

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

ESTUDO COMPARATIVO DE DOIS MÉTODOS
UTILIZADOS NA FUNDIÇÃO DE TITÂNIO cp

RENATA CRISTINA SILVEIRA RODRIGUES

RIBEIRÃO PRETO

2005

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

RENATA CRISTINA SILVEIRA RODRIGUES

ESTUDO COMPARATIVO DE DOIS MÉTODOS
UTILIZADOS NA FUNDIÇÃO DE TITÂNIO cp

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**

RIBEIRÃO PRETO

2005

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Rodrigues, Renata Cristina Silveira

Estudo comparativo de dois métodos utilizados na fundição de titânio
cp. Ribeirão Preto, 2005.

183 p.: il.; 30 cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto / USP – Depto. de Materiais Dentários e Prótese – Área
de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Ribeiro, Ricardo Faria

1. Fundição Odontológica; 2. Titânio; 3. Ligas de cromo; 4. Grampos
dentários

FOLHA DE APROVAÇÃO

Renata Cristina Silveira Rodrigues

Estudo comparativo de dois métodos utilizados na fundição de titânio cp

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor.
Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____ / ____ / 2005

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

A Deus,

por guiar todos os passos desta caminhada. Sua presença fortalecedora tornou possível a realização deste sonho.

Aos meus pais Nilson e Leila,

pela formação dos valores que hoje possuo. O amor, dedicação e ensinamentos que recebi foram indispensáveis para realização desta conquista.

Ao meu marido Flávio,

pelo companheirismo desde a graduação. Sua presença torna os obstáculos da vida mais fáceis de serem transpostos. Obrigado pelo amor verdadeiro, apoio e compreensão durante toda pós-graduação.

Aos meus irmãos Márcio e Raquel,

pelo amor e amizade compartilhados em todos momentos de nossas vidas.

Dedico este trabalho

Agradecimientos

Agradecimento especial

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro,

pela oportunidade e privilégio de receber sua orientação desde a graduação. Com paciência e presteza, soube transmitir seus conhecimentos, auxiliar nas dificuldades e mostrar novos caminhos. A cada dia de nossa convivência aprendi a admirá-lo como professor, pesquisador e grande ser humano. Por todos os ensinamentos recebidos e pela grande amizade, minha eterna gratidão.

À Prof^a. Dr^a. Maria da Glória Chiarello de Mattos, coordenadora da Área de Reabilitação Oral, pela oportunidade, grande incentivo e amizade, durante todo curso de pós-graduação.

À Direção da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, representada por sua diretora Prof^a. Dr^a. Marisa Semprini, por me acolher desde a graduação.

Ao Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon, por disponibilizar o uso do equipamento de fundição.

À Prof^a. Dr^a. Iara Augusta Orsi, pela valiosa ajuda na realização da análise estatística.

À Prof^a. Dr^a. Valéria Oliveira Pagnano de Souza, pelo apoio e amizade.

A todos os docentes do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Área de Concentração: Reabilitação Oral, pelos ensinamentos transmitidos e pela amizade.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Guastaldi, do Instituto de Química de Araraquara - UNESP, e ao Prof. Dr. Gelson Luís Adabo, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, pela ajuda na realização da microscopia ótica.

A engenheira Ana Paula Macedo, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, por viabilizar o uso do programa de gerenciamento dos ensaios de simulação de uso e pela grande ajuda na análise radiográfica.

Aos técnicos José de Godoi Filho, Marcelo Aparecido Vieira, Lício Firmino Júnior e Fernando Schiavetto, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela ajuda na confecção dos corpos-de-prova.

Ao técnico Luiz Sérgio Soares, e ao Odair Rosa da Silva, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pelo apoio e ajuda durante os ensaios de simulação de uso.

A Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Maria Tereza de Freitas Iossi e Ana Paula Xavier, da secretaria do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela amizade e disponibilidade que sempre tiveram.

A Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto, da secretaria da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP, pela atenção concedida durante todo curso.

A todos os meus familiares, pelo apoio e compreensão nos momentos de ausência. Em especial aos meus sobrinhos: Flávio, Fernanda e Otávio pelos momentos de alegria e descontração.

Aos colegas do curso de pós-graduação Deborah Ganga Frizzas, Adriana Cláudia Lapria Faria, Rodrigo Lino de Matos e Eliana Pereira da Silva, pelo companheirismo e grande ajuda durante todos os anos de convivência. Que nossa amizade seja conservada por toda vida.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP, pelo apoio financeiro que tornou possível a realização deste trabalho.

E a todos que contribuíram para a realização deste trabalho

Meus sinceros agradecimentos.

Este trabalho foi desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo, Instituto de Química de Araraquara (UNESP) e Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais UFSCar/UNESP, com auxílio **FAPESP** (Processo **00/13868-9**).

SUMÁRIO

RESUMO	
ABSTRACT	
1. INTRODUÇÃO	16
2. REVISÃO DA LITERATURA	21
3. PROPOSIÇÃO	79
4. MATERIAIS E MÉTODOS	81
4.1 Corpos-de-prova para o ensaio de simulação de uso	82
4.1.1 Obtenção das matrizes metálicas	82
4.1.2 Confeção dos corpos-de-prova	83
4.1.2.1 Obtenção dos modelos refratários	83
4.1.2.2 Enceramento	85
4.1.2.3 Inclusão	87
4.1.2.4 Ciclo térmico dos revestimentos	88
4.1.2.5 Fundição	89
4.1.2.6 Polimento	91
4.2 Análise radiográfica	92
4.2.1 Obtenção das radiografias	92
4.2.2 Análise das radiografias	94
4.3 Ensaio de simulação de uso	96
4.3.1 Máquina de Ensaio	96
4.3.2 Ensaio	98
4.3.2.1 Modo de operação do equipamento	98
4.4 Corpos-de-prova para os ensaios de microdureza e microestrutura	102
4.4.1 Polimento	103
4.5 Ensaio de microdureza Vickers	103
4.6 Microscopia ótica	104
4.7 Análise química	106
5. RESULTADOS	107
5.1 Análise radiográfica	108
5.2 Ensaio de simulação de uso	111

5.2.1 Liga de Cobalto-cromo	111
5.2.1.1 Retenção de 0,25 mm	111
5.2.1.2 Retenção de 0,50 mm	114
5.2.1.3 Retenção de 0,75 mm	116
5.2.2 Titânio cp	118
5.2.2.1 Retenção de 0,25 mm	118
5.2.2.2 Retenção de 0,50 mm	121
5.2.2.3 Retenção de 0,75 mm	123
5.2.3 Comparação entre Co-Cr e Ti cp fundidos por indução	125
5.2.3.1 Retenção de 0,25 mm	125
5.2.3.2 Retenção de 0,50 mm	127
5.2.3.3 Retenção de 0,75 mm	129
5.2.4 Comparação entre Co-Cr e Ti cp fundidos por plasma	130
5.2.4.1 Retenção de 0,25 mm	130
5.2.4.2 Retenção de 0,50 mm	132
5.2.4.3 Retenção de 0,75 mm	134
5.2.5 Comparações gerais	136
5.3 Ensaio de microdureza Vickers	139
5.4 Microscopia ótica	140
5.5 Análise química	144
6. DISCUSSÃO	147
7. CONCLUSÕES	162
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	165
APÊNDICES	

RESUMO

RESUMO

RODRIGUES, R.C.S. **Estudo comparativo de dois métodos utilizados na fundição de titânio cp.** 2005. 183p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.

