileno e oxigênio em uma máquina de fundição com força centrífuga. Dez espécimes novos e dez refundidos, foram submetidas ao processo de soldagem. O teste de fadiga foi conduzido em uma máquina de testes 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 M.E.V.. Os autores verificaram que a vida em fadiga das estruturas não excedia os três anos, principalmente devido à presença de defeitos oriundos da técnica de fundição. 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.¹⁴, em 1997, determinaram as características dos grampos de Ti c. p. e liga de Ti-6Al-4V, comparando-as com grampos de Co-Cr-Mo 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-Mo, resultando num aumento de elasticidade 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-Mo. 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-Mo. 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 porosidade, defeitos de fundição ou outra degradação do metal. Foram utilizados três materiais: Ti c. p., uma liga de Ti (Ti-6Al-4V) e uma liga de Co-Cr-Mo. Os grampos de Co-Cr-Mo foram usados como controle por ser uma liga padrão para a confecção de estruturas removíveis. Foi projetado duas áreas de retenção, sendo uma com 0,25mm e outra com 0,75mm, representando uma situação clínica comum e uma condição de dificuldade, respectivamente. Seis grampos circunferenciais de cada material foram preparados. O desenho do grampo foi modificado para padronizar a trajetória de inserção e remoção. Cada grampo era fundido com um apoio mesial, plano guia mesial, braço de oposição lingual, braço de retenção e plano guia distal. A força necessária para remover o grampo adaptado era mensurada por uma máquina de testes universal (Instron). Em seguida os grampos eram ciclados 500 vezes, simulando 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 porosidade, cada grampo era radiografado numa técnica similar à de Wang & Boyle. O filme era processado de forma habitual e a quantidade de porosidade era taxada de acordo com uma escala de 1 a 4. M.E.V. foi usada 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 c.p. e Ti-6Al-4V foi menor do que os grampos de Co-Cr-Mo. As observações sob M.E.V. evidenciaram rachaduras confinadas a camada superficial, portanto não sendo provável de causar deformação permanente. Afirmaram que o Ti c.p. e liga derivada eram

apropriados para aplicações em aparelhos removíveis a longo prazo, principalmente em áreas bem retentivas.

Objeto de uma revisão de literatura realizada por **BOLLEN, et al.**¹² em 1997, a rugosidade superficial de superfícies duras presentes na cavidade oral foi estudada quanto a habilidade em reter placa bacteriana. Foram incluídos estudos em dentes naturais, transmucosos em titânio para implantes, amálgama, ouro, resina composta, resina acrílica, ionômero de vidro, ionômeros modificados e cerâmicas. Com relação aos transmucosos em titânio de implantes, afirmaram que cuidados especiais deveriam ser tomados quando do uso de sistemas abrasivos ou agentes profiláticos fluoretados, já que os mesmos conduziam a um aumento significativo nos valores de rugosidade superficial. Atestaram que quando transmucosos com Ra de 0,81 eram comparados com outros de rugosidade equivalente a 0,35 μm , os mais rugosos cultivavam 20 vezes mais bactérias subgengivalmente. Entretanto, quando o Ra estava abaixo de 0,2 nenhuma diferença significativa era notada na quantidade e patogenicidade bacteriana. Verificaram que 0,2 μm seria um patamar nos valores de rugosidade, sendo que abaixo disto, nenhum impacto na retenção bacteriana poderia ser esperado.

Avaliando a discrepância no assentamento passivo de próteses retidas por implantes ósseo-integrados, **EVANS**²⁶ em 1997 afirmou que o ligamento periodontal produz movimento dental de cerca de 28 μm no sentido vertical e 56 a 73, num dente posterior e de 69 a 108 μm , num anterior, ambos no sentido horizontal.

FERREIRA et al.²⁷, 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,

afirmando 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, referindo-se a corpos-de-prova e polimento, atestaram que o primeiro 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.

ZAVANELLI & HENRIQUES⁶⁶, em 1999, avaliaram, compararam e analisaram a vida em fadiga do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V em diferentes meios de armazenagem (sem a presença de meios; em saliva artificial; e, em saliva artificial fluoretada). Utilizaram trinta amostras para cada um dos materiais, com geometria semelhante a um halteres, obtidas por fundição odontológica, em máquina de fundição à vácuo (Rematitan). O ensaio de resistência à fadiga foi conduzido numa máquina de ensaios universal (MTS), com carga 30% abaixo 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 M.E.V.. Os resultados indicaram que a liga Ti-6Al-4V obteve 21.269 ciclos, contra

19.157 ciclos para o Ti c.p., e na presença das soluções esse número diminuiu drasticamente, sugerindo provável reação dos meios com os metais. Verificaram que a liga Ti-6Al-4V obteve os maiores valores médios de resistência à fadiga porém sem diferença estatisticamente significativa em relação ao Ti c.p.. 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.

O SUPLEMENTO PERSPECTIVA PARA O ANO 2000, publicado em 1º de Janeiro de 2000, pelo Jornal O Estado de São Paulo⁵⁵, destacou o quão ampla e profunda será a revolução a se processar no novo século, colocando-a no epicentro de grandes mudanças que estar-se-ão processando no trabalho, no conhecimento, na educação, na saúde, no comércio e nas relações pessoais. A engenharia genética e outras especialidades obterão os primeiros resultados sobre a configuração do superatleta. Simultaneamente, o desenvolvimento de novos materiais e a aplicação de conhecimentos de outros ramos, como o da aeronáutica, resultarão o homem a alcançar novos patamares. Na medicina, a última fronteira dos transplantes deve ser cruzada e a ambição de longevidade se terá convertido na busca da quase eternidade. O Suplemento destacou ainda que o Brasil vai chegar ao século XXI com 34% de pobres em sua população. O produto nacional brasileiro, embora suficientemente alto para garantir o mínimo a todos, não é bem dividido. A indigência atinge 24 milhões de brasileiros, a parcela da população que vive, em média, com menos de R\$ 40,00 por mês.

III-PROPOSIÇÃO:

O sucesso das próteses removíveis depende da manutenção das características da infra-estrutura metálica frente as condições orais.

O titânio e ligas derivadas são sensíveis à técnica de fundição não havendo um consenso relativo a sua ideal manipulação, nem tão pouco, relatos quanto ao acompanhamento clínico de componentes fundidos.

O propósito deste estudo foi avaliar a presença de deformação plástica de sistemas de grampos e a rugosidade superficial em infra-estruturas metálicas de próteses parciais removíveis fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e liga de Ti-6Al-4V, logo após o término das próteses e previamente à sua instalação e após 6 meses e 12 meses de serviço clínico. Os resultados obtidos foram comparados com estruturas fundidas na liga de cobalto-cromo-molibdênio (Co-Cr-Mo) avaliadas pelos mesmos períodos.

IV-METODOLOGIA

IV-METODOLOGIA:

IV-1-MATERIAIS:

Nesse trabalho foram utilizados os seguintes materiais:

Ligas metálicas para fundição odontológica, conforme tabela IV-1.

**TABELA IV-1 – LIGAS METÁLICAS, FABRICANTES
E COMPOSIÇÕES QUÍMICAS:**

LIGAS METÁLICAS	FABRICANTES	COMPOSIÇÕES QUÍMICAS*
TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO	Ti2 – Dentaurum 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 Down – EUA***	Ti: bal.; Al: 6,15%; V: 4,08% 0,026% C; 0,21% Fe; 0,009%N;
Co-Cr-Mo	Remanium GM 800 – Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha **	Co: 61,2%; Cr: 32%; Mo: 5% 0,4% C; 0,7% Si; 0,7%Mn;

*informação do distribuidor

** distribuída no Brasil por Medental Comercial Ltda

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

Revestimentos para fundição odontológica, conforme tabela IV-2.

TABELA IV-2- REVESTIMENTOS, FABRICANTES E COMPOSIÇÕES QUÍMICAS:

REVESTIMENTOS	FABRICANTES	COMPOSIÇÕES QUÍMICAS*
PÓ – REMATITAN PLUS** LÍQUIDO – REMATITAN PLUS – P.P.R.**	<i>Dentaurum J.P.</i> <i>Winkelstroeter KG</i> – Pforzheim – <i>Alemanha</i>	Segredo industrial
PÓ / LÍQUIDO REMA EXAKT **	<i>Dentaurum J.P.</i> <i>Winkelstroeter KG</i> – Pforzheim – <i>Alemanha</i>	Segredo industrial

*informação do distribuidor

** distribuída no Brasil por Medental Comercial Ltda

IV-2-MÉTODO:

IV-2-1-SELEÇÃO DA AMOSTRA:

A- Aspectos éticos:

Previamente ao início dos trabalhos, foi redigido um Projeto de Pesquisa, o qual continha este estudo, sendo submetido ao Comitê de Ética em Implantação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, que verificou seu enquadramento baseado nas resoluções do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde (Resolução 196 de 10 de outubro de 1996), emitindo parecer favorável (Apêndice).

A amostra foi constituída a partir de pacientes triados para receberem tratamento protético na Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, por alunos matriculados no quinto e sexto semestres. Os pacientes com intenção à reabilitação oral com uso de aparelhos removíveis, após todos os tratamentos prévios à

colocação de uma prótese parcial removível convencional, foram esclarecidos quanto ao teor da pesquisa, da ausência de custo das estruturas a serem confeccionadas, da possibilidade de substituição por estruturas convencionais se acaso ocorressem fracassos, do livre arbítrio quando à desistência a qualquer momento, tendo sido esclarecidos e consultados quanto à participação voluntária, mediante termo de consentimento lido e devidamente assinado (Apêndice).

B- Critérios para inclusão:

Além da disponibilidade de tempo para a confecção das próteses e subsequentes períodos de avaliação, os pacientes selecionados deviam apresentar espaço edêntulo superior e/ou inferior classificados como Classe II, III e/ou IV de Kennedy. Dentes remanescentes deviam apresentar-se hígidos ou devidamente restaurados.

C- Critérios para exclusão:

Desarmonias oclusais como bruxismo, sintomatologia dolorosa em região de articulações têmporo-mandibulares, desníveis acentuados do plano de oclusão, perda de dimensão vertical de oclusal, doença periodontal avançada e espaços protéticos tipo Classe I de Kennedy foram os critérios utilizados para a exclusão de pacientes previamente triados. Pacientes classificados como Classe II, III e/ou IV, que após planejamento prévio, não receberiam próteses contendo pelo menos um grampo circunferencial foram, pelos mesmos critérios, excluídos da pesquisa.

D- Delineamento experimental:

Foram selecionados 38 pacientes. Quatro, receberam duas próteses, uma superior e outra inferior, totalizando 42 próteses parciais removíveis. Foram confeccionadas 14 próteses parciais removíveis em liga do sistema cobalto-cromo-molibdênio (Co-Cr-Mo), outros 14,

próteses foram obtidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e o restante, em liga do sistema titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V).

Os fatores em estudo foram: os materiais de confecção das infra-estruturas metálicas, em três níveis (Ti c.p. e ligas de Co-Cr-Mo e Ti-6Al-4V); e, o tempo de serviço das próteses, em três níveis (previamente à instalação e após 6 e 12 meses de serviço). As variáveis de resposta foram as medidas de rugosidade superficial média - Ra (em μm) - e os valores percentuais de deformação plástica dos sistemas de grampos (em %).

IV-2-2- CONFECÇÃO DAS INFRA-ESTRUTURAS EM TITÂNIO:

A- Alívio dos modelos:

O protocolo de confecção baseou-se em **MORI et al.**⁴², 1997 e **WAKABAYASHI & AI**⁶², em 1997.

Os modelos finais selecionados foram avaliados quando a qualidade, fidelidade de reprodução e possibilidade de execução do planejamento proposto. Quando necessário, as bases eram recortadas ou refeitas, respeitando para os modelos superiores uma distância de no mínimo 15 mm entre a maior concavidade do palato e a superfície da base. As regiões de selas e conectores foram aliviados com cera 9 líquüefeita. De acordo com o planejamento idealizado, o posicionamento dos grampos de retenção e oposição foi marcado com o acréscimo de cera líquüefeita nas áreas retentivas abaixo, para futura reprodução em revestimento (Figura IV-1).



Figura IV-1 – Alívio em cera sobre região de sela e área retentiva

B- Confeção dos modelos duplicados:

Cada um dos modelos finais aliviados e secos foi adaptado e fixado com cera pegajosa à base plástica de uma mufla de duplicação de tamanho compatível (Siliform Dublierset – Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha). A mufla foi adaptada ao redor do modelo e presa por encaixe à sua base (Figura IV-2-A). O material duplicador à base de silicona por adição (Deguform – Degussa AG - Hanau - Alemanha) foi vertido no interior da mufla por um dos três orifícios superiores utilizando uma unidade dosadora automática (DG1 – Degussa AG - Hanau - Alemanha) e ponta espatuladora até seu completo preenchimento (Figura IV-2-B).



A



B

*Figura IV-2- A- Modelo final adaptado à mufla de duplicação;
B- Preenchimento da mufla de duplicação com silicona por adição.*

Após 40 minutos, a mufla foi invertida e a base removida. Os modelos finais aliviados foram sacados com auxílio de uma pinça (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) e jatos de ar comprimido. O molde foi avaliado e limpo de remanescentes de cera (Figura IV-3). Uma camada de agente umectante anti-bolhas (Waxit – Degussa AG - Hanau - Alemanha) foi pulverizado sobre o molde e seco imediatamente com jatos de ar comprimido.



Figura IV-3 – Molde e modelo final duplicado

O líquido do revestimento para fundições em titânio (Rematitan – Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) foi dosado utilizando-se uma proporção de 40 mL para cada envelope de pó pré dosado e embalado, contendo 250 g.. Líquido e pó, nesta seqüência, foram dispensados em uma cuba de mistura e espatulados por 60 min. sob vácuo em um inclusor-espatulador mecânico (Multivac 4 – Degussa AG - Hanau - Alemanha). O molde foi preenchido sob vibração e após 40 min., os modelos duplicados foram sacados com auxílio de pinça e jatos de ar comprimido.

O modelo duplicado foi secado em estufa por 40 min. a 70 °C (± 5 °C). Após a secagem, cada um deles foi imerso por aproximadamente 10 seg. em um líquido endurecedor de superfície de ação a frio e de base biológica (Okodur – Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) e novamente secado em estufa por outros 10 min. (Figura 4).



Figura IV-4- Modelo duplicado em revestimento

C- Confeção dos padrões em cera:

As regiões dos modelos duplicados a receberem os padrões em cera foram umedecidos com líquido fixador para cera (Wax-Fix – Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha). Os grampos, conectores, barras e selas pré-fabricados (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) foram utilizados para a confecção dos padrões.

As dimensões em cera dos grampos foram aumentadas em aproximadamente 10 % em relação ao usualmente utilizado para próteses parciais removíveis convencionais, mediante o descarte de 1 a 2 mm de suas extremidades e a espessura mínima de 0,8 mm para as barras superiores foi respeitada. Para que as estruturas após a fundição pudessem ser avaliadas quanto à rugosidade superficial, áreas planas que permitissem o acesso do equipamento foram aumentadas mediante a adaptação de lâminas planas de cera contendo aproximadamente 16 mm², adaptadas à barra lingual ou à barra palatina dos padrões.

D- Colocação dos condutos e cones de alimentação:

Foram utilizados condutos de alimentação em cera pré fabricados de 5 mm de diâmetro (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha). Nas próteses inferiores, foram posicionados dois condutos na região anterior da barra lingual, evitando-se o direcionamento perpendicular entre os componentes. Uma das extremidades dos condutos foi ligeiramente constricta e adaptada ao padrão em cera. As junções entre os condutos e a barra recebeu acréscimo de cera liqüefeita (P.K. Opaque - Kota Indústria e Comércio Ltda - São Paulo - Brasil) até a perfeita fixação, evitando que ângulos nítidos fossem formados, assim como preconizado pelo protocolo de confecções de próteses fornecido pelo fabricante do equipamento de fundição (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha). A outra extremidade, foi unida àquela do conduto do hemi arco oposto e um cone

plástico de alimentação pré fabricado (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) correspondente à base formadora do cadinho foi adaptado na junção. Nas próteses superiores, os condutos foram adaptados da mesma maneira, porém na região posterior das barras palatinas. Nas próteses mais elaboradas e com um maior número de conectores e retentores, um terceiro conduto de 4 ou 5 mm foi posicionado.

E- Inclusão em revestimento:

Os modelos encerados foram adaptados com cera pegajosa (Kota Indústria e Comércio Ltda - São Paulo - Brasil Indústria e Comércio Ltda - São Paulo - Brasil) liquëfeita à base de um anel plástico de inclusão (Rema – Form - Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) de tamanho compatível. Os modelos foram fixados após a correta centralização horizontal dos cones plásticos formadores da base do cadinho com a porção superior do anel. A centralização vertical dos cones também foi verificada, permitindo que sua porção superior não excedesse o limite da borda superior do anel (Figura IV-5).

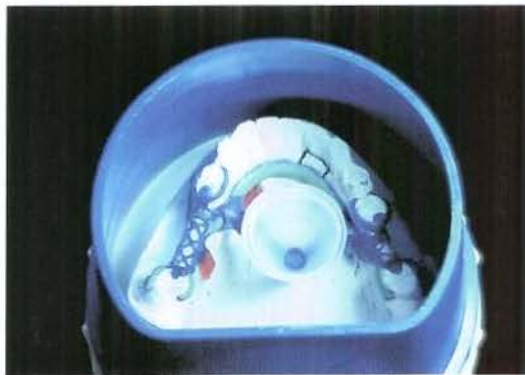


Figura IV-5 - Modelo encerado adaptado ao anel plástico de inclusão

Uma camada de lubrificante anti-bolhas (Waxit – Degussa AG - Hanau - Alemanha) foi pulverizado sobre o modelo encerado e o líquido do revestimento para fundições em titânio (Rematitan – Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) foi dosado utilizando-se

uma proporção de 80 mL para dois envelopes pré dosados de pó com conteúdo total de 500 g. Líquido e pó, nesta seqüência, foram dispensados em um cuba de mistura e espatulados por 60 min. sob vácuo em um inclusor-espatulador mecânico (Multivac 4 – Degussa AG - Hanau - Alemanha). O anel plástico foi preenchido sob vibração e após 40 min. do início da espatulação, o bloco cristalizado de revestimento foi sacado.

F- Ciclo de pré aquecimento:

Os blocos de revestimento foram recortados em recortador de gesso, deixando as superfícies superior e inferior paralelas e posicionados em forno de pré aquecimento micro processado (7000 - 5P - EDG Equipamentos e Controles Ltda – São Carlos - Brasil), inicialmente à temperatura ambiente, com a base formadora de cadinho voltada para baixo. O ciclo de aquecimento foi regulado baseado na Tabela IV-3.

**TABELA IV-3 - CICLO DE AQUECIMENTO PARA
FUNDIÇÕES EM TITÂNIO**

RAMPA / TEMPERATURA	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO / RESFRIAMENTO	PATAMAR / TEMPERATURA	TEMPO DE PERMANÊNCIA
1 Ambiente – 150 °C	3 °C / min.	1 150 °C	60 min.
2 150 – 250 °C	3 °C / min.	2 250 °C	60 min.
3 250 – 1000 °C	3 °C / min.	3 1000 °C	90 min.
4 1000 – 430 °C	3 °C / min.	4 430 °C	120 min.

G- Procedimento de fundição:

Foi utilizada a máquina de fundição Rematitan (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha), previamente configurada para a utilização de pastilhas metálicas de 31 g (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha). Primeiramente, o cadinho foi jateado e acoplado à câmara superior de fundição da máquina. A distância entre o eletrodo de tungstênio e a pastilha metálica foi ajustada mediante o uso de calibrador metálico fornecido pelo fabricante. Os blocos de revestimento foram invertidos no forno, permanecendo com a base de cadinho voltada para cima e à sua porção externa, foram adaptados anéis cerâmicos de vedação (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha). Os blocos de revestimento foram adaptados ao elevador presente na câmara de vácuo inferior e este ajustado para que houvesse a perfeita adaptação e centralização da base formadora de cadinho à comunicação entre as duas câmaras.

O processo de fusão das pastilhas e ajuste da pressão ambiente interna com gás argônio foram automaticamente iniciados mediante a inicialização da máquina de fundição. O processo completo de fundição consumia cerca de 40 seg. para a fusão e injeção do metal líquido. Após o tempo de espera de 1 min., os blocos de revestimento foram resfriados em água à temperatura ambiente, assim como rege o protocolo de confecções de próteses em titânio fornecido pelo fabricante do equipamento de fundição (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha).

Tanto para as próteses em Ti c.p. quanto as obtidas na liga Ti-6Al-4V, seguiu-se os mesmos procedimentos, utilizando cadinho distintos para ambas a fim de se evitar possíveis contaminações.

H- Desinclusão e jateamento:

Após a fundição, o revestimento foi fraturado com instrumento de uso manual e o conjunto fundido foi removido. Um desincludor pneumático (Silfradent – F.LLi Manfred – Itália) foi utilizado até que todo revestimento aderido fosse removido (Figura IV-6).



Figura IV-6 – Conjunto metálico e desincludor pneumático

O conjunto fundido foi então jateado primeiramente com micro esferas de vidro e posteriormente com óxido de alumínio 150 μm em jateador a ar comprimido equipado com unidade de aspiração (Oxyker Dry – AM 28 – F. LLi Manfred – Itália) e pressão de 5,6 kg/cm^2 .

I- Acabamento e Polimento:

Baseando-se no protocolo de confecções de próteses em titânio fornecido pelo fabricante do equipamento de fundição (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha), os conjuntos metálicos fundidos receberam o acabamento e o polimento de acordo com a Tabela IV-4.

TABELA IV-4 - SEQUENCIA E MATERIAIS PARA ACAMENTO E POLIMENTO

SEQÜÊNCIA DE ELABORAÇÃO	MATERIAL DE ELABORAÇÃO
Separação dos condutos de alimentação e base formadora de cadinho	Discos de carboneto de silício 40 mm e 25 mm de diâmetro
Acabamento inicial	Pontas montadas para titânio(Mini, Midi, Maxi e Maxi plus – Dentaurum – J.P.Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha)
Acabamento final	Lixa para metal 500
Polimento inicial	Discos e cilindros de borracha verdes e roxos (Dentaurum Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha)
Polimento final	Escova de polimento tipo Chunkin, ponta de feltro e pasta Tiger Brillante (Dentaurum Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha)

Durante todo o processo, as próteses obtidas eram constantemente avaliadas sobre os modelos finais originais, certificando-se do correto assentamento e adaptação (Figura IV-7). As próteses que apresentassem componentes desadaptados ou falhas de fundição, eram descartadas e todo o procedimento era repetido.

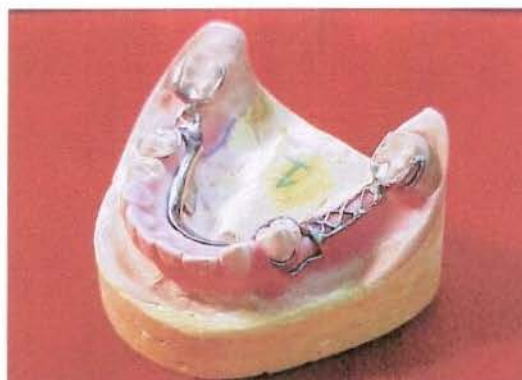


Figura IV-7 – Prótese removível adaptada sobre o modelo final após acabamento e polimento

IV-2-3- AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA:

A- Realização das radiografias:

Após acabamento e polimento, as próteses foram avaliadas radiograficamente quanto a presença de defeitos e vazios internos, seguindo-se metodologia de **WANG & BOYLE**⁶³, 1993. Para tal, radiografias oclusais (Kodak) foram tomadas num aparelho radiográfico (General Eletric - modelo 1000 Housing - 46 137660 610- General Eletric Company – Milwaukee – E.U.A.). O aparelho foi configurado para 90 kVp, 10mA e 48 impulsos de exposição (correspondente a exposição de 0,8 seg.), com o cone radiográfico posicionado a 13 cm de distância. Para cada radiografia, um gabarito metálico de titânio contendo diferentes espessuras (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) foi utilizado em conjunto com a prótese em análise para evidenciar qualitativamente a possível presença de defeitos internos (Figura IV-8).

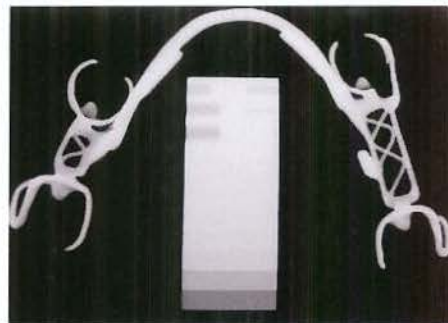


Figura IV-8 – Radiografia da prótese e gabarito em titânio

B- Revelação, fixação e interpretação da radiografias:

Para a revelação, foi utilizada solução reveladora previamente manipulada seguindo as instruções de seu fabricante (Kodak – Eastman Kodak Company – Nova York – E.U.A.) e os seguintes parâmetros para tempo-temperatura: na temperatura de 27 °C – 2 min. de revelação; para 24 °C – 3 min.; 22 °C – 4 min.; e, para temperatura de 20 °C – 5 min. de permanência na solução reveladora.

As radiografias foram fixadas por 5 min., lavadas por outros 5 min. em água corrente e posteriormente secadas em sacador automático por 20 min..

As radiografias foram analisadas e se acaso defeitos internos fossem detectados, a prótese comprometida era descartada e todo o procedimento era repetido.

IV-2-4- CONFECÇÃO DAS INFRA-ESTRUTURAS EM Co-Cr-Mo:

As estruturas foram obtidas com base em protocolo de **GUY**²⁸, 1978. Como apregoado, os modelos finais selecionados, avaliados e com as bases recortadas ou refeitas foram aliviados com cera líquüefeita (Cera 9- Artigos Odontológicos Clássico – São Paulo – Brasil) nas regiões de selas, conectores menores e áreas retentivas localizadas abaixo da demarcação para posicionamento dos grampos planejados. Os modelos foram duplicados em muflas metálicas (DCL – Dental Campineira Ltda – Campinas - Brasil) utilizando-se hidrocolóide reversível aquecido (Dubliform - Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha). Modelos duplicatas foram obtidos com revestimento para próteses removíveis em Co-Cr-Mo, seguindo-se as instruções do fabricante para a correta manipulação (Rema Exakt - Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha).

Após a completa desidratação dos modelos duplicados em estufa a 70 °C por 40 minutos, realizou-se o enceramento dos padrões, utilizando-se grampos, conectores, barras e selas pré-fabricados (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha). Lâminas planas em cera com aproximadamente 16 mm², à semelhança das estruturas em titânio, foram adaptadas à barra lingual ou à barra palatina dos padrões.

Conduitos de alimentação de 3 mm e cones pré fabricados correspondentes à base formadora de cadinho (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) foram adaptados aos padrões. Os modelos encerados foram incluídos em revestimento (Rema

Exakt - Dentaurem - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha), que após o completo endurecimento, foi aquecido por 120 min. até a temperatura de aproximadamente 900 °C em forno de pré aquecimento a gás (Knebel - Knebel Ltda – Curitiba - Brasil). Para a fundição, utilizou-se cerca de 40 g. de liga metálica à base de Co-Cr-Mo (Remanium GM 800 - Dentaurem - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) fundida com chama de maçarico à oxigênio-gás líquido feito de petróleo e injetadas por centrifugação. Após a fundição, aguardou-se 30 minutos e os blocos foram resfriados em água à temperatura ambiente.

Após o resfriamento, os blocos de revestimento foram fraturados manualmente e o conjunto metálico fundido removido. Conduitos de alimentação foram destacados com discos de carboneto de silício e as estruturas foram usinadas com pedras montadas, submetidas ao banho eletrolítico, acabadas e polidas com pedras montadas, borrachas abrasivas e pontas de feltro. Durante o acabamento e polimento, o assentamento e adaptação foram constantemente aferidos e se acaso houvesse irregularidades, as estruturas eram descartadas e todo o procedimento repetido.

IV-2-5- CONFECÇÃO DA SUPER-ESTRUTURA ACRÍLICA:

Após a confecção das infra-estruturas metálicas, estas eram provadas e a adaptação conferida. As próteses que eventualmente não apresentassem posicionamento adequado, seja por erros de confecção do modelo, seja por deficiência do procedimento de fabricação, eram descartadas e substituídas por novas estruturas.

Sobre as infra-estruturas consideradas adequadas, eram montados os dentes artificiais previamente selecionados. As estruturas eram incluídas em mufla metálica, utilizando-se de silicona extra dura para proteção dos sistemas de grampos (Zetalabor - Zhermack S.p.A. – Rovigo – Itália). A eliminação da cera, prensagem da resina acrílica termo-polimerizável (Clássico – Artigos Odontológicos Clássico – São

Paulo - Brasil), ciclo de polimerização, desinclusão, acabamento e polimento baseou-se em recomendações de **CRAIG**¹⁹, de 1996.

IV-2-6- INSTALAÇÃO DAS PRÓTESES E ORIENTAÇÃO AOS PACIENTES:

Após concluídas, as próteses eram instaladas e os ajustes na porção acrílica eram conduzidos. Os dentes artificiais eram ajustados quanto a prematuridades e interferências em posições mandibulares cênicas e excêntricas.

Os pacientes foram orientados a utilizarem as próteses durante todo o dia e eventualmente, durante toda a noite. Se acaso as próteses fossem removidas, foram orientados a armazená-las em água pelo período de desuso. Receberam orientação para que contatassem o pesquisador se acaso sentissem desconforto ou, por qualquer motivo, não pudessem utilizar as próteses.

Três escovas dentais macias (Oral B 30 Indicator – Gillette do Brasil Ltda - São Paulo - Brasil) e quatro dentifrícios (Sorriso Herbal - Kolynos do Brasil Ltda – São Bernardo do Campo - Brasil) foram fornecidos aos pacientes, fato repetido a cada visita, os quais eram instruídos quanto aos cuidados de higiene oral. A limpeza das próteses foi baseada nos seguintes instruções: escovação com movimentos de vai-e-vem com escova e dentifrício fornecidos, três vezes ao dia, sem utilização de quaisquer outros produtos para limpeza ou bochecho

IV-2-7- AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL:

Os valores de rugosidade foram obtidos por um rugosímetro digital (SurfCorder SE 1700 - Kosaka Laboratory Ltd - Tóquio - Japão), tendo sido realizadas seis leituras por apalamento de uma ponta sensora de 2 μ m de diâmetro de cada lado das infra-estruturas, duas a duas, nas seguintes direções: paralela (180°), perpendicular (90°) e obliquamente (45°) à barra palatina ou barra lingual. O equipamento foi configurado

para filtro de 0,25 mm (cut-off 0,25), percurso de medição de 0,75 mm (e-length de três vezes o cut-off) e percurso total de apalpamento de 2,60 mm (correspondente a duas vezes o percurso de medição, 0,1 mm de intervalo entre leituras, 0,5 mm de pré leitura e 0,5 mm de percurso final). A impressão representativa do perfil superficial para cada lado foi obtida pelo cálculo das médias aritméticas (Ra) entre picos e vales.

Previamente às leituras, as próteses eram lavadas com jatos de água durante 30 seg., sendo secas com papel absorvente. Este procedimento deu-se após a prova da infra-estrutura, confecção da super-estrutura acrílica e finalização da prótese, sendo repetido após 6 e 12 meses de utilização.

Para a leitura, foi utilizada uma morsa metálica que permitia a apreensão e orientação espacial das próteses. As lâminas metálicas fundidas acopladas à barra palatina ou lingual eram orientadas, permitindo o posicionamento perpendicular da ponta sensora de apalpamento (Figura IV-9). Os valores encontrados foram anotados para posterior análise estatística.



A



B

Figura IV-9 – A- Prótese removível adaptada à morsa para leitura no rugosímetro. B- Posicionamento perpendicular da ponta sensora em relação à lâmina metálica fundida

IV-2-8- AVALIAÇÃO DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS:

A avaliação da deformação permanente dos grampos correspondeu às medidas das distâncias lineares entre interseções de duas retas dispostas em forma da letra X, confeccionadas previamente ao exame, nas extremidades dos sistemas de grampos de oposição e retenção, sendo conduzidas logo após o acabamento das infra-estruturas e prova da prótese finalizada, após 6 e 12 meses de utilização das próteses.

As leituras foram realizadas em microscópio comparador equipado com escala micrométrica digital, aumento ocular de 40 vezes e plataforma de leitura longitudinal e latitudinal – eixos x e y (Ernst Leitz – Wetzlar – Alemanha), sendo conduzidas sempre da esquerda para a direita. Para que a distância linear entre as extremidades fosse avaliada, utilizou-se um dispositivo metálico com junta universal semelhante aos utilizados em delineadores protéticos, posicionado na base de movimentação do microscópio - eixos x e y (Figura IV-10).