Ao longo da última década, vários trabalhos têm destacado as vantagens do titânio e suas ligas e estudado a possibilidade de utilização para a confecção de estruturas metálicas de prótese parcial removível. Apesar das vantagens, o processo de fundição ainda apresenta problemas, limitando o uso do titânio. O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de dois métodos de fundição, sobre microestrutura, microdureza, porosidade e força de retenção de grampos de PPR, fundidos em Co-Cr (controle) e titânio comercialmente puro (Ti cp). Foram utilizados os seguintes métodos: 1- arco voltaico (plasma) sob vácuo e pressão de argônio, com injeção do metal fundido por vácuo-pressão, e 2- indução sob vácuo e atmosfera de argônio, com injeção do metal fundido por centrifugação. Para análise da força de retenção foram confeccionadas estruturas metálicas com grampos circunferenciais sob retenção de 0,25, 0,50 e 0,75 mm, submetidas a ciclos de inserção/remoção simulando o uso por um período de 5 anos. Previamente ao ensaio de simulação, os corpos-de-prova foram radiografados em unidade laboratorial de raios X. Para o ensaio de microdureza Vickers e microestrutura foram confeccionados discos, com 5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, polidos metalograficamente. Os resultados mostraram que os métodos de fundição interferem nas características dos materiais estudados. As peças em titânio cp fundidas por plasma/vácuo-pressão apresentaram maior número de porosidades (50%) do que as fundidas por indução/centrifugação (16,66%). Para as peças fundidas em liga de Co-Cr, segundo a metodologia empregada, não foi possível observar a ocorrência de porosidades. As peças fundidas por plasma/vácuo-pressão apresentaram maior flexibilidade e as fundidas por indução/centrifugação apresentaram maior rigidez. Conseqüentemente, as forças de retenção foram, em geral, maiores para os corpos-de-prova obtidos por indução/centrifugação do que para aqueles obtidos por plasma/vácuo-pressão, com exceção da condição experimental de retenção 0,75 mm. Os corpos-de-prova fundidos por indução/centrifugação apresentaram, tanto para o Ti cp quanto para a liga de Co-Cr, maiores valores de microdureza Vickers do que os fundidos por plasma/vácuo-pressão. O Ti cp fundido pelo método de indução/centrifugação resultou em microestrutura de aspecto Widmanstätten, enquanto quando fundido pelo método de plasma/vácuo-pressão tem aspecto metalográfico tipo *feather-like*. Para a liga de Co-Cr, ambos os métodos resultaram em microestrutura dendrítica, mais fina para o método de plasma/vácuo-pressão. O Ti cp e a liga de Co-Cr, parecem ser afetados pela velocidade de resfriamento associada ao equipamento utilizado. Em relação à análise química, para o titânio cp foram detectadas pequenas alterações do conteúdo de Fe, mas dentro dos padrões indicados na Norma ASTM F-67 Grau 1, sendo que de modo geral não houve indicação de contaminação resultante dos métodos de fundição utilizados neste estudo. Para a liga de Co-Cr, houve alteração do conteúdo de C, para ambos os métodos de fundição, em relação à Norma ASTM F-75, provavelmente em função de interação com o material de revestimento. Assim, embora ainda apresentem problemas técnicos a serem resolvidos, ambos os métodos de fundição, indução/centrifugação e plasma/vácuo-pressão, permitem a obtenção de resultados satisfatórios na produção de estruturas metálicas de PPR em Ti cp.

Palavras-chave: Técnica de fundição odontológica; Titânio; Ligas de cromo; Grampos dentários.

ABSTRACT

ABSTRACT

RODRIGUES, R.C.S. **Comparative study of two cp Ti casting methods.** 2005. 183p. Thesis (Doctoral – Oral Rehabilitation) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.

Along the last decade, several jobs have been highlighting the advantages of titanium and titanium alloys and studied the possible utilization for removable partial dentures (RPD) metal frameworks confection. Although advantages, the cast process still presents problems, limiting the titanium use. The objective of this study was to evaluate the influence of two casting methods, on microstructure, microhardness, porosity and retention force of RPD clasps, casted in Co-Cr alloy (control) and commercially pure titanium (cp Ti). The cast methods used were: 1- voltaic arc (plasma) under vacuum and argon pressure, with molten metal injection by vacuum-pressure, and 2- induction under vacuum and argon atmosphere, with molten metal injection by centrifugation. For retention force analysis were made metal frameworks with circumferential clasps under retention of 0.25; 0.50 and 0.75 mm, submitted to insertion/removal cycles, simulating a 5 years use of a metal framework. Previously to the simulation test, the samples were radiographed in a laboratorial unit to verify the porosities occurrence. For Vickers microhardness test and microstructure analysis, disks with 5mm diameter and 2 mm thickness were made. The results showed that the casting methods can change the characteristics of studied materials. The cp Ti pieces casted by plasma/vacuum-pressure presents larger porosities number (50%) than that casted by induction/centrifugation (16.66%). For the pieces casted in Co-Cr alloy, according to the used methodology, wasn't possible to observe the occurrence of porosities. The pieces casted by plasma/vacuum-pressure presents larger flexibility and that casted by induction/centrifugation present larger rigidity. Consequently, the retention forces were, in general, larger for the samples obtained by induction/centrifugation than for those obtained by plasma/vacuum-pressure, except for the experimental condition with 0.75 mm retention. The samples casted by induction/centrifugation present, as for cp Ti as for Co-Cr alloy, larger Vickers microhardness values Vickers than that casted by plasma/vacuum-pressure. The cp Ti casted by induction/centrifugation method resulted in Widmanstätten microstructural aspect, while when casted by plasma/vacuum-pressure method has *feather-like* aspect. For Co-Cr alloy, both methods resulted in dendritic microstructure, finer for plasma/vacuum-pressure method. The cp Ti and Co-Cr alloy seem to be affected by the cooling rate associate to the used equipment. The chemical analysis for cp Ti was observed small alterations for Fe content, inside the recommendations of ASTM F-67 Grade 1 Norm, without indication of resulting contamination from casting methods. For the Co-Cr alloy alterations in the C content were detected, for both casting methods, in relation to the ASTM F-75 Norm, probably as resulting of interaction with the investment material. Thus, however still present technical problems to be solved, both casting methods, induction/centrifugation and plasma/vacuum-pressure, allow the obtainment of satisfactory results in the RPD metal frameworks production in cp Ti.

Key-words: Dental casting technique; Titanium; Chromium alloys; Dental clasps.

1. INTRODUÇÃO

Desde a introdução do método de fundição por cera perdida, vários metais vêm sendo testados para a confecção de estruturas de Prótese Parcial Removível (PPR), e dentre as ligas mais utilizadas estão as de ouro (Au) e de cobalto-cromo (Co-Cr). Apesar das ligas de Co-Cr terem sido aperfeiçoadas, a busca por um material que tenha características ideais para a confecção de PPR ainda constitui grande preocupação dos pesquisadores (REISBICK e CAPUTO, 1973; DOUGLASS, 1992; IWAMA e PRESTON, 1997).

Ao longo da última década, vários trabalhos têm destacado as vantagens do titânio e suas ligas, e estudado a possibilidade de utilização para a confecção de estruturas metálicas de PPR (BLACKMAN et al., 1991; VALLITTU e KOKKONEN, 1995; KOTAKE et al., 1997; RIBEIRO, 2001; RODRIGUES et al., 2002).