Uma lâmina metálica foi acoplada a um dos lados do dispositivo, permitindo que as extremidades dos sistemas de grampos fossem perfeitamente orientadas na horizontal - eixo x (Figura IV-10 B).



A



B

Figura IV-10 – A- Prótese removível adaptada no dispositivo para leitura das distâncias lineares no microscópio. B- Lâmina para orientação horizontal das extremidades dos grampos

Desde que, na maioria das vezes, não foram utilizadas as unidades de deslocamento em altura do microscópio (eixo z), o ajuste espacial das próteses era obtida pela movimentação espacial do dispositivo até que se obtivesse a mesma distância focal e nitidez entre as extremidades marcadas quando observadas sob a lupa do microscópio.

Para uma determinada posição espacial do dispositivo, se acaso o foco não fosse obtido em ambas as extremidades, obtinha-o em uma delas e a distância percorrida pela haste vertical do microscópio para a obtenção na outra, era anotada mediante a comparação por escala milimétrica posicionada paralelamente à haste (eixo z). Pelas leis do triângulo retângulo, calculava-se a hipotenusa, correspondente à distância linear entre as extremidades.

Foram realizadas três leituras em cada sistema de grampo em análise, nos três períodos de avaliação, sendo as distâncias em milímetros, anotadas para posterior análise estatística.

IV-2-9- ANÁLISE ESTATÍSTICA:

Para o cálculo estatístico da rugosidade superficial foi considerada como unidade experimental a média dos doze valores de rugosidade superficial - Ra (em μm) - seis valores para cada lado da estrutura - nos três tempos estudados dentro de cada prótese removível estudada. Foi realizada uma análise de variância (Anova) com dois fatores (liga e tempo) e a interação destes. Médias com interações significativas, foram avaliadas utilizando o teste de Tukey ao nível de 5 % de probabilidade, assim como o desvio padrão.

Para o cálculo estatístico da deformação plástica dos grampos foi considerada como unidade experimental, a média das três leituras (em mm) em cada sistema de grampos nos três tempos estudados, considerando-se, os valores obtidos antes da instalação das próteses como covariável das avaliações subsequentes. Foram calculados os

valores percentuais de alteração (em %) para cada sistema de grampos para os tempos de 6 meses e 12 meses de utilização. Por não haver distribuição normal nos valores médios, para comparação da deformação no tempo 1 (6 meses) e tempo 2 (12 meses de utilização) - fator tempo - para cada material, foi empregado o teste estatístico de Mann-Whitney. Para comparação dos três materiais - fator material - em cada um dos dois tempos de avaliação, utilizou-se o teste estatístico de Kruskal-Wallis.

V-RESULTADOS

V-RESULTADOS:

Das 42 próteses parciais removíveis confeccionadas nos 38 pacientes selecionados, 11 foram impossibilitadas de avaliação, quer aos 6, quer aos 12 meses, ou ambos, sendo excluídas da pesquisa. Isto deu-se por diferentes razões.

No grupo de pacientes onde foram instaladas próteses removíveis em Ti c.p., três estruturas foram excluídas já que após 6 meses de serviço, não mais se adaptavam como no início, seja por falta de cuidado do paciente ou pela falta de uso.

No grupo de voluntários que recebeu próteses na liga à base de Ti-6Al-4V, um paciente desistiu do tratamento e outro não pode ser avaliado por problemas de saúde.

Dentre os pacientes que receberam próteses na liga à base de Co-Cr-Mo, dois perderam suas próteses. Outros três desistiram do tratamento, sendo um, antes de receber a prótese e os dois últimos, por alegarem incômodo na utilização dos aparelhos causado por fratura de componentes. Finalmente, outro paciente teve seu endereço alterado, não sendo mais localizado.

Portanto, a avaliação da rugosidade superficial e deformação plástica de sistemas de grampos foi conduzida em 31 próteses parciais removíveis, sendo que destas, 10 foram confeccionadas em Ti c.p., 11 em liga de Ti-6Al-4V e outras 10 em Co-Cr-Mo.

Os pacientes atendidos, os tipos de próteses confeccionadas, seus respectivos endereços e contatos telefônicos, além das datas de realização das avaliações, constam no Apêndice.

Os resultados obtidos pela análise exploratória dos dados relativos à rugosidade superficial média, são apresentados nas tabelas V-1 a V-3, nas quais se observa os valores originais (em μm) e as médias para cada estrutura nos três tempos de análise (início, 6 e 12 meses).

TABELA V-1 – VALORES ORIGINAIS DE RUGOSIDADE SUPERFICIAL MÉDIA(EM mm) DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS EM Ti c.p. E RESPECTIVAS MÉDIAS NOS DIFERENTES TEMPOS DE ANÁLISE

TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO									
REMOVÍVEL ♦	INÍCIO			6 MESES			12 MESES		
	DIREITO	ESQUERDO	MÉDIA	DIREITO	ESQUERDO	MÉDIA	DIREITO	ESQUERDO	MÉDIA
1	0,24	0,37		0,13	0,26		0,19	0,17	
	0,23	0,39	0,31	0,24	0,24	0,22	0,14	0,17	0,17
	0,30	0,31		0,24	0,20		0,19	0,15	
2	0,20	0,35		0,24	0,23		0,30	0,21	
	0,24	0,42	0,30	0,27	0,25	0,26	0,22	0,21	0,23
	0,26	0,32		0,29	0,25		0,20	0,21	
3	0,30	0,30		0,24	0,27		0,18	0,25	
	0,25	0,26	0,27	0,15	0,29	0,24	0,23	0,19	0,23
	0,26	0,26		0,12	0,37		0,26	0,26	
4	0,38	0,33		0,26	0,26		0,26	0,17	
	0,31	0,34	0,34	0,29	0,20	0,23	0,28	0,22	0,23
	0,33	0,32		0,21	0,17		0,22	0,20	
6	0,26	0,34		0,19	0,21		0,19	0,2 ¹ 3	
	0,25	0,34	0,31	0,18	0,16	0,18	0,20	0,25	0,24
	0,30	0,35		0,19	0,15		0,33	0,22	
8	0,34	0,26		0,33	0,26		0,23	0,34	
	0,36	0,33	0,33	0,33	0,23	0,28	0,28	0,22	0,29
	0,34	0,34		0,21	0,29		0,35	0,30	
9	0,29	0,42		0,27	0,24		0,24	0,28	
	0,27	0,36	0,32	0,25	0,25	0,24	0,23	0,25	0,26
	0,30	0,30		0,20	0,20		0,31	0,25	
10	0,40	0,40		0,16	0,21		0,21	0,19	
	0,38	0,38	0,38	0,20	0,21	0,22	0,31	0,22	0,23
	0,34	0,38		0,23	0,28		0,24	0,23	
11	0,30	0,32		0,13	0,15		0,19	0,19	
	0,28	0,35	0,30	0,14	0,16	0,16	0,18	0,13	0,17
	0,26	0,28		0,13	0,23		0,19	0,16	
17	0,34	0,33		0,20	0,21		0,20	0,26	
	0,31	0,41	0,36	0,21	0,31	0,27	0,42	0,19	0,25
	0,33	0,42		0,34	0,32		0,20	0,22	

♦ classificação aleatoriamente constituída para fins de identificação (Apêndice)

TABELA V-2 – VALORES ORIGINAIS DE RUGOSIDADE SUPERFICIAL MÉDIA (EM mm) DAS ESTRUTURAS CONFECCIONADAS EM Ti-6Al-4V E RESPECTIVAS MÉDIAS NOS DIFERENTES TEMPOS DE ANÁLISE

REMOVÍVEL ♦	TITÂNIO ALUMÍNIO VANÁDIO								
	INÍCIO			6 MESES			12 MESES		
	DIREITO	ESQUERDO	MÉDIA	DIREITO	ESQUERDO	MÉDIA	DIREITO	ESQUERDO	MÉDIA
13	0,33	0,54		0,17	0,18		0,19	0,13	
	0,31	0,55	0,43	0,21	0,18	0,25	0,28	0,20	0,19
	0,30	0,52		0,51	0,23		0,19	0,16	
14	0,40	0,25		0,34	0,26		0,21	0,15	
	0,35	0,31	0,32	0,22	0,21	0,25	0,24	0,16	0,20
	0,32	0,27		0,24	0,23		0,21	0,23	
15	0,27	0,29		0,22	0,28		0,24	0,28	
	0,30	0,29	0,27	0,23	0,15	0,23	0,30	0,18	0,25
	0,23	0,22		0,23	0,25		0,31	0,21	
16	0,49	0,36		0,33	0,30		0,49	0,46	
	0,44	0,44	0,43	0,45	0,47	0,36	0,44	0,36	0,42
	0,35	0,49		0,24	0,36		0,44	0,35	
19	0,33	0,43		0,31	0,39		0,41	0,34	
	0,32	0,43	0,40	0,19	0,68	0,36	0,37	0,37	0,41
	0,35	0,51		0,28	0,31		0,60	0,34	
20	0,31	0,19		0,17	0,15		0,18	0,10	
	0,20	0,19	0,22	0,20	0,17	0,17	0,12	0,13	0,14
	0,20	0,21		0,23	0,12		0,13	0,15	
21	0,43	0,41		0,19	0,21		0,22	0,23	
	0,42	0,36	0,41	0,22	0,45	0,30	0,19	0,37	0,28
	0,44	0,42		0,22	0,48		0,18	0,51	
23	0,23	0,20		0,21	0,15		0,16	0,14	
	0,21	0,31	0,26	0,28	0,13	0,17	0,18	0,15	0,16
	0,24	0,34		0,14	0,13		0,16	0,15	
39	0,35	0,50		0,20	0,18		0,19	0,15	
	0,39	0,46	0,41	0,22	0,21	0,18	0,23	0,28	0,20
	0,36	0,42		0,15	0,14		0,15	0,22	
41	0,30	0,33		0,16	0,23		0,15	0,13	
	0,33	0,29	0,32	0,13	0,36	0,19	0,19	0,17	0,17
	0,38	0,30		0,10	0,17		0,15	0,25	
42	0,29	0,24		0,22	0,21		0,18	0,17	
	0,31	0,27	0,28	0,24	0,21	0,21	0,21	0,18	0,20
	0,29	0,25		0,17	0,20		0,25	0,21	

♦ classificação aleatoriamente constituída para fins de identificação (Apêndice)

TABELA V-3 – VALORES ORIGINAIS DE RUGOSIDADE SUPERFICIAL MÉDIA (EM mm) DAS ESTRUTURAS CONFECCIONADAS EM Co-Cr-Mo E RESPECTIVAS MÉDIAS NOS DIFERENTES TEMPOS DE ANÁLISE

REMOVÍVEL ♦	COBALTO CROMO MOLIBDÊNIO								
	INÍCIO		MÉDIA	6 MESES		MÉDIA	12 MESES		MÉDIA
	DIREITO	ESQUERDO		DIREITO	ESQUERDO		DIREITO	ESQUERDO	
18	0,18	0,14	0,16	0,16	0,20	0,15	0,19	0,14	0,18
	0,19	0,16		0,22	0,15		0,20	0,15	
	0,18	0,11		0,22	0,16		0,23	0,15	
27	0,28	0,15	0,22	0,11	0,22	0,16	0,11	0,18	0,15
	0,30	0,15		0,12	0,15		0,13	0,18	
	0,33	0,10		0,14	0,19		0,10	0,20	
28	0,23	0,25	0,25	0,15	0,21	0,14	0,17	0,13	0,15
	0,25	0,30		0,11	0,12		0,15	0,14	
	0,21	0,23		0,12	0,11		0,17	0,13	
29	0,18	0,16	0,18	0,12	0,23	0,18	0,11	0,22	0,17
	0,15	0,24		0,15	0,21		0,13	0,23	
	0,15	0,22		0,18	0,19		0,16	0,17	
31	0,21	0,18	0,21	0,09	0,09	0,11	0,13	0,09	0,13
	0,23	0,19		0,07	0,14		0,19	0,10	
	0,27	0,19		0,11	0,15		0,16	0,13	
33	0,34	0,36	0,30	0,11	0,12	0,18	0,14	0,10	0,13
	0,28	0,25		0,11	0,34		0,19	0,12	
	0,32	0,27		0,15	0,25		0,11	0,12	
34	0,20	0,19	0,18	0,26	0,16	0,21	0,17	0,22	0,18
	0,19	0,13		0,16	0,26		0,15	0,20	
	0,18	0,18		0,18	0,23		0,15	0,17	
37	0,28	0,20	0,26	0,28	0,22	0,23	0,25	0,28	0,29
	0,30	0,28		0,28	0,16		0,29	0,29	
	0,24	0,27		0,27	0,15		0,31	0,31	
38	0,13	0,13	0,16	0,07	0,09	0,11	0,14	0,11	0,11
	0,18	0,16		0,08	0,11		0,13	0,09	
	0,19	0,14		0,19	0,09		0,10	0,10	
40	0,21	0,31	0,28	0,28	0,36	0,31	0,20	0,20	0,25
	0,27	0,32		0,25	0,34		0,39	0,19	
	0,21	0,34		0,23	0,37		0,33	0,16	

♦ classificação aleatoriamente constituída para fins de identificação (Apêndice)

Os valores originais relativos à rugosidade superficial foram submetidos à análise de variância (Anova), considerando o modelo com dois fatores (material e tempo) e sua interação, sendo apresentados no Apêndice. A análise foi feita considerando a alteração nos valores de rugosidade dentro de cada estrutura nos três períodos de avaliação. Não houve significância para ambos os fatores, apenas para a interação material / tempo. Estes valores com diferenças significativas foram submetidos ao teste de Tukey, adotando o nível de 5 % de probabilidade, sendo também apresentados no Apêndice.

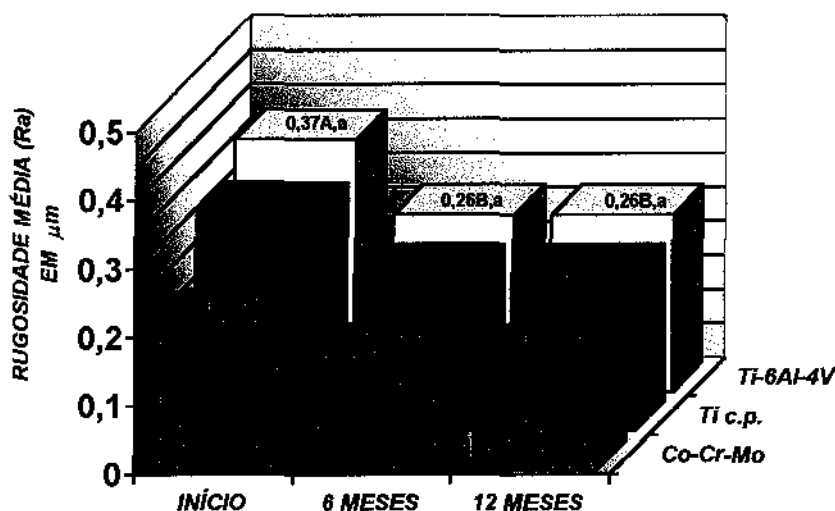
A tabela V-4 e a figura V-1, mostram os valores médios de rugosidade superficial (em mm), para as removíveis em Ti c.p. e ligas de Ti-6Al-4V e Co-Cr-Mo, nos três tempos de análise (início, 6 e 12 meses de utilização). De uma maneira geral, verifica-se que para os três materiais analisados, há uma diminuição nos valores médios de rugosidade superficial na medida em que se aumenta o tempo de utilização das próteses, com exceção daquelas confeccionadas em Co-Cr-Mo, onde não houve diferenças estatisticamente significativas entre os três períodos de avaliação.

TABELA V-4 – VALORES MÉDIOS DE RUGOSIDADE SUPERFICIAL (EM mm) DAS PRÓTESES REMOVÍVEIS OBTIDAS COM OS TRÊS MATERIAIS NOS DIFERENTES TEMPOS DE ANÁLISE

LIGA	TEMPO DE SERVIÇO		
	INÍCIO	6 MESES	12 MESES
<i>Ti c.p.</i>	0,32 (0,03) A, a	0,23 (0,03) B, ab	0,23 (0,03) B, ab
<i>Ti-6Al-4V</i>	0,37 (0,07) A, a	0,26 (0,07) B, a	0,26 (0,09) B, a
<i>Co-Cr-Mo</i>	0,22 (0,05) A, b	0,17 (0,06) A, b	0,17 (0,01) A, b

Médias seguidas de mesma letra maiúscula na linha e minúscula na coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade
Valores () representam o desvio padrão

FIGURA V-1 – ILUSTRAÇÃO GRÁFICA DOS VALORES MÉDIOS DE RUGOSIDADE SUPERFICIAL (EM μm) DAS PRÓTESES REMOVÍVEIS OBTIDAS COM OS TRÊS MATERIAIS NOS DIFERENTES



Médias seguidas de mesma letra maiúscula na horizontal e minúscula na vertical não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade

Para as estruturas obtidas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V, os valores de rugosidade superficial coletados aos 6 meses de utilização são estatisticamente inferiores àqueles anteriormente à instalação das próteses, não havendo diferenças estatisticamente significativas entre estes e os obtidos após 12 meses de serviço. As próteses obtidas em Co-Cr-Mo não mostraram diferenças estatísticas ao longo dos períodos de avaliação (tabela V-4 e figura V-1).

Os valores médios de rugosidade obtidos previamente à instalação das próteses são estatisticamente inferiores nas próteses obtidas em Co-Cr-Mo quando comparadas às confeccionadas em Ti c.p e na liga de Ti-6Al-4V, estes últimos, semelhantes entre si. Após 6 e 12 meses de utilização, as próteses removíveis obtidas na liga de Ti-6Al-4V, novamente apresentaram valores significativamente superiores àquelas obtidas em liga de Co-Cr-Mo. Nestes períodos, as estruturas em Ti c.p. mostraram valores intermediários, não apresentando diferenças significativas em relação aos demais materiais (tabela V-4 e figura V-1).

As tabelas V-5 a V-10 mostram os valores originais da distância (em mm) entre os grampos de oposição e retenção, assim como as médias obtidas dentro de cada prótese removível avaliada, nos diferentes tempos de avaliação.

TABELA V-5 – VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA (EM mm) DOS SISTEMAS DE GRAMPOS DAS ESTRUTURAS CONFECCIONADAS EM Ti c.p. E RESPECTIVA DEFORMAÇÃO (EM %) NOS DIFERENTES TEMPOS DE ANÁLISE

TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO										
REMOVÍVEL *	SISTEMA DE GRAMPOS	DISTÂNCIA INÍCIO	MÉDIA	DISTÂNCIA 6 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)	DISTÂNCIA 12 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)	
1	45	5,462		5,462			5,465			
		5,468	5,464	5,466	5,463	-0,03	5,463	5,463	-0,03	
		5,463		5,460			5,460			
	37	8,190		8,179			8,181			
		8,189	8,189	8,185	8,184	-0,07	8,182	8,182	-0,09	
		8,189		8,187			8,184			
	47	7,142		7,144			7,252			
		7,149	7,145	7,147	7,147	0,03	7,256	7,256	1,55	
		7,143		7,150			7,259			
	2	34	4,368		4,374			4,382		
			4,371	4,370	4,370	4,371	0,02	4,380	4,381	0,27
			4,370		4,368			4,382		
36		6,246		6,254			6,257			
		6,240	6,242	6,252	6,253	0,17	6,257	6,255	0,21	
		6,241		6,252			6,252			
3	45	5,863		5,862			5,860			
		5,859	5,860	5,867	5,863	0,05	5,864	5,863	0,05	
		5,859		5,861			5,865			
	35	4,631		4,635			4,641			
		4,639	4,636	4,637	4,635	-0,01	4,645	4,642	0,13	
		4,638		4,634			4,640			
37	2,281		2,282			2,280				
	2,283	2,282	2,281	2,281	-0,03	2,279	2,280	-0,09		
	2,281		2,280			2,280				
4	26	4,221		4,236			4,243			
		4,225	4,223	4,232	4,233	0,24	4,240	4,243	0,46	
		4,224		4,232			4,245			
	27	3,581		3,586			3,587			
6	16	3,584	3,582	3,595	3,591	0,25	3,588	3,589	0,20	
		3,580		3,591			3,591			
		4,994		4,999			4,999			
	26	4,993	4,993	4,991	4,996	0,06	5,001	5,000	0,13	
		4,993		4,999			4,999			
	4,596		4,602			4,601				
	4,599	4,597	4,601	4,604	0,15	4,602	4,602	0,11		
	4,596		4,608			4,603				

* classificação aleatoriamente constituída para fins de identificação (Apêndice)

TABELA V-6 – VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA (EM mm) DOS SISTEMAS DE GRAMPOS DAS ESTRUTURAS CONFECCIONADAS EM Ti c.p. E RESPECTIVA DEFORMAÇÃO (EM %) NOS DIFERENTES TEMPOS DE ANÁLISE

TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO									
REMOVÍVEL *	SISTEMA DE GRAMPOS	DISTÂNCIA INÍCIO	MÉDIA	DISTÂNCIA 6 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)	DISTÂNCIA 12 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)
8	35	4,413		4,410			4,411		
		4,414	4,414	4,412	4,412	-0,04	4,413	4,412	-0,04
		4,415		4,415			4,413		
	45	4,291		4,305			4,307		
		4,299	4,296	4,302	4,305	0,19	4,305	4,306	0,23
		4,299		4,307			4,307		
	47	6,061		6,055			6,048		
		6,058	6,059	6,055	6,053	-0,10	6,048	6,047	-0,20
		6,059		6,049			6,046		
9	35	4,939		4,937			4,946		
		4,934	4,937	4,939	4,939	0,03	4,950	4,949	0,24
		4,939		4,940			4,951		
	36	5,272		5,272			5,270		
		5,272	5,272	5,277	5,273	0,03	5,268	5,269	-0,06
		5,272		5,271			5,269		
	45	6,041		6,041			6,048		
		6,044	6,044	6,048	6,046	0,02	6,051	6,048	0,06
		6,048		6,048			6,045		
47	6,741		6,743			6,760			
	6,741	6,742	6,742	6,743	0,02	6,763	6,762	0,30	
	6,743		6,744			6,762			
10	36	5,458		5,466			5,466		
		5,454	5,456	5,464	5,465	0,17	5,469	5,468	0,23
		5,455		5,465			5,469		
11	16	8,153		8,156			8,158		
		8,156	8,154	8,156	8,155	0,02	8,158	8,159	0,07
		8,152		8,153			8,161		
	17	4,585		4,580			4,584		
		4,582	4,585	4,576	4,578	-0,14	4,584	4,584	-0,01
		4,587		4,579			4,584		
27	4,132		4,137			4,153			
	4,133	4,131	4,134	4,134	0,07	4,150	4,151	0,49	
	4,127		4,130			4,150			
17	15	4,969		4,979			4,977		
		4,969	4,969	4,982	4,981	0,25	4,978	4,976	0,15
		4,968		4,982			4,973		
	16	7,449		7,441			7,441		
		7,442	7,447	7,445	7,444	-0,04	7,441	7,443	-0,05
		7,449		7,445			7,447		
26	4,745		4,757			4,764			
	4,745	4,743	4,759	4,756	0,27	4,764	4,764	0,44	
	4,740		4,752			4,765			

* classificação aleatoriamente constituída para fins de identificação (Apêndice)

TABELA V-7 – VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA (EM mm) DOS SISTEMAS DE GRAMPOS DAS ESTRUTURAS CONFECCIONADAS EM Ti-6Al-4V E RESPECTIVA DEFORMAÇÃO (EM %) NOS DIFERENTES TEMPOS DE ANÁLISE

TITÂNIO ALUMÍNIO VANÁDIO									
REMOVÍVEL *	SISTEMA DE GRAMPOS	DISTÂNCIA INÍCIO	MÉDIA	DISTÂNCIA 6 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)	DISTÂNCIA 12 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)
13	15	5,032		5,037			5,031		
		5,033	5,033	5,032	5,032	-0,01	5,037	5,032	-0,01
		5,033		5,028			5,028		
	17	2,290		2,334			2,336		
		2,294	2,292	2,330	2,333	1,80	2,331	2,333	1,80
		2,292		2,336			2,333		
26	2,839		2,825			2,840			
	2,839	2,839	2,831	2,829	-0,33	2,840	2,839	0,00	
	2,838		2,832			2,836			
14	34	2,937		2,936			2,935		
		2,935	2,935	2,934	2,936	0,03	2,938	2,937	0,08
		2,933		2,938			2,939		
	44	2,513		2,538			2,583		
		2,515	2,515	2,525	2,532	0,65	2,585	2,583	2,69
		2,518		2,532			2,581		
15	15	4,709		4,699			4,714		
		4,707	4,708	4,709	4,706	-0,05	4,713	4,713	0,09
		4,709		4,710			4,711		
	17	5,366		5,360			5,376		
		5,365	5,364	5,369	5,366	0,04	5,370	5,373	0,17
		5,360		5,369			5,372		
16	35	6,792		6,791			6,794		
		6,790	6,791	6,796	6,795	0,07	6,799	6,797	0,09
		6,790		6,799			6,797		
	37	4,608		4,595			4,603		
		4,600	4,604	4,594	4,595	-0,18	4,603	4,602	-0,03
		4,603		4,597			4,601		
45	5,230		5,237			5,237			
	5,233	5,233	5,232	5,233	0,01	5,248	5,244	0,22	
	5,235		5,231			5,247			
48	5,965		5,971			5,988			
	5,970	5,969	5,978	5,974	0,08	5,985	5,985	0,26	
	5,972		5,972			5,981			
19	47	3,439		3,439			3,434		
		3,441	3,440	3,438	3,438	-0,06	3,435	3,435	-0,16
		3,441		3,438			3,436		
20	35	5,623		5,645			5,776		
		5,616	5,620	5,645	5,648	0,51	5,774	5,774	2,75
		5,620		5,655			5,773		
	37	7,754		7,761			7,762		
		7,755	7,754	7,755	7,757	0,04	7,766	7,764	0,13
		7,753		7,756			7,764		

* classificação aleatoriamente constituída para fins de identificação (Apêndice)

TABELA V-8 – VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA (EM mm) DOS SISTEMAS DE GRAMPOS DAS ESTRUTURAS CONFECCIONADAS EM Ti-6Al-4V E RESPECTIVA DEFORMAÇÃO (%) NOS DIFERENTES TEMPOS DE ANÁLISE

TITÂNIO ALUMÍNIO VANÁDIO									
REMOVÍVEL *	SISTEMA DE GRAMPOS	DISTÂNCIA INÍCIO	MÉDIA	DISTÂNCIA 6 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)	DISTÂNCIA 12 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)
21	45	5,333	5,336	5,383	5,386	0,95	5,394	5,394	1,10
		5,336		5,388			5,391		
		5,338		5,388			5,398		
	16	6,844	6,843	6,841	6,843	0,01	6,844	6,842	0,00
		6,844		6,840			6,843		
		6,840		6,849			6,840		
23	17	4,000	4,000	3,998	3,995	-0,13	3,992	3,996	-0,11
		4,001		3,997			3,997		
		3,999		3,990			3,998		
	26	5,585	5,586	5,603	5,601	0,27	5,592	5,594	0,15
		5,587		5,601			5,592		
		5,586		5,600			5,599		
	27	4,884	4,885	4,888	4,890	0,11	4,889	4,888	0,07
		4,887		4,891			4,887		
		4,883		4,891			4,888		
	35	4,710	4,715	4,740	4,742	0,57	4,753	4,752	0,78
		4,718		4,745			4,754		
		4,718		4,741			4,749		
39	36	5,590	5,591	5,619	5,613	0,40	5,618	5,617	0,47
		5,592		5,610			5,615		
		5,591		5,611			5,618		
	45	3,257	3,255	3,349	3,344	2,73	3,348	3,344	2,73
		3,254		3,342			3,342		
		3,253		3,340			3,341		
	47	1,172	1,166	1,183	1,184	1,54	1,185	1,183	1,52
		1,165		1,185			1,180		
		1,160		1,183			1,185		
	15	6,461	6,463	6,468	6,465	0,04	6,464	6,466	0,04
		6,464		6,464			6,468		
		6,464		6,464			6,465		
41	17	6,691	6,691	6,683	6,685	-0,10	6,688	6,684	-0,10
		6,692		6,686			6,684		
		6,691		6,685			6,681		
	26	6,595	6,593	6,597	6,595	0,02	6,598	6,593	-0,01
		6,592		6,596			6,591		
		6,593		6,591			6,590		
	27	7,213	7,212	7,211	7,211	-0,01	7,211	7,213	0,02
		7,212		7,213			7,210		
		7,211		7,209			7,219		
	35	4,457	4,455	4,455	4,454	-0,04	4,465	4,465	0,21
		4,458		4,453			4,464		
		4,451		4,453			4,465		
42	37	6,607	6,607	6,613	6,616	0,13	6,619	6,616	0,13
		6,607		6,615			6,612		
		6,608		6,619			6,617		
	45	4,169	4,166	4,205	4,201	0,85	4,216	4,207	0,98
		4,161		4,199			4,204		
		4,167		4,199			4,200		

* classificação aleatoriamente constituída para fins de identificação (Apêndice)

TABELA V-9 – VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA (EM mm) DOS SISTEMAS DE GRAMPOS DAS ESTRUTURAS CONFECCIONADAS EM Co-Cr-Mo E RESPECTIVA DEFORMAÇÃO (EM %) NOS DIFERENTES TEMPOS DE ANÁLISE

COBALTO CROMO MOLIBDÊNIO									
REMOVÍVEL *	SISTEMA DE GRAMPOS	DISTÂNCIA INÍCIO	MÉDIA	DISTÂNCIA 6 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)	DISTÂNCIA 12 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)
18	26	7,761		7,760			7,762		
		7,765	7,762	7,759	7,759	-0,04	7,760	7,761	-0,02
		7,761		7,759			7,761		
	27	6,511		6,509			6,513		
		6,505	6,508	6,510	6,509	0,01	6,515	6,513	0,08
		6,508		6,507			6,511		
27	26	2,169		2,193			2,190		
		2,159	2,166	2,190	2,191	1,19	2,192	2,192	1,23
		2,169		2,191			2,195		
28	16	6,940		6,947			6,955		
		6,940	6,940	6,946	6,947	0,09	6,956	6,955	0,22
		6,941		6,947			6,955		
	26	5,133		5,132			5,137		
		5,137	5,135	5,129	5,132	-0,05	5,136	5,136	0,03
		5,134		5,135			5,135		
27	27	6,028		6,077			6,071		
		6,027	6,026	6,076	6,077	0,85	6,076	6,074	0,79
		6,024		6,079			6,075		
29	34	5,001		4,999			4,998		
		5,002	5,001	4,990	4,995	-0,13	4,995	4,997	-0,08
		5,001		4,995			4,999		
31	16	7,474		7,509			7,548		
		7,469	7,470	7,504	7,507	0,49	7,553	7,552	1,09
		7,468		7,508			7,555		
	26	7,379		7,419			7,417		
		7,375	7,375	7,415	7,416	0,56	7,414	7,415	0,55
		7,371		7,415			7,415		
33	35	5,878		5,923			5,927		
		5,898	5,885	5,922	5,920	0,59	5,923	5,926	0,70
		5,879		5,915			5,928		
	45	4,372		4,391			4,388		
		4,374	4,372	4,384	4,387	0,35	4,390	4,390	0,42
		4,369		4,386			4,392		

* classificação aleatoriamente constituída para fins de identificação (Apêndice)

TABELA V-10 – VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA (EM mm) DOS SISTEMAS DE GRAMPOS DAS ESTRUTURAS CONFECCIONADAS EM Co-Cr-Mo E RESPECTIVA DEFORMAÇÃO (EM %) NOS DIFERENTES TEMPOS DE ANÁLISE

COBALTO CROMO MOLIBDÊNIO									
REMOVÍVEL *	SISTEMA DE GRAMPOS	DISTÂNCIA INÍCIO	MÉDIA	DISTÂNCIA 6 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)	DISTÂNCIA 12 MESES	MÉDIA	DEFORMAÇÃO (%)
34	15	6,225		6,231			6,236		
		6,225	6,226	6,239	6,234	0,13	6,232	6,235	0,14
		6,229		6,233			6,237		
	17	3,825		3,886			3,888		
		3,815	3,820	3,881	3,883	1,65	3,890	3,889	1,82
		3,819		3,881			3,889		
	27	5,276		5,279			5,268		
		5,275	5,275	5,278	5,279	0,06	5,269	5,269	-0,13
		5,275		5,279			5,269		
37	44	5,962		5,962			5,959		
		5,961	5,964	5,959	5,961	-0,04	5,960	5,960	-0,07
		5,969		5,963			5,961		
	46	5,108		5,148			5,142		
		5,106	5,108	5,143	5,145	0,72	5,149	5,147	0,78
		5,109		5,143			5,151		
38	34	5,168		5,194			5,203		
		5,171	5,170	5,194	5,193	0,45	5,200	5,202	0,63
		5,170		5,191			5,203		
	45	6,598		6,618			6,625		
		6,597	6,597	6,618	6,618	0,32	6,620	6,622	0,39
40	15	5,760		5,761			5,768		
		5,759	5,761	5,766	5,763	0,02	5,764	5,766	0,08
		5,765		5,761			5,766		
	17	5,380		5,409			5,405		
		5,382	5,381	5,401	5,405	0,43	5,403	5,404	0,43
		5,382		5,404			5,405		
	27	5,065		5,078			5,070		
		5,061	5,062	5,075	5,075	0,26	5,078	5,074	0,24
		5,060		5,072			5,075		

* classificação aleatoriamente constituída para fins de identificação (Apêndice)

Os valores originais relativos à distância entre grampos de oposição e retenção nos períodos de 6 e 12 meses de utilização das próteses parciais removíveis foram comparados com as medidas obtidas previamente à instalação, sendo os valores obtidos em porcentagem de deformação. Os valores de deformação plástica, por acusarem ausência de normalidade e homocedasticidade, foram submetidas a análise estatística não paramétrica, considerando a variação da distância dentro de cada sistema de grampos nos diferentes períodos de avaliação. Para a comparação de cada material, nos diferentes períodos de avaliação, foi empregado o teste estatístico de Mann-Whitney (dois fatores). Para a comparação do tempo de utilização para os três materiais envolvidos, foi empregado o teste estatístico de Kruskal-Wallis (três fatores), sendo ambos apresentados no Apêndice.