Vários autores relataram que o titânio poderia ser um material vantajoso para confecção de estruturas de PPR devido a biocompatibilidade, que possibilita seu uso em pacientes alérgicos a outros metais e também por excelentes propriedades mecânicas, como o baixo módulo de elasticidade (LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, 1993; HUMMEL et al., 1994; AFZALI, MARIC e FENTON, 1995; KÖNÖNEN et al., 1995; BRIDGEMAN et al., 1997; JANG, YOUN e KIM, 2001).

O baixo módulo de elasticidade torna o titânio mais resiliente e, portanto, mais parecido com as ligas de ouro. Esta propriedade possibilita o posicionamento dos grampos em áreas retentivas maiores, sem que haja aplicação de forças excessivas aos dentes pilares durante a inserção e remoção da prótese (LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, 1993; HUMMEL et al., 1994). Esta característica do titânio é vantajosa em situações onde a estética é prioritária, pois permite o posicionamento mais cervical do grampo (BRIDGEMAN et al., 1997).

A confecção de grampos em titânio comercialmente puro (Ti cp) e ligas de titânio vem sendo pesquisada e os resultados mostram que estes podem ser utilizados, pois mantêm a

capacidade retentiva, porém há necessidade de estudos que comprovem sua viabilidade a longo prazo (HUMMEL et al., 1994; AFZALI, MARIC e FENTON, 1995; BRIDGEMAN et al., 1997; RODRIGUES et al., 2002).

Por apresentar baixa densidade ($4,2 \text{ g/cm}^3$), o titânio permite a obtenção de estruturas metálicas ainda mais leves que as obtidas em ligas de Co-Cr ($8,9 \text{ g/cm}^3$), proporcionando maior conforto ao paciente (WANG e BOYLE, 1993; BRIDGEMAN et al., 1997; MORI et al., 1997). No entanto, esta característica representa um problema quando são utilizados métodos tradicionais de injeção da liga fundida no molde.

A baixa densidade, alta temperatura de fusão e grande reatividade em temperaturas elevadas são fatores que dificultam a fundição do titânio, limitando seu uso. Vários tipos de máquinas têm sido desenvolvidos com o objetivo de proporcionar condições ideais de fundição para que o titânio possa ser uma alternativa vantajosa às ligas convencionais. A fusão pode ser realizada por meio de arco voltaico (plasma) ou indução sob atmosfera controlada. Geralmente o argônio é o gás protetor, pois, exposto ao ambiente em temperaturas acima de 750° C o titânio absorve nitrogênio, oxigênio, hidrogênio e carbono, tornando-se friável (HAMANAKA, DOI e YONEYAMA, 1989; SUNNERKRANTZ, SYVERUD e HERÖ, 1990; HRUSKA e BORELLI, 1991; LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, 1993; WANG e FENTON, 1996; BAUER et al., 2002).

Outra dificuldade é encontrar materiais de revestimento capazes de suportar a temperatura de liquefação inicial do titânio, aproximadamente 1668° C , sem reagir com a superfície da fundição. Atualmente, sistemas que utilizam molde em baixa temperatura ($\pm 400^\circ \text{ C}$) são os mais comuns. Para evitar a ocorrência de problemas causados pela diferença entre a alta temperatura de fusão e a baixa temperatura do molde, existe a necessidade do desenvolvimento de revestimentos estáveis sob temperaturas mais altas (TAKAHASHI et al., 1990; MORI et al., 1997; LUO et al., 2002; HUNG et al., 2004).

Apesar dos avanços conseguidos com novas máquinas de fundição, ainda não existe uma tecnologia livre de problemas. Porosidades e preenchimento inadequado do molde são freqüentemente observados nas fundições de titânio (HERÖ, SYVERUD e WAARLI, 1993; CHAI e STEIN, 1995; EISENBURGER e ADDY 2002; RODRIGUES et al., 2002).

A baixa densidade do titânio permite que as porosidades sejam identificadas através de radiografias de rotina, o que possibilita o controle de qualidade das estruturas (WANG e BOYLE, 1993; CECCONI et al., 2002). Este controle radiográfico é extremamente importante pois, vazios e porosidades podem afetar a resistência à fadiga de estruturas de PPR, que são submetidas a repetidos ciclos de carga durante a mastigação e freqüente inserção e remoção.

Provavelmente, estas porosidades ocorrem devido à inclusão de argônio no metal fluido. A grande diferença de temperatura entre o titânio fluido (1668° C) e o molde (400° C) provoca o rápido resfriamento do metal, havendo pouco tempo para o escape dos gases contidos no molde aumentando, conseqüentemente, as porosidades (SYVERUD, OKABE e HERÖ, 1995; WATANABE et al., 1997; RODRIGUES et al., 2002; ELIOPOULOS, ZINELIS e PAPADOPOULOS, 2004).

Devido às dificuldades expostas, pode-se observar que o processo de fundição do titânio é crítico. Diferentes máquinas têm sido propostas para a fundição e alguns autores (TAKAHASHI, 1990; LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, 1993) indicam a existência de forte correlação entre as máquinas utilizadas e as propriedades mecânicas resultantes para as peças fundidas.

A influência do método de fusão sobre as propriedades das estruturas de PPR em Co-Cr foi estudada por Shanley et al. em 1981, e os autores concluíram que tanto o método de centrifugação quanto o de vácuo-pressão eram adequados. Em relação ao titânio cp existem poucos estudos em relação ao método de fusão e estes não são conclusivos. Alguns autores

observaram que a centrifugação, por exercer maior força, produziu melhores resultados em relação à fusibilidade (TAKAHASHI, ZHANG e OKASAKI, 1993; WATANABE et al., 2000); já Bessing e Bergman, em 1992, encontraram melhores resultados com a máquina de vácuo-pressão.

Dessa maneira, quando se pensa nos grampos de retenção das estruturas metálicas de PPR, a correlação entre método de fundição e propriedades mecânicas precisa ser detectada e entendida para garantir a obtenção de peças que possam suportar os esforços cíclicos, durante a inserção e remoção, ou mesmo os esforços gerados durante a função mastigatória.

Assim, este trabalho objetiva avaliar a influência de dois métodos de fundição: 1- arco voltaico (plasma) sob vácuo e pressão de argônio com injeção do metal fundido por vácuo-pressão, e 2- indução sob vácuo e atmosfera de argônio com injeção do metal fundido por centrifugação, sobre microestrutura, microdureza, porosidade, análise química e força de retenção de grampos de PPR fundidos em Co-Cr (controle) e Titânio comercialmente puro (Ti cp).

2. REVISÃO DA LITERATURA

A influência das propriedades mecânicas das ligas de Co-Cr no planejamento das estruturas de PPR foram ressaltadas por Earnshaw, em 1956. Devido à elevada rigidez dessas ligas, os conectores poderiam ser mais finos que os confeccionados em ligas de ouro. Observou que as ligas de Co-Cr eram mais frágeis e mais facilmente sujeitas à deformação permanente que as ligas de ouro e, por isso, seria desejável que o braço retentivo do grampo tivesse menor deslocamento durante a inserção e remoção da prótese. Segundo o autor, solução satisfatória para o desenho das próteses parciais removíveis em Co-Cr seria o uso de grampos com o mesmo formato e espessura dos confeccionados em ouro, porém, em área retentiva menor, pois a alta rigidez da liga asseguraria a retenção necessária. Ressaltou que essas ligas tinham grande resistência à abrasão, o que dificultava o acabamento e polimento, no entanto, retinham o brilho após longo período de uso. Observou, também, que as ligas de Co-Cr eram susceptíveis ao endurecimento a frio e o ajuste de grampos por dobramento poderia resultar em falha prematura da prótese. Com relação à fundição, relatou que o método mais empregado era sob chama de oxigênio-acetileno. A natureza da chama tinha grande efeito nas propriedades mecânicas da fundição e a levemente carburante seria a mais indicada. Como essas ligas eram fundidas sob altas temperaturas, poderia ocorrer superaquecimento, resultando em fundições com grãos grosseiros que prejudicavam suas propriedades mecânicas. Segundo o autor, outros métodos de fundição estavam sendo desenvolvidos, como a indução e arco de carbono, mas devido ao custo elevado ainda não eram largamente utilizados.