As tabelas V-11 a V-13 e as figuras V-2 a V-4, mostram os valores médios da deformação plástica dos sistemas de grampos (em %), para as removíveis em Ti c.p. e ligas de Ti-6Al-6V e Co-Cr-Mo, após 6 e 12 meses de utilização.

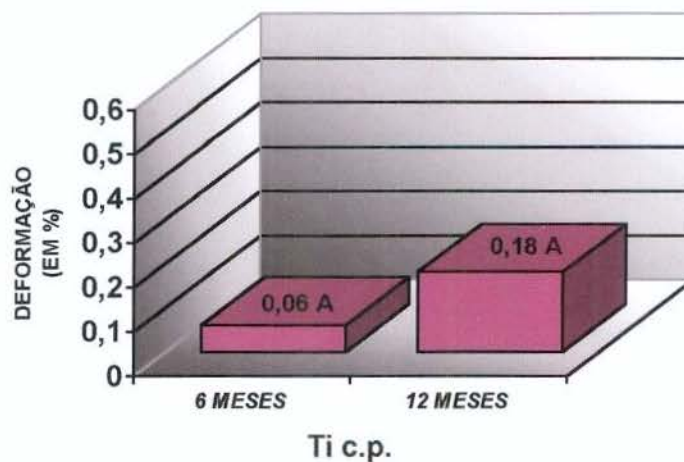
Para as estruturas obtidas em Ti c.p. (tabela V-12 e figura V-2) e ligas de Ti-6Al-4V (tabela V-13 e figura V-3) e Co-Cr-Mo (figura V-14 e figura V-4), verificou-se que não houve diferenças estatisticamente significativas em relação à deformação plástica dos grampos entre 6 e 12 meses de utilização.

TABELA V-11 – MÉDIAS E SOMA DOS ESCORES DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS (EM %) DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS EM Ti c.p. NOS DIFERENTES PERÍODOS DE AVALIAÇÃO

TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO			
TEMPO	NÚMERO DE AMOSTRAS	SOMA DOS ESCORES	MÉDIAS (%)
6 MESES	26	611,50	0,06 A
12 MESES	26	766,50	0,18 A

Médias seguidas de mesma letra maiúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Mann-Whitney ($p=0,1585$)

FIGURA V-2 – ILUSTRAÇÃO GRÁFICA DOS VALORES MÉDIOS DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS (EM %) DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS EM Ti c.p. NOS DIFERENTES PERÍODOS DE AVALIAÇÃO



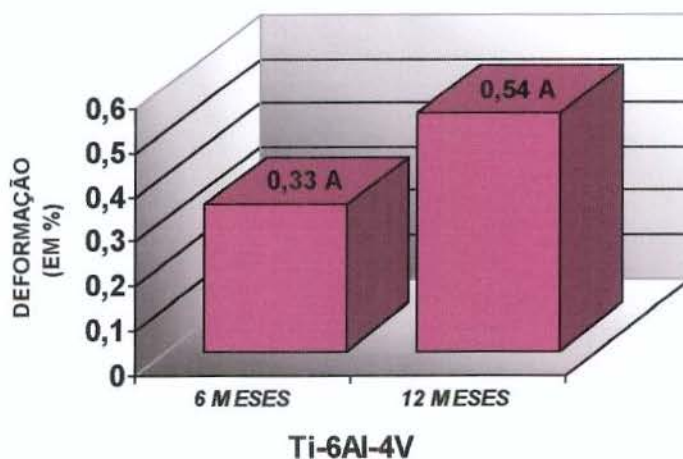
Médias seguidas de mesma letra maiúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Mann-Whitney ($p=0,1585$)

TABELA V-12 – MÉDIAS E SOMA DOS ESCORES DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS (EM %) DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS EM Ti-6Al-4V NOS DIFERENTES PERÍODOS DE AVALIAÇÃO

TEMPO	TITÂNIO ALUMÍNIO VANÁDIO		
	NÚMERO DE AMOSTRAS	SOMA DOS ESCORES	MÉDIAS (%)
6 MESES	30	835,50	0,33 A
12 MESES	30	994,50	0,54 A

Médias seguidas de mesma letra maiúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Mann-Whitney ($p=0,2426$)

FIGURA V-3 – ILUSTRAÇÃO GRÁFICA DOS VALORES MÉDIOS DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS (EM %) DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS EM Ti-6Al-4V NOS DIFERENTES PERÍODOS DE AVALIAÇÃO



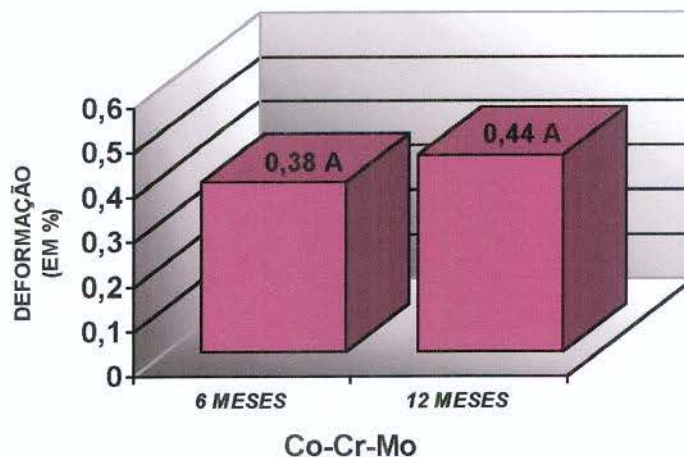
Médias seguidas de mesma letra maiúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Mann-Whitney ($p=0,2426$)

TABELA V-13 – MÉDIAS E SOMA DOS ESCORES DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS (EM %) DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS EM Co-Cr-Mo NOS DIFERENTES PERÍODOS DE AVALIAÇÃO

COBALTO CROMO MOLIBDÊNIO			
TEMPO	NÚMERO DE AMOSTRAS	SOMA DOS ESCORES	MÉDIAS (%)
6 MESES	21	437,00	0,38 A
12 MESES	21	466,00	0,44 A

Médias seguidas de mesma letra maiúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Mann-Whitney ($p=0,7247$)

FIGURA V-4 – ILUSTRAÇÃO GRÁFICA DOS VALORES MÉDIOS DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS (EM %) DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS EM Co-Cr-Mo NOS DIFERENTES PERÍODOS DE AVALIAÇÃO



Médias seguidas de mesma letra maiúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Mann-Whitney ($p=0,7247$)

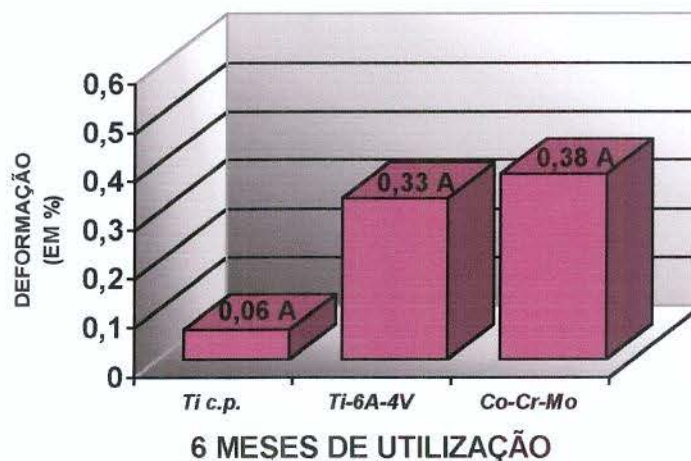
As tabelas V-14 e V-15 e as figuras V-5 a V-6, mostram as comparações entre os valores médios da deformação plástica dos sistemas de grampos (em %) nos períodos de avaliação de 6 e 12 meses para as removíveis em Ti c.p. e ligas de Ti-6Al-6V e Co-Cr-Mo.

TABELA V-14 – MÉDIAS E SOMA DOS ESCORES DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS (EM %) APÓS 6 MESES DE UTILIZAÇÃO DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS NOS DIFERENTES MATERIAIS

MATERIAL	APÓS 6 MESES DE SERVIÇO		
	NÚMERO DE AMOSTRAS	SOMA DOS ESCORES	MÉDIAS (%)
<i>Ti c.p.</i>	26	840,50	0,06 A
<i>Ti-6Al-4V</i>	30	1161,50	0,33 A
<i>Co-Cr-Mo</i>	21	1001,00	0,38 A

Médias seguidas de mesma letra maiúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Kruskal-Wallis ($p=0,0647$)

FIGURA V-5 – ILUSTRAÇÃO GRÁFICA DOS VALORES MÉDIOS DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS (EM %) APÓS 6 MESES DE UTILIZAÇÃO DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS NOS DIFERENTES MATERIAIS



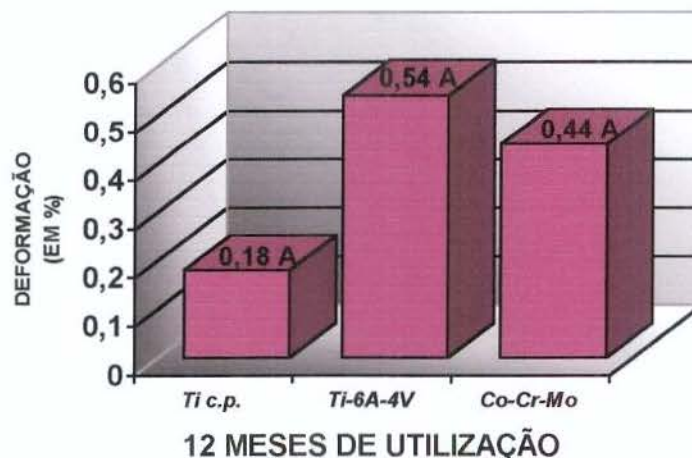
Médias seguidas de mesma letra maiúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Kruskal-Wallis ($p=0,0647$)

TABELA V-15 – MÉDIAS E SOMA DOS ESCORES DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS (EM %) APÓS 12 MESES DE UTILIZAÇÃO DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS NOS DIFERENTES MATERIAIS

APÓS 12 MESES DE SERVIÇO			
MATERIAL	NÚMERO DE AMOSTRAS	SOMA DOS ESCORES	MÉDIAS (%)
<i>Ti c.p.</i>	26	878,50	0,18 A
<i>Ti-6Al-4V</i>	30	1183,00	0,54 A
<i>Co-Cr-Mo</i>	21	941,50	0,44 A

Médias seguidas de mesma letra maiúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Kruskal-Wallis ($p=0,2404$)

FIGURA V-6 – ILUSTRAÇÃO GRÁFICA DOS VALORES MÉDIOS DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS SISTEMAS DE GRAMPOS (EM %) APÓS 12 MESES DE UTILIZAÇÃO DAS ESTRURURAS CONFECCIONADAS NOS DIFERENTES MATERIAIS



Médias seguidas de mesma letra maiúscula não diferem estatisticamente pelo teste de Kruskal-Wallis ($p=0,2404$)

Seja após 6 (tabela V-14 e figura V-5) ou 12 meses de utilização (tabela V-15 e figura V-6), não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas em relação à deformação plástica dos sistemas de grampos para os três materiais avaliados.

VI-DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

VI-DISCUSSÃO DOS RESULTADOS:

As infra-estruturas metálicas das próteses removíveis são tradicionalmente obtidas em liga do sistema Co-Cr-Mo. Embora apresente propriedades ímpares que as tornaram substitutas competentes às ligas áureas (**ASGAR**³, 1970 e **PAFFENBARGER et al.**⁴⁵, 1943) e com manipulação dominada e certificada (**DOOTS et al.**²², 1965, **EARNSHAW**^{23 24}, 1958 e 1956, respectivamente), desconforto é relatado por usuários, devido às suas dimensões, peso e decréscimo de retenção com o aumento do tempo de uso (**VALITTU & KOKKONEN**⁶⁰, 1995).

Avaliadas por 5 a 10 anos (**VERMEULEN et al**⁶¹, em 1996), 886 próteses removíveis em Co-Cr-Mo mostraram entre 10 e 20 % de fratura da infra-estrutura após 5 anos e entre 27 a 44 % após 10 anos. Considerando o uso das próteses como critério de avaliação, a taxa de sucesso foi de 75 % após cinco anos e 50 % após dez anos. **BERGMAN et al.**⁹, 1995, verificaram que 35% de estruturas removíveis encontravam-se como originalmente instaladas, após avaliação por até 25 anos. Índices como esses, não podem ser considerados como fracassos, porém evoluções tecnológicas são tentadas na busca de melhores materiais e resultados aprimorados.

Devido a um conjunto de propriedades que os fazem apropriados à confecção de qualquer artefato protético odontológico, o titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e ligas derivadas (enfatizando o sistema Ti-6Al-4V) foram exaltados para a confecção de próteses removíveis por **HUMMEL et al.**³³, em 1994, **BRIDGEMAN et al.**¹⁴, em 1997 e **WAKABAYASHI & AI**⁶⁰, em 1997. Observações clínicas em dez casos de próteses parciais removíveis confeccionadas em Ti c.p. e Co-Cr-Mo realizadas em 1997 por **THOMAS et al.**⁵⁹, evidenciaram uma taxa de sobrevivência de 91% das estruturas em titânio, sendo preferidas por 64% dos pacientes, quando comparadas com as de Co-Cr-Mo.

Todavia, componentes fundidos com os novos materiais ainda carecem de pesquisas clínicas longitudinais que avaliem o seu desempenho protético frente às condições orais.

VI-1: Os resultados de deformação plástica:

Na busca de uma avaliação longitudinal da perda de retenção dos sistemas de grampos de estruturas removíveis obtidas em Ti c.p. e ligas de Ti-6Al-4V e Co-Cr-Mo, verificou-se, para os três materiais, que os sistemas de grampos tiveram aumento numérico nos percentuais de deformação permanente após 12 meses em comparação com 6 meses de utilização, embora não tenham sido verificadas diferenças estatisticamente significativas. O mesmo fato foi notado na comparação entre os materiais, que embora evidenciasse numericamente menores valores percentuais de alteração para o Ti c.p., não foram verificadas diferenças estatísticas perante as demais ligas.

Afluir diferenças significativas na reprodução científica da metodologia empregada neste estudo é fato possível. Neste tópico serão legitimadas hipóteses quanto às causas das diferenças numéricas ocorridas, assim como as conseqüências da deformação plástica dos sistemas de grampos na performance de próteses removíveis.