Estudos sobre o comportamento dos grampos em Co-Cr também foram realizados por Bates em 1963. O autor relatou que embora se conhecesse o comportamento elástico das ligas de ouro e Co-Cr, pouco havia sido estudado sobre o comportamento destas ligas em flexão. Observou que grampos de PPR perdiam retenção, de maneira variada, logo após a instalação da prótese. Devido a isto, realizou estudo comparando o limite de proporcionalidade de ligas

de ouro e Co-Cr. Para o estudo foram utilizados padrões de grampos pré-fabricados retos (curvatura zero) e com vários raios de curvatura, porém, com comprimento constante (10 mm). As deflexões dos grampos foram medidas contra várias cargas. Os resultados obtidos mostraram que grampos de Co-Cr confeccionados com pequeno comprimento ou curvatura marcante tinham deflexão insuficiente, o que contra-indicava seu uso como retentores, pois exerciam forças excessivas sobre o dente pilar, na inserção e remoção da prótese. Por terem o dobro da deflexão das ligas de Co-Cr, os grampos confeccionados em ouro não apresentaram esse problema. O autor ressaltou que muitos padrões pré-fabricados usados para ligas de Co-Cr foram desenvolvidos para ligas de ouro.

Em 1965, Bates ressaltou a necessidade de se conhecer as propriedades mecânicas das ligas para fundições odontológicas e de relacioná-las ao desenho da PPR. Com esse objetivo, estudou o limite de fadiga de uma liga de Co-Cr em duas condições: em temperatura ambiente a seco e a 37° C com 100% de umidade relativa (solução de Ringer). Os resultados mostraram que na primeira condição o limite de fadiga foi de 80000 lb/pol e, na segunda, 70000 lb/pol. Observou que, em condições altamente corrosivas, as amostras não mostraram qualquer evidência de corrosão. Segundo o autor, as observações clínicas comprovavam este fato, pois estruturas em Co-Cr se mantinham altamente polidas após muitos anos de uso. Concluiu que as influências corrosivas da cavidade oral, provavelmente, não afetariam o limite de fadiga estabelecido para 37° C e 100% de umidade relativa. O autor destacou que o limite de fadiga das ligas de Co-Cr de uso odontológico era superior ao limite proporcional, e seria improvável a ocorrência de fadiga na ausência de fatores como porosidades ou fendas.

Também em 1965, Harcourt e Cotterill avaliaram os efeitos da atmosfera de fusão sobre a estrutura e as propriedades da liga de Co-Cr após fundições por indução de alta frequência e compararam aos resultados obtidos, em estudo anterior, com as realizadas sob chama de oxigênio-acetileno. Para este estudo, os autores dividiram as fundições em dois

grupos: um sob atmosfera de argônio e outro com acetileno. Os resultados mostraram que a liga era afetada pela atmosfera durante a fusão e que métodos de proteção seriam necessários para que bons resultados fossem alcançados. A fundição por indução sob atmosfera inerte ou redutora melhorou as propriedades da liga. Poucas inclusões foram observadas e grãos com tamanho mais uniforme foram encontrados quando comparados aos da fundição por indução sem atmosfera controlada. Os valores para o alongamento foram similares aos obtidos pela fusão sob chama de oxigênio-acetileno. Os resultados indicaram que pouca vantagem havia na fusão por indução sem atmosfera controlada sobre o método convencional de fundição, entretanto, os autores recomendaram a fundição por indução por ser um método mais seguro.

Bates (1966) afirmou que a deformação permanente não se origina da simples utilização da PPR porque, geralmente, as tensões geradas durante a mastigação estão abaixo do limite de proporcionalidade das ligas de cobalto-cromo. A origem da deformação permanente estaria relacionada ao encruamento sofrido pela liga durante o polimento ou a flexões realizadas com alicates, e os desenhos então utilizados para as estruturas metálicas das próteses, com algumas partes afiladas, poderiam favorecer o acúmulo de tensões acima do limite de fadiga. Outro fator que contribui para falhas das estruturas metálicas é a ocorrência de fundições porosas ou frágeis, nas quais os poros atuam como pontos acumuladores de tensão. De acordo com o autor, dois sentidos de movimentação da estrutura da PPR podem ser vislumbrados: um no sentido de deslocá-la do sistema de suporte, causado pela natureza pegajosa de alguns alimentos e que ativa os grampos de retenção; e outro gerado pelas forças laterais incidentes durante a mastigação, anulado pelas partes rígidas da estrutura. Para o braço de retenção, as tensões desenvolvidas são dependentes do grau de retenção selecionado, da forma do grampo e das propriedades mecânicas da liga utilizada. Assim, se não houver proporção correta das dimensões dos grampos, provavelmente já durante a primeira inserção da prótese, ocorrerá deformação permanente. Considerou que a fadiga dificilmente ocorreria

em fundições corretamente realizadas. O ajuste dos grampos com alicates pode causar depressões ou acúmulo de tensões em determinadas regiões da estrutura metálica, aumentando sua friabilidade. Em relação às forças laterais o autor informou que seriam insuficientes para atingir o limite de proporcionalidade, sendo, então, improvável que possam induzir a fadiga do material. Clinicamente pode-se comprovar esta afirmação pela rara observação de fraturas nos braços de reciprocidade e barras linguais. Analisando as tensões presentes na barra lingual durante os ciclos mastigatórios o autor verificou que as tensões incidentes eram correspondentes à metade do limite de proporcionalidade, estando bastante abaixo do limite de fadiga. Ao contrário, porém, as tensões resultantes sobre os grampos de retenção estão no limite de proporcionalidade e bem próximas ao limite de fadiga.

Em 1968, Bates analisou a perda de retenção dos grampos fundidos em ligas de cobalto-cromo e apontou como possíveis causas: a precisão das fundições, desenho dos grampos e alterações nos tecidos de suporte depois da inserção da prótese. De acordo com suas observações existe a possibilidade de que o polimento ou a ação de abrasão do metal sobre os dentes pilares resulte na perda de resistência friccional ou de retenção dos grampos. Outro fator a ser considerado é a possibilidade de que a inserção ou remoção da prótese seja efetuada, pelo paciente, fora da trajetória de inserção determinada no planejamento, ocasionando grande deflexão no braço do grampo. Tal deflexão pode gerar tensão superior àquela a que o material pode resistir, resultando em deformação permanente ou até fratura. Assim, a deflexão planejada para os grampos de PPR não deve exceder metade da deflexão observada no limite de proporcionalidade. O autor verificou que o nível de tensão para os grampos de retenção está no limite de proporcionalidade da liga e muito próximo ao seu limite de fadiga. Assim, se desenhado incorretamente, é possível que o grampo se fracture. Para o autor as tensões resultantes nos grampos derivam do grau de retenção planejado, da forma e do comprimento do grampo e das propriedades mecânicas da liga.

A resistência à flexão de ligas de Co-Cr foi estudada por Bombonatti, Garlipp e Barros, em 1968. Ressaltaram que, em condições normais de uso, as estruturas metálicas estavam sujeitas a flexões sucessivas no ato de inserção e remoção do aparelho, bem como durante o trabalho mastigatório. Os autores analisaram três ligas disponíveis no mercado, submetendo os corpos-de-prova a tensões simultâneas de tração e flexão, inferiores ao limite de proporcionalidade de cada liga. Observaram que, quando se submete qualquer estrutura a tensão abaixo do seu limite proporcional, a remoção da carga faz com que a estrutura readquira sua forma original, sem que ocorram alterações em suas propriedades ou estrutura interna. Porém, se isso ocorre periodicamente e por um longo período de tempo, tem-se a fadiga do material. Como consequência desse fenômeno, partes sujeitas a cargas repetidas por um longo período de tempo tendem a falhar sob tensão mais baixa que seu limite proporcional. A fratura ocorre como resultado da propagação gradual de uma fenda, sendo denominada fratura por fadiga. Sob repetidas aplicações e remoções de cargas produz-se um trabalho de endurecimento e a fragilidade do material aumenta. Eventualmente, após grande número de repetições, a capacidade de endurecimento do material atinge o limite máximo, ocorrendo uma microfenda ao longo de um dos planos de deslizamento dos cristais. Uma vez formada a fenda, a mesma torna-se causa de tensões e, devido à progressiva redução da área de secção transversal, torna-se o foco da fratura final. Os autores concluíram através deste estudo que, quando submetidas ao teste de fadiga flexural, as ligas tinham comportamentos diferentes.

Em 1973, Bates e Scott analisaram fraturas de estruturas de PPR em Co-Cr através da microscopia eletrônica de varredura. As estruturas foram fraturadas por fadiga e tração. Os autores observaram que as ligas de Co-Cr, quando em solidificação, possuem núcleo dendrítico com complexas ilhas de carbonetos entre os dendritos. Dependendo da quantidade e distribuição desses carbonetos, as ligas se tornam mais duras e frágeis. Os resultados

mostraram falha por fragilidade em todos os casos, embora algumas mudanças em relação à propagação da fenda fossem evidentes nas amostras fraturadas por fadiga. Segundo os autores, a maioria das falhas nas próteses parciais removíveis era devida a problemas na fundição. Contudo, a fadiga não poderia ser excluída como possível causa.

Reisbick e Caputo, em 1973, relataram que para diminuir a ocorrência de fratura nos grampos, quando necessitavam de ajustes, era necessário aumentar os valores de alongamento das ligas, através da adição de outros elementos, sem que esses prejudicassem as propriedades desejadas. Testaram, então, uma liga denominada Crutanium (Krupp Laboratories, Alemanha) composta de 4 a 10% de titânio, 5 a 10% de cromo, 5 a 15% de níquel, $\leq 3\%$ Mo, 1% silício, Mg e C, balanceados em Co. A resistência ao escoamento da liga estava entre 350 e 4200 Kg/cm²; resistência à tração, alongamento e dureza estavam dentro de limites aceitáveis. Segundo os autores, esta liga tinha baixo módulo de elasticidade, que permitia o uso de áreas retentivas mais profundas, aumentando a retenção das próteses parciais removíveis.

O efeito do método de fundição na composição das ligas à base de níquel foi analisado por Lewis, em 1975. Foram realizadas fundições por indução, resistência elétrica no cadinho e sob chama de oxigênio-acetileno de trinta amostras. A mesma liga foi fundida sucessivamente cinco vezes. Observou que a fundição por indução tinha vantagens, como a redução da quantidade de carbono e menor oxidação devido à rápida fusão do metal. A temperatura, entretanto, poderia ser excedida, pois o pirômetro registrava apenas a temperatura superficial da liga. Evidências disso foram encontradas na porção final das amostras, que apresentaram sinais de decomposição do refratário. A fusão por resistência era um processo lento e embora evitasse o superaquecimento do metal, prolongava, indevidamente, o contato com a atmosfera. Rápida fusão era conseguida com chama de oxigênio-acetileno, mas os gases do ambiente e a natureza da chama tinham efeitos consideráveis sobre a liga e suas propriedades. Concluiu que a fundição por indução provocava menores alterações na liga após cinco

refusões e que o superaquecimento só pôde ser detectado na primeira fusão. A fundição por resistência levava a grandes mudanças na composição da liga, devidas à oxidação associada ao longo período de fusão. Essas alterações também ocorriam na fundição por chama de oxigênio-acetileno, principalmente quando a liga era superaquecida.

Asgar (1977) relatou que durante o processo de fundição várias alterações poderiam ocorrer, desde a contração do padrão de cera até a contração de solidificação da liga após a fundição. Ambas poderiam ser compensadas pela expansão do revestimento. A adaptação das peças fundidas poderia ser influenciada não só pelas alterações dimensionais do padrão de cera e dos revestimentos, mas, também, pela resistência do revestimento e rugosidade da peça fundida. Quando se utiliza centrífugas, a eliminação de gases do molde acontece em função da densidade da liga fundida. Assim, ligas com baixa densidade seriam desvantajosas. Normalmente, nos laboratórios protéticos a fundição era realizada por chama ou indução. A fusão por chama de oxigênio-acetileno era usada freqüentemente para a fundição de ligas de Co-Cr devido ao seu elevado ponto de fusão. Em geral, essas ligas têm grande afinidade por carbono, que poderia ser adicionado à liga durante a fundição por chama, alterando as propriedades mecânicas resultantes, tornando-a mais dura e friável. O autor concluiu que ligas com boas propriedades já existiam e o desenvolvimento de novas ligas não resolveria os problemas existentes. Seria necessário resolver problemas relacionados à fusibilidade, má adaptação, superfície ruim, dificuldade de soldagem, acabamento e polimento. Destacou que era necessário o desenvolvimento de diferentes técnicas, equipamentos e revestimentos, pois estes foram desenvolvidos para ligas de ouro.

A influência da temperatura do molde, temperatura da liga e tamanho do molde na ocorrência de porosidades internas foram estudadas por Lewis, em 1977a. Foram utilizadas duas ligas: uma à base de Co-Cr e outra de Ni-Cr, e realizadas análises radiográfica e metalográfica. A análise radiográfica mostrou que além das porosidades, havia defeitos

grosseiros que agem como locais de início de trincas e reduzem a secção transversal da estrutura naquele local. Observou que ao aumentar a velocidade de resfriamento, com o molde em temperatura mais baixa, foi obtido padrão de porosidade mais difuso e, portanto, mais favorável. O autor ressalta que o desenho de uma estrutura de PPR, devido às grandes variações nas secções transversais de uma parte à outra, torna o sistema de fundição não ideal. Assim, o superaquecimento da liga resultaria no aparecimento de grandes porosidades em áreas críticas da fundição.

O mesmo autor, em 1977b, avaliou a relação entre a técnica de fundição e o aparecimento de porosidades. Para este estudo foram utilizadas três ligas, sendo uma de Co-Cr (Vitallium), uma de Ni-Cr (Ticonium Premium 100) e outra experimental de Ni-Cr-C. As ligas foram fundidas por indução, em cadinho de alta resistência, sob chama de oxigênio-acetileno e por indução sob atmosfera inerte de argônio. Para a análise realizou radiografias, metalografia e determinou a densidade. Observou que a fundição por indução resultou em padrões grosseiros e que isto, provavelmente, se deve ao superaquecimento da última porção de metal, juntamente com aumento na quantidade de gases atmosféricos solubilizados. O desenvolvimento de um gradiente de temperatura dentro da fundição deve ser considerado como séria desvantagem desta técnica. Os melhores resultados foram obtidos na fundição com oxigênio-acetileno. Neste estudo o autor concluiu que a técnica de fusão tem influência efetiva no aparecimento de porosidades somente quando ligas de composição complexa são utilizadas.