VI-1-1: As causas de variações no percentual de deformação plástica:

Dentro das limitações de um estudo clínico, assumindo-se a distribuição aleatória e homogênea das dimensões dos sistemas de grampos, para uma mesma solicitação, seria de se esperar que as estruturas em Ti c.p., por registrarem menores valores de módulo de elasticidade e limite de escoamento que as demais ligas, apresentassem maior alteração dimensional ou deformação plástica, ou seja, fossem solicitadas dentro de seu intervalo plástico da curva de tensão-deformação. Contudo, tanto os 6 como após 12 meses de utilização, os

sistemas de grampos confeccionados em Ti c.p. mostraram percentuais médios de deformação permanente numericamente menores que os obtidos em Co-Cr-Mo e Ti-6Al-4V, porém sem diferenças estatisticamente significativas. Este fato poderia ser devido a dois fatores distintos: a presença de defeitos e corrosão.

O módulo de elasticidade e o limite de escoamento, propriedades de valores similares nas ligas Co-Cr-Mo e Ti-6Al-4V, são intrínsecas do material, apresentando pouca ou nenhuma variação quando as dimensões amostrais são alteradas. São propriedades que governam o comportamento elástico ou plástico dos materiais mediante determinada sollicitação e tornam-se imprevisíveis quando da presença de defeitos estruturais. A ocorrência de defeitos internos presentes nas fundições com as ligas de Co-Cr-Mo e Ti-6Al-4V é a primeira hipótese levantada.

A inspeção radiográfica das estruturas em titânio, possibilitada pelo baixo número atômico e conseqüente, baixo grau de radiopacidade, mostrou-se eficiente no descarte de estruturas acometidas de macro defeitos, sendo um artifício pré clínico acessível aos profissionais no controle da qualidade de estruturas removíveis. (MORI et al.⁴², 1997)

Todavia, vazios internos, inclusões e fendas podem se tornar ocorrências imperceptíveis, podendo comprometer as propriedades mecânicas, principalmente o alongamento (ASGAR et al.², 1969, MORRIS et al.⁴³, 1976 e BEN-UR et al.⁷, 1986). O aumento de cerca de 10% na seção transversal dos grampos em titânio em relação aos de Co-Cr-Mo, como forma de evitar a rápida dissipação de calor e conseqüente aumento da velocidade de solidificação, compensando sua baixa fluidez, não foi suficiente para otimizar o desempenho das estruturas em Ti-6Al-4V. Embora vislumbre futuro promissor, uma técnica mais aprimorada é necessária como forma de compensar sua aparente menor fluidez e maior concentração de defeitos. (SYVERUD et al.⁵⁶, 1995)

Já a liga de Co-Cr-Mo, por ser trabalhada líquida com maçarico, sem adequado controle de temperatura, tempo e velocidade de aquecimento, condições atmosféricas e a eventualidade de contaminações de molde e cadinho, podem ter colaborado para a prejudicada performance (**CARTER & KIDD**^{15 16}, 1965; **HARCOURT**^{29 30}, 1961 e 1964, respectivamente; **LEWIS**^{39 40} 1978 e 1979, respectivamente; e **OLSEN & TAYLOR**⁴⁴, 1961). A manipulação incorreta dos materiais envolvidos no processo de fundição executado por técnicos, muitas vezes sem os conhecimentos necessários, colabora para ocorrência de defeitos similares aos das estruturas em titânio (**EERIKÄINEN & RANTANEN**²⁵, 1986 e **PEYTON & CRAIG**⁴⁷, 1962). Podem, da mesma forma, estes fatos serem responsabilizados, não sendo sequer possíveis de identificação por radiografias. Reforça esta hipótese, o fato de duas infra-estruturas fundidas nesta liga serem desprezadas durante a investigação pela fratura de componentes.

Contudo, devido aos resultados obtidos, a técnica de fundição por injeção à vácuo parece adequada e precisa o bastante para obtenção de estruturas em Ti c.p.. Poder-se-ia especular que a possibilidade de fracasso da infra-estrutura removível por perda de retenção é menor em Ti c.p. que nas demais ligas.

Outro fator causador das diferenças numéricas, poderia ser causado pela desenvolvimento de corrosão, que desde que há remoção de material, poderia colaborar para o aumento das distâncias entre as extremidades, fato notado com maior intensidade nas ligas de Co-Cr-Mo e Ti-6Al-4V. As deficiências da estrutura fundida causadas pela fundição, podem exacerbar os efeitos corrosivos do meio oral, principalmente os de ocorrência superficial. Desde que as medidas ocorrem nas extremidades dos grampos, imagina-se a presença de atrito associado à corrosão do meio. Dados disponíveis, atestam que a atividade eletroquímica do titânio é afetada quando observada em atrito e meio corrosivo com amálgamas (**JOHANSSON & BERGMAN**³⁵, 1995). Em

ligas de Co-Cr-Mo, estima-se que a liberação da massa de íons é três vezes maior sob atrito em meio corrosivo que sob corrosão isoladamente (**CRAIG**¹⁸, em 1996).

Finalmente, desde que as propriedades como o módulo de elasticidade e limite de escoamento de um material são calculados em função de uma determinada dimensão de uma amostra, a busca por estruturas protéticas cada vez menores e mais leves, sendo mais confortáveis aos pacientes, pode prejudicar o desempenho das infra-estruturas mediante a solitação. Imaginar que as fundição estão livres de defeitos ou que não sofrem atrito e corrosão no meio oral pode ser desastroso para o sucesso clínico do tratamento com próteses parciais removíveis. Ou aprimora-se a técnica de fundição ou aumenta-se as dimensões dos sistemas dos grampos.

VI-1-2: As conseqüências da deformação plástica dos grampos:

Obviamente, seria desejável que os grampos das próteses removíveis sofressem flexões durante a mastigação e durante a inserção e remoção do aparelho, sem que deformações permanentes ocorressem. No entanto, notou-se de uma maneira geral, que houve deformação em todos os materiais avaliados, sendo, de uma maneira geral, crescente em relação ao tempo de utilização das próteses. Estes dados concordam com os de **VALLITTU & KOKKONEN**⁶⁰, 1995, que atestaram haver redução da retenção destes aparelhos proporcional ao tempo de serviço, embora a pesquisa em questão tivesse sido direcionada à investigação de infra-estruturas em Co-Cr-Mo.

O comportamento de deformação plástica dos grampos evidenciado pelos diferentes materiais de confecção pode variar-se em função de um maior tempo de avaliação. Estima-se que a vida útil de uma estrutura de prótese parcial removível seja superior a três anos sem ocorrências de fracassos por fratura de componentes (**HENRIQUES et al.**³¹, 1997). Desde que os resultados desta pesquisa limitaram-se a 12

meses de avaliação, possibilidades podem ser aventadas quanto à atuação das estruturas em períodos mais longos de utilização.

Como consequência da presença de deformação permanente, pode-se distinguir: a perda de retenção a curto prazo e a fratura do componente por causas mecânicas a médio e longo prazos.

VI-1-3: As consequências a curto prazo:

As próteses removíveis são estruturas dento e muco suportadas. O sistema de grampos da infra-estrutura metálica responsável pela suporte em dentes age, fundamentalmente, em posições retentivas abaixo da região de maior diâmetro dental – denominada equador protético - enquanto que porções acrílicas, fornecem o suporte mucoso. Porém, a mucosa de cobertura do rebordo apresenta uma deformação elástica (ou resiliência) de até 300 μm , exigindo que dispositivos de apoio sejam incorporados à infra-estrutura, evitando a movimentação exagerada no sentido vertical da prótese durante o ato mastigatório. Já os dentes, devido aos ligamentos que os unem às estruturas de suporte, da mesma forma, apresentam movimentos verticais e horizontais de 28 a 108 μm (EVANS²⁶, 1997).

A arquitetura da infra-estrutura metálica deve considerar a mecânica envolvida na ato mastigatório e evitar o deslocamento da prótese. Imagina-se que as infra-estruturas metálicas realizem movimentações nos planos horizontal e vertical causadas, respectivamente, pela mastigação e própria natureza dos alimentos (BATES⁶, 1966). Com a responsabilidade de impedir deslocamentos, os grampos são solicitados para atuação em regiões de maior diâmetro que aquelas originalmente estabelecidas. Respeitadas, as devidas proporções e geometria dos grampos e possibilidade da ocorrência de defeitos, o fenômeno pode propiciar uma solicitação muitas vezes superior ao limite de escoamento do material de fabricação e causar a

deformação permanente no sistema de retenção (**BATES**^{4 5} 1963 e 1965 respectivamente),

Quanto de deformação plástica seria necessário para causar o fracasso da infra-estrutura pela perda de retenção? Não há citações acerca do assunto. Pode-se atestar que por ser tratar de uma prótese removível com mobilidade vertical ou horizontal e solicitada a carregamentos periódicos e muitas vezes imprevisíveis, os valores de deformação encontrados nesta pesquisa podem ser considerados baixos. Além disto, o que pode ser considerado "sem retenção" pelo profissional, é tido como "perfeitamente adaptado" pelo usuário graças à capacidade de adaptação biológica.

VI-1-4: As conseqüências a médio e longo prazos:

Os valores de deformação foram analisados dentro de cada sistema de grampos, independente do número de próteses parciais removíveis confeccionadas. Por se tratar de uma avaliação clínica, tornou-se difícil padronizar o número de sistemas de grampos para cada material estudado. Como esperado, houve deformação num sistema, sendo que noutro, não houve variação da distância para a mesma prótese. Estes resultados, por não apresentarem normalidade e homocedasticidade, foram submetidos à análise estatística não paramétrica.

O fato de haver deformação plástica evidente em determinados sistemas de grampos, por ser indicativo de solicitação superior ao limite de escoamento do material, implica no raciocínio de que esses componentes são submetidos à fadiga de baixo ciclo, que diminui mais rapidamente a vida da estrutura quando comparada com solicitações dentro do intervalo elástico - fadiga de alto ciclo (**SOUZA**⁵⁴ 1974, **DIETER**²¹ 1981, **HENRIQUES et al.**³¹ 1997).

Além disto, as variações heterogêneas das distâncias lineares entre as extremidades dos sistemas de grampos para uma

mesma prótese removível ou na comparação entre os materiais de confecção, podem ter sido causados por ajustes mecânicos a frio promovidos pelo aluno que acompanhou o paciente ou pelo próprio usuário, operação omitida ao pesquisador. Este procedimento, comum entre os técnicos e dentistas, além de conduzir aos resultados desta pesquisa, pode representar redução da vida em fadiga dos componentes e causar falha prematura da estrutura, já que a solicitação para a promoção da deformação plástica desejada excede o limite de escoamento, sendo um fenômeno descrito por **SOUZA**⁵⁴, 1974 e **DIETER**²¹, 1981, como sobretensionamento.

VI-2: Os resultados de rugosidade superficial:

De uma maneira geral, verificou-se que o titânio c.p. e a liga de Ti-6Al-4V mostraram redução nos valores de rugosidade ao longo dos períodos de avaliação. Previamente à instalação das próteses, os valores de rugosidade destes materiais eram superiores aos da liga de Co-Cr-Mo e tenderam a igualdade após 6 meses de avaliação, não havendo alterações com o aumento do tempo de uso. Já a liga de Co-Cr-Mo, não mostrou alteração nos valores de rugosidade nos diferentes períodos de avaliação.

VI-2-1:As causas das variações nos valores de rugosidade superficial:

O Ti c.p. e a liga Ti-6Al-4V fundidos, tornam-se estruturas de difícil e cauteloso acabamento. Fendas superficiais são relatadas como freqüentes após as fundições (**TAIRA et al.**⁵⁸, 1989 e **SYVERRUD et al.**⁵⁶ em 1995), muitas delas de magnitude tal, que permanecessem após os procedimentos de polimento e acabamento (**CRAIG**¹⁸, 1996).

BOLLEN et al.¹² em 1997, referindo-se a transmucosas em titânio para implantes ósseo-integrados, afirmaram que cuidados especiais deveriam ser tomados quando do uso de sistemas abrasivos,

já que os mesmos conduziam a um aumento significativo nos valores de rugosidade superficial. A ausência de um protocolo de acabamento e polimento de eficácia sedimentada para as estruturas de titânio também é fato operante. Opina-se que a ocorrência mencionada pode explicar os valores aumentados de rugosidade nas leituras conduzidas logo após o término das estruturas.

Contudo, a base para a resistência à corrosão e biocompatibilidade do titânio dá-se às custas da formação de uma camada de óxidos complexos superficiais de espessura da ordem de 10^{-4} μm , iniciando-se em tempo correspondente a 10^{-9} segundos (CRAIG¹⁸, 1996), tão logo ocorre a exposição ao oxigênio.

As leituras de rugosidade foram conduzidas em dispositivos acoplados às barras palatinas ou linguais. São imunes ao atrito como o induzido às extremidades dos grampos durante o ato mastigatório ou na remoção e inserção das próteses. Variação significativa nos valores de rugosidade ao longo dos períodos de avaliação para as estruturas em titânio pode ser um indicativo de que na presença do meio oral, a camada superficial de óxidos complexos, torna-se espessa o bastante, ao ponto de corrigir as imperfeições e defeitos não removidas pelo acabamento e decorrentes do processo de fundição. O fato é particularmente verídico para o Ti c.p.. No entanto, a atenuação da concentração mais íngreme de defeitos na liga Ti-6Al-4V, por razões já discutidas, não se faz possível, dadas as diferenças significativas em relação aos demais materiais.

O acabamento e polimento já dominados e de mais fácil execução na comparação com as estruturas obtidas em Ti c.p. e liga de Ti-6Al-4V, talvez seja o responsável pela constância nos valores de rugosidade das estruturas em Co-Cr-Mo.

Relatos da consequência da presença de superfícies rugosas em materiais restauradores diretos ou indiretos refere-se, quase que exclusivamente, ao acúmulo de placa bacteriana (biofilme). No entanto,

referindo-se a próteses parciais removíveis, a rugosidade superficial está mais diretamente relacionada com a performance dos componentes protéticos sob os esforços mastigatórios. Serão consideradas aqui, as conseqüências biológicas e mecânicas da rugosidade superficial.

VI-2-2:As conseqüências biológicas:

A redução da rugosidade da superfície resulta num drástico retardamento da formação e maturação da placa. A presença de superfícies mais polidas minimizam a formação de placa e reduzem a ocorrência de cáries e periodontite. (QUIRYNEN, *et al.*⁵¹, em 1993. QUIRYNEN⁴⁹, em 1994 e QUIRYNEN & BOLLEN⁵⁰, em 1995).

Verificou-se que os maiores valores de rugosidade foram encontradas para as superfícies em titânio e previamente à instalação das próteses, eqüivalendo-se a 0,35 μm . No entanto após 6 ou 12 meses de utilização dos artefatos, notou-se que os três materiais apresentavam rugosidade média entre 0,17 a 0,26 μm .

Embora referindo-se a transmucosas de titânio para implantes ósseointegrados, BOLLEN¹³, em 1996 e BOLLEN *et al.*¹² em 1997, afirmaram que clinicamente, superfícies extremamente lisas mostraram um aumento na profundidade de sondagem e mais sangramento, enquanto que superfícies com rugosidade próxima a 0,81 μm , cultivavam 20 vezes mais bactérias subgengivalmente. Estes autores afirmaram que a redução nos valores de rugosidade em níveis abaixo de 0,2 μm , não tem impacto na composição e patogenicidade da flora microbiana, sendo um patamar a ser considerado, o qual não traz expectativa de diminuição na retenção bacteriana quando desrespeitado.

Dada a maior possibilidade de acúmulo de placa, ZARB & MACKAY⁶⁵ em 1980, alertaram para o risco do desenvolvimento de doenças periodontais em usuários de próteses removíveis. Acúmulo de placa nas estruturas protéticas permite a colonização bacteriana de superfícies dentais adjacentes. A ausência de relatos diretos inferindo-se

à relação de acúmulo de bactérias nas infra-estruturas metálicas protéticas e colonização de suportes adjacentes, conduz-nos ao analogismo dos relatos palpáveis. Portanto, em termos biológicos, julgam-se apropriados os valores de rugosidade encontrados nesta pesquisa.

VI-2-3:As conseqüências mecânicas:

A diminuição da resistência à fadiga é influenciada pela presença de quaisquer heterogeneidades, como vazios, descontinuidades geométricas e irregularidades superficiais (**SOUZA**⁵⁴, 1974; **DIETER**²¹, 1981; **HENRIQUES et al.**³¹, 1997), já que o fenômeno inicia-se, na maioria esmagadora das vezes, pela superfície do material. 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.**²⁷, 1998).

Não há relatos da relação entre os valores de rugosidade superficial com a vida em fadiga dos artefatos, merecendo estudos adicionais. 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 & MONAGHAN**³⁸, 1993). Durante o procedimento, poderá ocorrer uma transformação de fase (alfa para beta), modificando as propriedades do material e o esperado desempenho mecânico, fenômeno descrito por **BERGMAN**¹⁰, 1990; **LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN**³⁸, 1993; **CRAIG**¹⁸, 1996.

Além disto, **LUCAS & LEMONS**⁴¹ 1992, afirmaram que o titânio e suas ligas são resistentes à corrosão apenas em situações estáticas e não durante carregamentos cíclicos. **ZAVANELLI & HENRIQUES**⁶⁶, 1999, evidenciaram uma redução da vida em fadiga de amostras em titânio e Ti-6Al-4V, quando soluções presentes na cavidade oral foram utilizadas. Na verdade, tem-se o desencadeamento de pites

de corrosão combinados ao carregamento cíclico - fenômeno denominado fadiga-corrosão (**FERREIRA et al.**²⁷, em 1998), sendo a qualidade superficial, o acontecimento que se sobressai.

Cumpre-se ressaltar, que tanto no âmbito biológico como no mecânico, o protocolo de acabamento e polimento de estruturas em titânio, enfatizada a liga de Ti-6Al-4V, merece estudos adicionais, principalmente visando a remoção dos defeitos deixados pela fundição.

VI-3: As considerações finais:

Na população brasileira, mesmo com a adoção de soluções preventivas, a média de dentes cariados ou com extração indicada, na faixa etária de 20 a 24 anos, segundo **PINTO**⁴⁸, em 1993, é de 5,2 por pessoa. A incidência de espaços protéticos extensos e a reabilitação com uso de próteses parciais removíveis tornam-se fatos presumidos.

As previsões do início do século XX, dificilmente acertaram quanto a larga utilização das próteses removíveis nos dias de hoje. Às vésperas de um novo milênio, prevê-se que o trabalho, o conhecimento, a educação, o comércio, a saúde e as relações pessoais implementarão extraordinárias transformações (**SUPLEMENTO PERSPECTIVA PARA O ANO 2000**⁵⁵, em 2000). A expectativa de vida é cada vez maior e a busca por novos materiais, um programa entusiástico. O uso do titânio, o chamado "material de escolha da Odontologia" (**CRAIG**¹⁸, 1996) e técnicas de fundição mais aprimoradas que as de **TAGGART**⁵⁷ de 1907, parecem condizentes com os novos tempos.

Avessos aos fatos, estão os 24 milhões de brasileiros que vivem, em média, com menos de 40 reais por mês, correspondendo a 34% de pobres na população. Muito embora o produto brasileiro seja suficientemente alto para garantir o mínimo a todos, este não é bem dividido (**SUPLEMENTO PERSPECTIVA PARA O ANO 2000**⁵⁵, 2000) fazendo com que o rendimento médio mensal do brasileiro seja de R\$290 (**SISTEMA DE CONTAS NACIONAIS**⁵³, 1997).

Já que o desenvolvimento tecnológico parece ter maior repercussão que programas preventivos de saúde pública, ao menos espera-se para o século que se inicia, não apenas a eficácia dos novos materiais, mas a chance de todos vislumbrarem as mudanças.

VII-CONCLUSÃO

VII-CONCLUSÃO:

Com base nos resultados, concluiu-se que:

1- Não houve diferenças estatisticamente significativas quanto à deformação plástica de sistemas de grampos entre infra-estruturas confeccionadas em Ti c.p. e ligas de Ti-6Al4V e Co-Cr-Mo, após avaliação prévia à instalação e por 6 e 12 meses de serviço clínico;

2- A rugosidade superficial foi maior nas infra-estruturas em titânio (Ti c.p. e liga de Ti-6Al-4V) em comparação às de Co-Cr-Mo, anteriormente à instalação das próteses. Após 6 e 12 meses de serviço, estes valores decresceram e as estruturas em Ti c.p. tornaram-se semelhantes estatisticamente àquelas em Co-Cr-Mo, que não mostraram alterações longitudinais significativas. Com o uso clínico e fundidas na liga de Ti-6Al-4V, as estruturas apresentaram valores intermediários: superiores àqueles obtidos na liga Co-Cr-Mo, porém não diferentes dos obtidos em Ti c.p..

VIII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

VIII-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*:

1. AFZALI D, MARIC B, FENTON A. Titanium RPD clasp performance. J dent Res 1995; 74:227. [Abstract 1723]
2. ASGAR K, TECHOW B, ALLAN FC, SUTFIN LV. Effect of casting conditions on physical properties of some experimental partial denture alloys. J Biomed Mater Res_1969; 3(3):409-23.
3. ASGAR K. A new alloy for partial denture. J Prosthet Dent 1970; 23(1): 36-43.
4. BATES JF. Cast clasps for partial dentures. Int Dent J 1963; 13:610.
5. BATES JF. The mechanical properties of the cobalt chromium alloys and their relation to partial denture design. Br Dent J 1965; 119(9):389-96
6. BATES JF. Studies related to the fracture of partial dentures. The functional strain in cobalt-chromium dentures-a preliminary report. Br Dent J 1966; 120(2):79-83.
7. BEN-UR Z, PATAEL H, CARDASH HS, BAHARAV H. The fracture of cobalt-chromium alloy removable partial dentures. Quintessence Int 1986;17(12):797-801.
8. BERG E. Dentist's opinions on aspects of cast titanium restorations. J Dent 1996;25(2):113-117.
9. BERGMAN B, HUGOSON A, OLSSON CO. A 25 year longitudinal study of patients treated with removable partial dentures. J Oral Rehabil 1995; 22(8):595-9.
10. BERGMAN M. Cast titanium in dental constructions. DPNOVA AB Malmo: Sweden, 1990; 25p.
11. BLACKMAN R, BARGHI N, TRAN C. Dimensional changes in casting titanium removable denture frameworks. J Prosthet Dent 1991; 65(2):309-15.

* Critério baseado nas normas para publicação da Revista "The Journal of Prosthetic Dentistry" - Saint Louis - Estados Unidos da América

12. BOLLEN CM, LAMBRECHTS P, QUIRYNEN M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater* 1997;13(7): 258-269.
13. BOLLEN CM, PAPAIOANNO W, VAN ELDERE J, SCHEPERS E, QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(3):201-11.
14. BRIDGEMAN JT, MARKER VA, HUMMEL SK, BENSON BW, PACE LL. Comparasion of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent* 1997;78(2):187-93.
15. CARTER TJ, KIDD JN. The precision casting of cobalt-chromium alloy. Part 1 – The influence or casting variables on dimensions and finish. *Br Dent J* 1965;118(9):383-390.
16. CARTER TJ, KIDD JN. The precision casting of cobalt-chromium alloy. Part 2 – The influence or casting variables on microstructure and mechanical properties. *Br Dent J* 1965;118(10):431-436.
17. CRAIG RG. Restorative dental materials. 10 ed. St. Louis: C.V. Mosby; 1996. p.56-103.
18. CRAIG RG. Restorative dental materials. 10.ed. Saint Louis: Mosby, 1996. p.408-436.
19. CRAIG RG. Restorative dental materials. 10.ed. Saint Louis: Mosby, 1996. p.500-551.
20. DE FIORI SR. Atlas de prótese parcial removível. São Paulo: Panamed; 1983. p.49-74.
21. DIETER GE Mechanical metallurgy. 3 ed. London: McGraw-Hill; 1988. p.375-431.
22. DOOTZ CDT, CRAIG RG, PEYTON FA. Influence of investments and duplicating procedures on the accuracy of partial denture castings. *J Prosthet Dent* 1965; 15(4):679-690.

23. EARNSHAW R. The casting shrinkage of cobalt-chromium alloys. Aust Dent J 1958; 3 (3):159-170.
24. EARNSHAW R. Cobalt-chromium alloys in dentistry. Br Dent J 1956; 101(7):67-75.
25. EERIKÄINEN E, RANTANEN T. Inaccuracies and defects in frameworks for removable partial dentures. J Oral Rehabil 1986; 13(4):347-353.
26. EVANS DB. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. J Prosthet Dent 1997; 77(2): 212-5.
27. FERREIRA I, COSTA NG, TOKIMATSU RC. Biomateriais. 1981. P.345-384.
28. GAY WD. Laboratory procedures for fitting removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent 1978; 40(2):227-229.
29. HARCOURT HJ. Fractures of cobalt chromium castings. Br Dent J 1961;110 (17):43-50.
30. HARCOURT HJ. The effects of variation in cooling rates and heat treatment on cobalt-chromium alloys. Br Dent J 1964;116 (2): 475-483.
31. HENRIQUES GEP, CONSANI S, ROLLO JMD, SILVA FA. Soldering and remelting influence on fatigue strength of Co-Cr alloys. J Prosthet Dent 1997;78(2):146-152.
32. HERO H, SYVERUD M, WAARLI M. Mold filling and porosity in castings of titanium. Dent. Mater 1993;9(3):15-18.
33. HUMMEL KS, et al. Retentive force of titanium versus Co-Cr RPD clasps. J Dent Res 1994; 73:287. [Abstract 1483].
34. IDA K, TSUTSUMI S, TOGAYA T. Titanium and titanium alloys for dental casting. J. dent. Res 1980;59:985. [Abstract 397].
35. JOHANSSON BI, BERGMAN B. Corrosion of titanium and amalgam couples: effect of fluoride, area size, surface preparation and fabrication procedures. Dent Mater 1995;11(1):41-46.

36. KÖNÖNEM MHO, LAVONIUS ET, KIVILAHTI JK. SEM observations on stress corrosion craking of commercially pure titanium in topical fluoride solution. Dent Mater 1995;11(4):269-272.
37. LANE JR. A survey of dental alloys. J Am Dent Assoc 1949;39(4):414-437.
38. LAUTENSCHLAGER EP, MONAGHAN P. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int. Dent. J 1993;43(1):245-253.
39. LEWIS AJ. Failure of removable partial denture castings during service. J Prosthet Dent 1978;39(2):147-149.
40. LEWIS AJ. A metallographic evaluation of porosity occurring in removable partial denture castings. Aust Dent J 1979;24(6):408-411.
41. LUCAS LC, LEMONS JE. Biodegradation of restorative metallic systems. Adv. Dent. Res 1992;6:32-37.
42. MORI T, TOGAYA T, JEAN-LOUIS M, YABUGAMI M. Titanium for removable dentures. I - Laboratory procedures. J Oral Rehabil 1997;24(5):338-341.
43. MORRIS H, FARAH JW, CRAIG RG, HOOD JA. Stress distribution within circumferential clasp arms. J Oral Rehabil 1976;3(4):387-94.
44. OLSEN ES, TAYLOR DF. The effect of casting temperature on the dimensional accuracy of cobalt-chromium dental casting. J Dent Res 1961;40(4):767. [Abstract M16].
45. PAFFENBARGER GC, CAUL HJ, DICKSON G. Base metal alloys for oral restorations. J. Am. Dent. Ass 1943;30(11):852-862.
46. PARR GR, GARDNER L K, TOTH R W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. J Prosthet Dent 1985; 54(3):410-414.
47. PEYTON FA, CRAIG RG. Compatibility of duplicating compounds and casting investiments. J Prosthet Dent 1962; 12(18):1111-24.

48. PINTO JS. A Odontologia às vésperas do ano 2000. Editora Santos 1993;7:73-108.
49. QUIRYNEN M. The clinical meaning of the surface roughness and the surface free energy of intra-oral hard substrata on the microbiology of the supra- and subgingival plaque: results of in vitro and in vivo experiments. J Dent 1994;22(1):S13-6.
50. QUIRYNEN M, BOLLEN CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. J Clin Periodontol 1995;22(1):1-14.
51. QUIRYNEN M, VAN DER MEI HC, BOLLEN CM, et al. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. J Dent Res 1993;72(9):1304-9.
52. SIIRILÄ HS, KÖNÖNEN M. The effect of oral topical fluorides on the surface of commercially pure titanium. Int. J. Oral Maxillofac Implants 1991;6(1):50-54.
53. SISTEMA DE CONTAS NACIONAIS 1996. IBGE 1997; 2:37
54. SOUZA SA. Ensaios mecânicos de materiais metálicos. 4 ed, São Paulo: Edgard Blucher; 1984. p.130-156.
55. SUPLEMENTO PERSPECTIVA PARA O ANO 2000. Jornal o Estado de São Paulo; 1 Janeiro de 2000: p.X1-32.
56. 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 1995; 103(5):327-330.
57. TAGGART W H. A new and accurate method of making gold inlay. Dent Cosmos 1907;49:1117-1119.
58. TAIRA M, MOSER J B, GREENER E H. Studies of Ti alloys for dental castings. Dent Mater 1989;5(1):45-50.
59. THOMAS, C. J., LECHNER, S., MORI, T. Titanium for removable dentures. II. Two year clinical observations. J Oral Rehabil 1997;24(6): 414-418.

60. VALLITTU PK, KOKKONEN M. Deflection fatigue of chromium, titanium and gold alloy cast denture clasp. J Prosthet Dent 1995;74(4):412-9.
61. VERMEULEN AH, KELTJENS HM, VAN'T HOF MA, KAYSER AF. Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. J Prosthet Dent 1996;76(3):267-72.
62. WAKABAYASHI N, AI M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. J Prosthet Dent 1997;77(6):583-7.
63. WANG RR, BOYLE AM. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. J Prosthet Dent 1993;70:275-276.
64. WANG RR, FENTON A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. Quintessence int 1996;27(6):401-408.
65. ZARB GA, MACKAY HF. The partially edentulous patient. I-The biologic price of prosthodontic intervention. Aust Dent J 1980;25(2):63-8.
66. ZAVANELLI RA, HENRIQUES GEP. Resistência à fadiga do titânio comercialmente puro e da liga Ti-6Al-4V em diferentes meios de armazenagem. Tese de mestrado. FOP-UNICAMP; 1999: p.12-126.

APÊNDICE:

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: DEFORMAÇÃO¹

FATOR LIGA: TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO

The SAS System 10:40 Thursday, December 2, 1999 34

NONPARAMETRIC PROCEDURE

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable DIF
Classified by Variable TEMPO

Mean	TEMPO	N	Sum of	Expected	Std Dev
Score			Scores	Under H0	Under H0
1		16	611.50000	688.0	59.6015873
2		16	588.50000	688.0	59.6015873

Average Scores Were Used for Ties

Wilcoxon L-Sample Test (Normal Approximation)
(with Continuity Correction of .5)

Z = -10.6371 P = 0.0001 Prob > |Z| = 0.0000

FATOR LIGA: TITÂNIO ALUMÍNIO VANÁDIO

The SAS System 10:40 Thursday, December 2, 1999 41

NONPARAMETRIC PROCEDURE

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable DIF
Classified by Variable TEMPO

Mean	TEMPO	N	Sum of	Expected	Std Dev
Score			Scores	Under H0	Under H0
1		30	838.50000	915.0	67.6077298
2		30	994.50000	915.0	67.6077298

Average Scores Were Used for Ties

Wilcoxon L-Sample Test (Normal Approximation)
(with Continuity Correction of .5)

Z = -1.28951 P = 0.1991 Prob > |Z| = 0.3426

¹ Planilhas retiradas do programa SAS

FATOR LIGA: COBALTO-CROMO-MOLIBDÊNIO

The SAS System 11:41 Thursday, December 1, 1999 31

NONPARAMETRIC PROCEDURE

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable DIF
Classified by Variable TEMPO

Mean Score	TEMPO	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0
11.8196139	1	21	437.0	451.50000	39.7459156
11.074761	2	21	466.0	451.50000	39.7459156

Average Scores Were Used for Ties

Wilcoxon 2-Sample Test (Normal Approximation)
(with Continuity Correction of .5)

Z = -437.000 D = -4.351137 Prob > |Z| = 0.0047

FATOR TEMPO: APÓS 6 MESES DE UTILIZAÇÃO

The SAS System 11:41 Thursday, December 1, 1999 31

NONPARAMETRIC PROCEDURE

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable DIF
Classified by Variable LIGA

Mean Score	LIGA	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0
11.5189732	1	26	841.50000	1014.0	91.7649591
11.7166667	2	30	1161.50000	1170.0	95.6756139
10.6666667	3	21	1031.00000	819.0	97.3793906

Average Scores Were Used for Ties

Kruskal-Wallis Test (Chi-Square Approximation)