Ainda em 1977c, Lewis estudou a influência do revestimento no aparecimento de porosidades nas fundições. Para este estudo foram utilizados revestimentos à base de gesso, sílica e fosfato. O autor observou que, antes da fundição, o espaço do molde era preenchido com ar e, quando o metal entra, este ar deveria escapar através de vazios ou pelo próprio revestimento. Além disso, qualquer gás dissolvido e envolvido na liga em solidificação

deveria ser dissipado da mesma forma. O efeito mais grave da retenção de gás dentro do molde seria a fundição incompleta, mas a produção de discretas porosidades pela incorporação de gases também seria uma possibilidade. Segundo os autores, a retenção de gases na fundição seria resultado da impossibilidade de escape de gases na interface entre molde e metal ou da distribuição dendrítica dos vazios. Através deste estudo, o autor mostrou que a natureza do revestimento tem grande influência na ductilidade e resistência das ligas, afirmando que a alta resistência mecânica das fundições está associada à ausência de porosidades.

A presença de porosidades nas estruturas de PPR foi analisada por Lewis, em 1978, que relatou a predisposição das próteses à fratura em função das porosidades, devido à redução na espessura da secção transversal. Algumas porosidades eram facilmente detectadas durante o exame local das fraturas. Entretanto, pequenos defeitos intrametálicos, que freqüentemente consistiam de agregações de microporos, poderiam causar falha pela ação de locais de iniciação de fratura por fadiga. Foram confeccionadas cinquenta estruturas em Co-Cr, aparentemente perfeitas, posteriormente radiografadas para verificar a presença de porosidades. Os resultados mostraram que a maioria das fundições examinadas apresentou evidência radiográfica de porosidades. Em geral, as porosidades ocorriam em regiões associadas às abruptas mudanças na espessura da secção transversal, estando localizadas internamente na estrutura ou no local da junção da fundição ao canal de alimentação. As porosidades eram devidas à contração do metal, causada pela solidificação prematura em alguns pontos que, por sua vez, interferia com a solidificação unidirecional da fundição.

Os defeitos internos das estruturas de Co-Cr também foram avaliados por Wictorin, Julin e Möllersten, em 1979. Os autores estudaram a freqüência e o local das porosidades em sessenta e seis estruturas iguais de PPR, fundidas por indução e radiografadas em aparelho odontológico após o polimento. Foram testadas várias regulagens de potência do aparelho. Os

autores observaram que seria necessária voltagem entre 80 e 100 kVp para a detecção de defeitos de 0,25 mm ou maiores em estruturas de Co-Cr com espessura de 3,5 mm. Relataram que apenas duas estruturas não apresentavam defeitos radiograficamente visíveis. A maioria das porosidades foi encontrada na região da sela (53%) e pequena quantidade de defeitos foi encontrada nos braços dos grampos (1,2%). Concluíram que devido à grande incidência de defeitos internos, um método não destrutivo de detecção deveria ser utilizado previamente à instalação da prótese.

Bates (1980) determinou que a retenção de uma PPR a grampos é dependente dos seguintes fatores: 1) número e posição de selas e planos guias; 2) mobilidade dos dentes pilares; 3) propriedades mecânicas das ligas; 4) dimensões dos grampos: forma, comprimento e afilamento; e, 5) desenho dos grampos. Segundo o autor, quando da função mastigatória, a prótese apresenta potencial de deslocamento em função da adesão de alguns tipos de alimentos e da relação com os dentes antagonistas. No entanto, a presença de planos guia efetivos permite à prótese um único eixo de inserção e remoção, diminuindo a necessidade de grampos de retenção. Assim, ressaltou que os elementos mais importantes para que se determine a expectativa de vida do grampo e quais seus efeitos sobre os elementos de suporte estão nas propriedades mecânicas da liga. O módulo de elasticidade representa a medida da rigidez sob a ação de determinada força, assim, uma estrutura se flexiona menos, caso tenha alto módulo de elasticidade. Por isso, ligas de cobalto-cromo, com alto módulo de elasticidade, sob a mesma força, sofrem metade da flexão imposta à liga de ouro, resultando em maior carga sobre os dentes pilares, mas gerando grande retenção. Dentre as propriedades mecânicas, talvez a mais importante seja o limite de proporcionalidade porque acima dele a liga sofre deformação permanente, comprometendo seu uso clínico. A resistência à tração tem valor limitado para a comparação de ligas. Por outro lado, o alongamento percentual é importante para a análise das ligas, especialmente em PPR, na qual pode ser necessária a

manipulação da liga para a confecção ou ativação dos grampos, após deformação sofrida pelo uso. Desse modo, ligas com baixo percentual de alongamento ($< 5\%$) não são favoráveis para este caso. Os resultados obtidos indicam que o limite de proporcionalidade e a resistência à tração para ligas de ouro duras (tipo IV) e ligas de cobalto-cromo são similares. Na literatura, freqüentemente são encontradas afirmativas de que as ligas de cobalto-cromo são mais fortes. Isto demonstra, no entanto, uma confusão bastante comum no que diz respeito às propriedades de resistência e dureza. As ligas do sistema cobalto-cromo têm alto módulo de elasticidade, propriedade prejudicial, mas têm limite de proporcionalidade adequado. Com esta análise, o autor pôde concluir que as ligas de ouro poderiam ser melhores, por possuírem baixo módulo de elasticidade, alto limite de proporcionalidade e adequado alongamento.

Ainda segundo este autor, dois outros fatores que assumem grande importância para a função das estruturas metálicas de próteses parciais removíveis são o tamanho dos grãos e a fluidez da liga durante a fundição. As ligas de ouro permitem que os grãos tenham seu tamanho reduzido de forma que se verifiquem até 100 grãos numa secção transversal de grampo, enquanto que as ligas de cobalto-cromo apresentam apenas dois ou três. Tendo os grampos dimensão reduzida, a fluidez da liga assume papel fundamental para que possam ser obtidas fundições livres de porosidades. Para o autor, as propriedades mecânicas da liga interferem com o grampo utilizado. Quando o módulo de elasticidade é alto, o grampo deve ter sua espessura reduzida para que mantenha a flexibilidade, aumentando o risco de fratura (a flexibilidade do grampo é inversamente proporcional ao cubo da espessura). Assim, quando se reduz a espessura do grampo à metade, a flexibilidade aumenta em oito vezes. Da mesma maneira são importantes a forma, afilamento e comprimento do grampo. Em relação a esses fatores, afirmou que os grampos tipo barra, quando fundidos em cobalto-cromo, são mais flexíveis em função do comprimento de seu braço, com melhor comportamento se comparados a outros desenhos.

Em 1980, Ida et al. avaliaram as propriedades e o uso do titânio e ligas de titânio para fundições odontológicas. Relataram que a fundição do titânio era difícil devido à sua reatividade sob temperaturas elevadas, fácil oxidação e reação com o cadinho cerâmico. Para este estudo foram realizadas fundições em titânio puro e ligas de titânio contendo níquel, cobalto, cromo ou alumínio, utilizando a máquina Castmatic. Foram investigadas a temperatura de fusão, resistência à tensão, dureza, fusibilidade e manchamento. Coroas ou próteses em titânio, nunca antes confeccionadas, foram passíveis de inclusão e fundição. Os autores concluíram que a fusibilidade e propriedades mecânicas do titânio eram tão boas quanto as apresentadas por ligas comerciais de Co-Cr e Ni-Cr e que algumas ligas de titânio apresentaram propriedades satisfatórias para uso odontológico.