CHISQ = 5.4759 DF = 2 Prob > CHISQ = 0.0647

FATOR TEMPO: APÓS 12 MESES DE UTILIZAÇÃO

The SAS System 10:42 Thursday, December 2, 1999 27

N P A R 1 W A Y P R O C E D U R E

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable DIF
Classified by Variable LIGA

Mean Score	LIGA	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0
33.7884615	1	26	878.50000	1014.0	92.8208730
39.4333333	2	30	1183.00000	1170.0	95.7157580
44.8333333	3	21	941.50000	819.0	87.4133063

Average Scores Were Used for Ties

Kruskal-Wallis Test (Chi-Square Approximation)
CHISQ = 2.8510 DF = 2 Prob > CHISQ = 0.2404

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: RUGOSIDADE²

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	LIGA
B	TEMPO

ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB. > F
LIGA	2	0,1819441	0,0909721	29,6351	0,00001
TEMPO	2	0,1308021	0,0654011	21,3051	0,00001
LIGA*TEMPO	4	0,0152688	0,0038172	1,2435	0,29820
RESÍDUO	84	0,2578581	0,0030697		
TOTAL	92	0,5858731			

MÉDIA GERAL
COEFICIENTE DE VARIAÇÃO: 22,820 %

² Planilhas copiadas do programa SANEST

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Início	31	0,295806	0,295806	a	A
2	2	6 Meses	31	0,217742	0,217742	b	B
3	3	12 Meses	31	0,214839	0,214839	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado
D.M.S. 5%=0,03359 D.M.S. 1%=0,04211

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO DENTRO DE TITÂNIO c.p. DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Início	10	0,322000	0,322000	a	A
2	2	6 Meses	10	0,230000	0,230000	b	B
3	3	12 Meses	10	0,230000	0,230000	b	B

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

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO DENTRO DE TI-6Al-V DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Início	10	0,375000	0,375000	a	A
2	2	6 Meses	10	0,267000	0,267000	b	B
3	3	12 Meses	10	0,262000	0,262000	b	B

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

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO DENTRO DE Co-Cr-Mo DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Início	10	0,220000	0,220000	a	A
2	2	6 Meses	10	0,178000	0,178000	a	A
3	3	12 Meses	10	0,174000	0,174000	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado
D.M.S. 5%=0,05819 D.M.S. 1%=0,07294



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS


FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



DECLARAÇÃO

Declaro para os devidos fins que o Projeto "Projeto Integrado para avaliação das propriedades físicas, ação dos meios de armazenagem e desempenho do titânio comercialmente puro e liga Ti-6Al-4V", do CD Prof. **Guilherme Elias Pessanha Henriques**, teve seu início em agosto 1997 e termino em janeiro 1998, antes da instalação do Comitê de Ética em Pesquisa, 19/09/96, Portaria do Diretor 09/97, razão pela qual não foi submetido ao referido Comitê.

Piracicaba, 10 de setembro de 1999


Prof. Dr. Antonio Wilson Sallum
DIRETOR

ESCLARECIMENTO PARA PARTICIPAÇÃO EM PESQUISA CIENTÍFICA

*AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO CLÍNICO DE INFRA-ESTRUTURAS DE
PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS CONFECCIONADAS EM LIGAS DE
TITÂNIO*

*PESQUISADOR RESPONSÁVEL: **PROF. DR. GUILHERME ELIAS**
PESSANHA HENRIQUES*

LOCAL: FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA - UNICAMP

Leia atentamente este documento, pois as informações nele
contidas irão descrever sua função como participante na pesquisa. Caso tenha
dúvidas, esclareça-as com o pesquisador responsável.

Esta pesquisa pretende avaliar o desempenho da porção metálica da ponte móvel que será confeccionada para o restabelecimento de sua função mastigatória. A porção metálica é usualmente obtida com metal composto de cobalto e cromo. Porém, neste caso, este metal poderá ser substituída por um feito com titânio, para que sejam avaliadas as distorções, durabilidade e possíveis falhas que possam ocorrer nessa parte da ponte.

Para desenvolvimento da pesquisa, serão selecionados trinta pacientes. Destes, dez receberão pontes móveis feitas com metal composto de cobalto-cromo e os demais, vinte, em metal titânio. Caso você receba uma ponte de titânio, informação a ser dada no momento de sua instalação, deve ser informado que esta não traz quaisquer riscos à saúde e que não haverá diferenças visíveis a olho nu entre esta e uma ponte convencional de cobalto-cromo, que possa interferir em relacionamentos pessoais ou vir a ser, por outros, distinguida.

TERMO DE CONSENTIMENTO PARA PARTICIPAÇÃO EM PESQUISA CIENTÍFICA

Consinto e autorizo minha participação livre e voluntária na pesquisa a ser desenvolvido pela Área de Prótese do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, descrito no **ESCLARECIMENTO PARA PARTICIPAÇÃO EM PESQUISA CIENTÍFICA.**

Tenho ciência de que não irei pagar quaisquer quantias pelo tratamento a ser executado e nem tão pouco, arcar com quaisquer custos decorrentes da confecção da ponte móvel em questão. Tenho o direito de, a qualquer momento e por qualquer motivo, abandonar a pesquisa, não havendo compromissos pendentes a serem futuramente cobrados, caso isto venha a acontecer.

Tornei-me ciente de que caso receba uma ponte móvel em titânio, tenho o direito de tê-la substituída por uma convencional caso esta, não cumpra o fim pela qual foi designada ou sofra fracasso por fratura de um dos componentes pelo prazo de três anos, decorridos a partir de sua instalação. Fui devidamente esclarecido de que caso receba uma ponte em titânio, não haverá riscos de problemas permanentes que venham a impossibilitar a confecção de novas e futuras pontes e sei de que todo o possível desconforto que esta ponte móvel a ser avaliada pode exercer, são os mesmos de uma ponte móvel com a porção metálica convencional.

PACIENTE: _____
R.G: _____
CIC: _____
ENDEREÇO: _____
CEP: _____
TELEFONE PARA CONTATO: _____

Piracicaba, 26 de agosto de 1998

Assinatura do paciente

TESTEMUNHA _____
RG: _____
CIC: _____

TESTEMUNHA _____
RG: _____
CIC: _____

TABELA 1 – ATRIBUIÇÕES ÀS PRÓTESES CONFECCIONADAS: CLASSIFICAÇÃO, ALUNO RESPONSÁVEL, PACIENTE USUÁRIO, TIPO E DATAS DE AVALIAÇÕES:

CLASSIFICAÇÃO	ALUNO	PACIENTE	MATERIAL	TIPO	OBSERVAÇÕES
01	Isabella Gurgel R.A. 963215 Box: 40	Andrea Albano da Silva ☎4213091 4333322 (Uco)- cel – 91429866	Titânio Puro	Inferior	Lida (29/06/99) Relida (09/12/99)
02	Tatiana de Souza Machado RA: 951606 Box: 07	Raquel Faria Gerage ☎4268154	Titânio Puro	Inferior	Lida (29/06/99) Relida (18/12/99)
03	Luciana Auler Paloschi R.A. 962717 Box: 50	Cecilia Jéusa de Souza Dumas ☎4412635	Titânio Puro	Inferior	Lida (28/06/99) Relida (17/12/99)
04	Livia Oliveira Sad RA:962707 Box:89	Márlene de Lima ☎4332812 (mãe - Eldes) (Shirley – filha)	Titânio Puro	Superior	Lida (16/06/99) Relida (08/12/99)
05	Fernanda Miori Pascon RA:962357 Box:30	Petrúcio Vieira da Silva ☎4267000 (trabalho)	Titânio Puro	Superior	Lida (10/06/99) Não usa (desadaptada por falta de uso)
06	Gustavo Sato Uemura RA 962493 Box 28	Irene Maurília Galani Geraldí ☎4339350	Titânio Puro	Superior	Lida (10/06/99) Relida (08/11/99)
07	Vaneska Graciele Raymundo RA: 963357 Box:73	Maria Aparecida Pires Nascimento ☎4251090 (Creusa) 4224261 (Maria)	Titânio Puro	Superior	Não lida Alterada (09/06/99) (desadaptada por falta de cuidado)
08	Vaneska Graciele Raymundo RA: 963357 Box:73	Maria Aparecida Pires do Nascimento ☎4251090 (Creusa) 4224261 (Maria)	Titânio Puro	Inferior	Lida (09/06/99) Relida (10/12/99)
09	Juliana Hatayama RA:962612 Box:54	Reginaldo Cesar Nalin ☎4228458 (Terezinha mãe)	Titânio Puro	Inferior	Lida (16/06/99) Relida (08/12/99)
10	Ana Carolina Almeida Alves RA:961897 Box:16	Antônio Telles do Amarim ☎4338623 (serviço)	Titânio Puro	Inferior	Lida (08/07/99) Relida (09/11/99)
11	Valeska Carmem S. Messengem RA: 951653 Box: 08	Odilon Sérgio Soares ☎4417005 / 4425646 (serviço)	Titânio Puro	Superior	Lida (29/06/99) Relida (12/12/99) Fratura do grampo 26
12	Susana Maria Mazete RA: 963287 Box:67	Fátima Carrião Chagas Nóbrega ☎4243124	Titânio Puro	Superior	Não lida Alterada por erro de prensagem (22/06/99)
13	Isabella Mantovani Gomes RA: 962532 Box: 41	Ana Lúcia Vitti ☎4218012 (pai – Agenor) (Paulo/Zilda 4217197)	Ti-6Al-4V	Superior	Lida (21/06/99) Relida (10/12/99)
14	Paulo Sérgio Nadin Pós Graduação	Hélio do Espírito Santo Gouveia ☎9870802	Ti-6Al-4V	Inferior	Lida (29/07/99) Relida (10/12/99)

TABELA 2 – ATRIBUIÇÕES ÀS PRÓTESES CONFECCIONADAS: CLASSIFICAÇÃO, ALUNO RESPONSÁVEL, PACIENTE USUÁRIO, TIPO E DATAS DE AVALIAÇÕES:

CLASSIFICAÇÃO	ALUNO	PACIENTE	MATERIAL	TIPO	OBSERVAÇÕES
15	Elisa Pessarelo RA:962237 Box:61	Rosalina Correa Soares ☎4861004 (prima – Ariete)	Ti-6Al-4V	Superior	Lida (30/07/99) Relida (12/12/99)
16	Elisa Pessarelo RA:962237 Box:61	Rosalina Correa Soares ☎4861004 (prima – Ariete)	Ti-6Al-4V	Inferior	Lida (30/07/99) Relida (11/12/99)
17	Juliana Salton Leites RA: 962606 Box: 44	Maria de Fátima Silva ☎4348755 (Marcos)	Titânio Puro	Superior	Lida (21/06/99) Relida (10/12/99)
18	Alessandra Kleine RA: 961840 Box:11	Maria Angélica Rocha Ferreira ☎4222785 (cunhada - Zilma)	Co-Co	Superior	Lida (16/06/99) Relida (11/12/99)
19	Adriana Franco Paes Leme RA: 963536 Box: 83	Benedito Aparecido Costa ☎4336464(Hélia – mulher) Apareci. – irmã) cel: 9685594	Ti-6l-4V	Inferior	Lida (21/06/99) Relida (11/12/99)
20	Carla Maria M. Gimenez RA: 962021 Box:13	Diva Jardina Penha ☎4261035 (Francisco – marido)	Ti-6Al-4V	Inferior	Lida (19/07/99) Relida (17/12/99)
21	Alice Bernardes de Oliveira Schmidt RA: 961884 Box:88	Pedro Franco ☎4347529 Cristina - filha)	Ti-6Al-4V	Inferior	Lida (21/06/99) Relida (11/12/99)
22	Carla Bastos Fernandes RA:962018 Box:17	Aracy Diniz Lourenço ☎4215086 (Maria Aparecida filha / Rafael – neto)	Ti-6Al-4V	Inferior	Agendar – Não lida Internada por problemas de saúde
23	Gleice Yamamoto RA: 962461 Box:36	Santo Medeiros Júnior ☎4523786	Ti-6Al-4V	Superior	Lida (29/07/99) Relida (11/12/99)
24	Ana Paula da Silva Onofre RA:950140 Box:03	Maria Rita Pandolfi Silva ☎ não fez	Ti-6Al-4V	Superior	Não lida (Não fez)
25	Luciana Kroll RA:963501 Box:52	Marlene Antonia Pedroso (Tânia – irmã) ☎4212646	Co-Cr	Inferior	Verificar fone
26	Maria Rachel Luciani RA: 962881 Box:55	Mariena Nascimento Leal Macias ☎4215839 (11:00 / 16:00)	Co-Cr	Inferior	Não usa (perdeu a prótese)
27	Guilherme da Gama Ramos RA: 963527 Box:81	Rita de Cássia Furtan ☎4210205	Co-Cr	Superior	Lida (22/06/99) Relida (08/12/99)
28	Renata Nakagawa RA:963104 Box:47	Judite Oliveira de Carvalho ☎4562912	Co-Cr	Superior	Lida (30/07/99) Relida (23/12/99)
29	Liene de Alemeida Okino RA: 962697 Box:51	Maria de Fátima Oliveira Agostinho ☎4340041 (Lúcia)	Co-Cr	Inferior	Lida (22/06/99) Relida (09/12/99)

TABELA 3 – ATRIBUIÇÕES ÀS PRÓTESES CONFECCIONADAS: CLASSIFICAÇÃO, ALUNO RESPONSÁVEL, PACIENTE USUÁRIO, TIPO E DATAS DE AVALIAÇÕES:

CLASSIFICAÇÃO	ALUNO	PACIENTE	MATERIAL	TIPO	OBSERVAÇÕES
30	José Carlos dos Santos RA: 962571 Box: 42	Maria Angélica Rodrigues Manoel ☎4269656 4224522 (8:00 / 13:00)	Co-Cr	Inferior	Lida (30/07/99) perdeu a prótese
31	Fernando R. Pinto RA: 962385 Box:32	Edvaldo José de Lima ☎4233055	Co-Cr	Superior	Lida (28/07/99) Relida (09/12/99)
32	Claudia Lopes Duarte RA: 962098 Box: 19	Alice Rodrigues Caldari ☎4218717	Co-Cr	Superior	Não usa (fratura de grampos)
33	Isabella Mantovani Gomes RA:962532 Box:41	Ana Lúcia Vitti ☎4218012 (pai – Agenor) (Paulo/Zilda 4217197)	Co-Cr	Inferior	Lida (08/07/99) Relida (10/12/99)
34	Luciana Monte Lima RA:963571 Box:84	Vera Lúcia Ribeiro Rocha ☎4347529 (mulher de Pedro Franco)	Co-Cr	Superior	Lida (30/07/99) Relida (08/12/99)
35	Fabrcio Gomes Náspoli RA: 962331 Box: 27	Maria dos Anjos Pereira ☎4228060(8:00-14:00-Bozo) 4200669 (orelhão defronte)	Co-Cr	Inferior	Não recebeu a prótese
36	Rogério Heládio Lopes Motta RA: 951509 Box: 18	Aureliano Bezerra de Lima ☎4253956 (Lásara)	Co-Cr	Inferior	Não fez primeira leitura (fratura de grampos) Relida (10/12/99)
37	Dorcas E. Ramirez RA: 961778 Box: 66	Eliana Ap. Camargo de Lima ☎4219640 (Eunice) 4213874 (serviço - Maria)	Co-Cr	Inferior	Lida (29/06/99) Relida (09/12/99)
38	Marcelle Matos Nascimento RA: 962792 Box: 60	Sueli de Fátima Ferro Oliveira ☎4232386	Co-Cr	Inferior	Lida (28/07/99) Relida (12/12/99)
39	Simone Moretto RA: 963273 Box: 69	Vera Lúcia Assalin Santos ☎4223712 (Valter)	Ti-6Al-4V	Inferior	Lida (28/07/99) Relida (10/12/99)
40	Luciana N. Tamashiro RA: 962726 Box: 51	Valdenia Muniz Pontes ☎4342745	Co-Cr	Superior	Lida (28/07/99) Relida (12/12/99)
41	Flávia Guimarães Dutra Patrão RA: 962394 Box: 33	Célia Maria Pires de Barros ☎4380223 (orelhão defronte) 4381886 (Rute) (Cleyton – filho)	Ti-6Al-4V	Superior	Lida (30/07/99) Relida (17/12/99)
42	Flávia Guimarães Dutra Patrão RA: 962394 Box: 33	Célia Maria Pires de Barros ☎4380223 (orelhão defronte) 4381886 (Rute) (Cleyton – filho)	Ti-6Al-4V	Inferior	Lida (30/07/99) Relida (17/12/99)