Shanley et al., em 1981, compararam estruturas de PPR obtidas por duas técnicas de fundição: centrifugação e vácuo-pressão. Foram confeccionadas estruturas de PPR pelos dois métodos, medidas as precisões dimensionais em microscópio e avaliadas as adaptações. Observaram que um dos problemas da fundição por centrifugação era o escape inadequado de gases, devido à insuficiência de porosidades no revestimento, porém, os muitos poros poderiam causar baixa resistência, superfícies rugosas e expansão insuficiente ou distorcida do metal. Outro problema encontrado era a turbulência do metal quando transferido do cadinho para o anel: ao tocar a superfície do anel, lascas de revestimentos e outras impurezas poderiam ser incorporadas ao metal. Segundo os autores, esses problemas deveriam ser reduzidos com a fundição por vácuo-pressão. Neste sistema, a entrada relativamente lenta do metal sob vácuo permitia fácil e rápido escape de gases do molde através dos poros do revestimento. A turbulência seria eliminada, pois o metal fundido no cadinho fluía diretamente para o anel, não entrando de forma angulada, como ocorria na centrifugação. Não foram encontradas diferenças na precisão dimensional das estruturas fundidas pelos dois

métodos. Concluíram então, que os laboratórios poderiam usar qualquer dos métodos, pois precisão similar era obtida.

Em 1983, Brockhurst e McLaverty testaram 21 ligas para confecção de estruturas de PPR, sendo 19 compostas de Co-Cr-Mo e 2 de Ni-Cr. As ligas foram submetidas à análise química, teste de fusibilidade e tração. Ressaltaram que, para a escolha de uma liga, deveria ser observada a combinação de resistência e ductilidade. Segundo os autores, o metal para PPR deveria funcionar com nível de carga abaixo de seu limite elástico. Porém, ligas com alto limite elástico permitem grande liberdade de desenhos e menor probabilidade de falha por carga excessiva. Um alto valor de alongamento indicaria a possibilidade de ajuste do grampo por dobramento. Os autores concluíram que, para a confecção dos elementos retentivos da prótese, a melhor liga testada não era superior à liga de ouro tipo IV.

O efeito da temperatura de fusão nas propriedades de ligas de Co-Cr-Mo, foram avaliadas por Herö, em 1984. Utilizou três ligas fundidas em máquina de indução e centrifugação, sob atmosfera protetora de argônio. A temperatura de fusão foi aumentada, por etapas, até 120-135° C acima do ponto de fusão. Os resultados mostraram que a fusibilidade aumentou quase linearmente com a temperatura e, aproximadamente, na mesma proporção para as três ligas. Observou escoamento entre 600-650 MPa para todas as ligas, independentemente da temperatura de fusão. Não houve variação sistemática na ductilidade e no volume das partículas para as três ligas. Segundo o autor, as únicas características estruturais que pareciam depender da temperatura eram o aumento do tamanho dos grãos e do espaçamento dos braços dendríticos. Relatou que somente a temperatura de fusão mais alta (1635° C) produziu superfície altamente grosseira, devido ao aumento da reação do metal fundido com as paredes do molde.

Em 1985, Elarbi et al. realizaram um estudo com objetivo de determinar a utilidade do aparelho de raios X odontológico na detecção de defeitos em estruturas de PPR. Foram

confeccionadas 77 estruturas fundidas por indução, sendo 30 com a liga Ticonium e 47 com a liga Nobilium. As radiografias foram feitas em aparelho odontológico com 15 mA, 90 kV e tempo de exposição de 3/5 segundos. Foram encontrados 108 defeitos internos e 47 das 77 estruturas exibiram defeitos estruturais nos grampos, conectores maiores ou em ambos. Segundo os autores, a presença de áreas radiolúcidas não apresenta necessariamente um defeito estrutural crítico. Entretanto, áreas radiolúcidas podem indicar espessura menor que a ideal e desta forma a estrutura torna-se susceptível à fratura. Concluíram que através do exame das radiografias, o dentista pode avaliar a presença de defeitos e determinar se eles são críticos baseando-se na forma, tamanho, localização, número de defeitos e espessura do metal. Defeitos estruturais podem não causar fratura, mas podem aumentar a possibilidade de deformação plástica de certos componentes levando à perda da estrutura.

Também em 1985, Taira, Moser e Greener avaliaram a microdureza e a microestrutura para ligas de alta temperatura de fundição (Ti cp, Ti-6Al-4V e Ti-15V) e de baixa temperatura (Ti-30Pd e Ti-20Cu). Segundo os autores, o uso de máquinas com vácuo e argônio minimizou a contaminação por oxigênio e nitrogênio. Os efeitos do resfriamento brusco estão restritos de 0,2 a 0,3 mm da superfície. A dureza interna variou de 376 KHN para Ti-15V, 360 para Ti-6Al-4V, 266 para Ti-20Cu e 191 para o Ti cp. O resfriamento em água aumentou os valores de dureza com valores excedendo a 400 KHN (aproximadamente 360 VHN), estendendo 1 mm para o interior da fundição. Exames do centro das fundições não revelaram contaminação interna ou porosidades.

As causas das fraturas de estruturas de PPR confeccionadas em Co-Cr foram estudadas por Ben-Ur et al., em 1986. Segundo os autores, a fratura poderia ocorrer por várias razões como: propriedades mecânicas das ligas de Co-Cr, falhas na fase laboratorial de confecção, desenho inadequado da estrutura, procedimentos incorretos realizados pelo dentista, falta de cuidado por parte do paciente e fadiga do metal. Observaram que uma PPR confeccionada

corretamente dificilmente se fraturaria por fadiga. As falhas seriam causadas por poros ou fendas que concentrariam cargas e reduziriam as dimensões da estrutura. O endurecimento a frio ou dobramento com alicate aumentariam o limite proporcional do metal. Isso, juntamente com o aumento de pontos de carga, pode aumentar o estresse local além do limite de fadiga da fundição. Relataram que a confecção de estruturas mais delgadas, na tentativa de proporcionar maior conforto ao paciente, acarretava aumento na incidência de fraturas funcionais, principalmente quando ocorriam defeitos internos.

Greener et al, em 1986, compararam o Ti cp e a liga de Ti-6Al-4V em relação às propriedades especificadas pela ADA. Foram fundidos padrões de cera em forma de halteres, de acordo com as orientações do fabricante, no sistema Ohara de fundição por centrifugação com argônio e arco elétrico. O ensaio de tração foi realizado em máquina Instron com velocidade de 0,1 mm/min. As amostras fraturadas foram polidas e analisadas metalograficamente. Foi feito o ensaio de dureza Knoop com carga de 200 gf e 50 gf dentro de 25-50 μm da superfície e no centro, também foi medida a dureza do metal antes da fundição. Os autores concluíram que o Ti cp e a liga Ti-6Al-4V excederam ao mínimo especificado pela *American Dental Association* (ADA) para estruturas de PPR. A comparação dos valores de dureza antes a após a fundição indicou leve absorção de oxigênio durante a fundição.

A estabilidade dimensional de padrões pré-fabricados em cera usados na confecção de grampos fundidos, foram avaliados por Nokubi et al., em 1987. A largura e a espessura dos cortes transversais (intervalos de 5 mm) foram medidas nos padrões em cera e após a fundição em Co-Cr e Ni-Cr. Observaram que os padrões fundidos eram maiores que os em cera, com uma taxa de 0,1% a 8,6% em largura e 3,9% a 10,7% em espessura, sendo que a maior diferença estava localizada próxima à origem do grampo. Os autores concluíram que os

padrões testados eram satisfatórios e as mudanças observadas nas dimensões dos padrões têm pouca influência nas propriedades mecânicas dos grampos.

Hamanaka, Dói e Yoneyama (1989) relataram que, embora algumas máquinas e revestimentos para titânio tivessem sido desenvolvidos, problemas na fundição ainda persistiam. Desenvolveram, então, uma máquina para fundição de titânio e compararam as fundições realizadas com as obtidas na máquina Castmatic. Segundo os autores, revestimentos usados para fundições de Co-Cr e Ni-Cr poderiam ser usados nesta nova máquina. Observaram que na máquina convencional, o molde era posicionado imediatamente antes da fundição, permanecendo nele considerável quantidade de oxigênio, provocando oxidação do metal fundido. Na nova máquina, o gás do molde era removido através do vácuo, reduzindo a oxidação do metal e sua reação com o molde. Outro problema encontrado nos sistemas anteriores era a presença de defeitos internos nas fundições, devido à inclusão de argônio ao metal durante o preenchimento do molde. Neste sistema, o argônio era exaurido de 0 a 10 segundos antes da inclinação do cadinho. Quando o metal atingia o topo do molde, o gás argônio era novamente injetado na câmara superior, empurrando o metal fluido para dentro do molde. Todo o processo era realizado automaticamente, prevenindo a ocorrência de defeitos internos e melhorando a fusibilidade. Os autores concluíram que, com o novo sistema, fundições de titânio poderiam ser realizadas com revestimentos convencionais sem perda de propriedades importantes.

Em 1989, Satoh et al. avaliaram a posição do canal de alimentação e a direção do modelo refratário na fusibilidade de duas ligas de Co-Cr (com 0,5% e 5% de titânio) fundidas pelo método de vácuo-pressão. Utilizaram dois posicionamentos dos canais de alimentação, um na porção superior e outro posterior ao enceramento; e duas direções de inclusão, horizontal e vertical. As amostras foram fundidas em máquina de vácuo-pressão sob atmosfera de argônio. Para avaliar a influência dos fatores anteriormente citados, foram

realizadas medidas do enceramento e de estruturas fundidas, através de sistema de imagens computadorizado. Comparando seus resultados aos de outros trabalhos de fundição por centrifugação, os autores mostraram que no sistema de fundição pelo método de vácuo-pressão, melhores resultados foram obtidos com o posicionamento dos canais de alimentação na porção posterior do enceramento e com inclusão horizontal, devido ao melhor escoamento da liga fluída.

Também em 1989, Taira, Moser e Greener analisaram a estrutura metalúrgica, propriedades mecânicas e resistência à corrosão do titânio puro e suas ligas, avaliando a viabilidade de sua utilização na Odontologia. Foram avaliados o Ti cp e as seguintes ligas: Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu e Ti-30Pd. As amostras foram fundidas por vácuo-pressão em máquina de duas câmaras sob atmosfera de argônio. Observaram que barras de titânio mais espessas tinham maior probabilidade de porosidades no seu interior e isto era atribuído à contração de fundição e incorporação de argônio ao metal. A análise metalográfica mostrou que o Ti cp apresentou grãos grandes devido ao resfriamento lento e que todas as amostras estavam na fase α . O refinamento dos grãos através da adição de outros componentes pode melhorar as propriedades mecânicas do Ti cp. Os valores de dureza sugerem a presença de oxigênio no interior da fundição. Isso pode ocorrer porque o titânio fluido e quente reduz o óxido do molde e o oxigênio livre difunde no interior do titânio, aumentando a microdureza de forma proporcional ao oxigênio absorvido. Ressaltaram que nas fundições industriais de titânio era utilizado o molde frio para minimizar a reação com o revestimento, porém, para o processo de fundição odontológica era necessário o uso de moldes aquecidos com o intuito de melhorar o preenchimento e manter a precisão dimensional. Os testes de corrosão confirmaram que o titânio e suas ligas eram imunes ao ataque corrosivo em ambiente oral mesmo sob condições ácidas. Os resultados sugeriram ser promissora a possibilidade de utilização do titânio e suas ligas com fins odontológicos.

Uma liga experimental de Co-Cr-Ni-Ti para confecção de estruturas metálicas de PPR foi desenvolvida por Mattos, em 1990. A liga desenvolvida foi comparada às ligas convencionais de Co-Cr. Foram estudadas propriedades como dureza superficial, resistência à tração e à corrosão, além de outros aspectos. Os valores de dureza superficial foram significativamente mais altos para a liga experimental, provavelmente devido à presença de precipitados de titânio e/ou molibdênio. Em relação ao ensaio de tração (resistência máxima à tração, limite de proporcionalidade e alongamento percentual), não houve diferenças significantes entre as ligas, com valores indicando a fragilidade de todas. A resistência à corrosão da liga experimental também foi maior que a das ligas de Co-Cr.

Continuando os estudos sobre fusibilidade de ligas de Co-Cr em máquina de vácuo-pressão, Satoh et al., em 1990, avaliaram a influência da forma do canal de alimentação. Foram utilizadas duas ligas de Co-Cr, uma com 0,5% e outra com 5% de titânio. Os grupos foram divididos segundo a forma da ponta do canal, que era unida ao enceramento, em dois grupos: frontal (com ponta paralela, alargada e afunilada) e sagital (com ponta paralela e afunilada). Foram utilizadas combinações dos dois grupos. Após a fundição em máquina de vácuo-pressão, sob atmosfera de argônio, foram realizadas medidas da área das amostras e estas foram comparadas ao enceramento através de sistema de análise de imagens computadorizado. Os resultados mostraram que a combinação dos canais de alimentação frontal (com ponta alargada) e sagital (com ponta paralela) produziu os melhores resultados. Segundo os autores, isto ocorreu porque a secção transversal do canal de alimentação permitiu máximo contato com o enceramento, fazendo a liga fluida escoar com mínima resistência. A liga com 5% de titânio apresentou melhor fusibilidade, provavelmente, devido à sua composição. Os autores concluíram que a forma da secção transversal do canal de alimentação afetava a fusibilidade de ambas as ligas.

Em 1990, Sunnerkrantz, Syverud e Herö relataram que o principal problema encontrado no uso do titânio era a fundição, devido ao alto ponto de fusão e à reatividade em temperaturas elevadas. Para as fundições realizadas, utilizaram uma máquina experimental de vácuo-pressão com duas câmaras (de fundição e do molde) separadas. A atmosfera podia ser controlada para as duas câmaras, separadamente. Ambas eram submetidas a vácuo. Cinco combinações diferentes de nível de pressão de ar (utilizando: $2,4 \times 10^{-2}$, 1 e 10 torr) para as duas câmaras foram aplicadas. Posteriormente à fusão do titânio (em torno de 25 seg.), foi aplicada pressão adicional de 50 torr na câmara de fusão, com gás argônio, forçando o metal fluido para o molde, na câmara inferior. As peças fundidas foram seccionadas longitudinalmente e preparadas metalograficamente. A dureza Knoop das peças e de uma amostra de titânio antes da fundição foi comparada. Algumas amostras foram analisadas sob microscopia eletrônica de varredura com microssonda. Sob microscopia ótica estudaram a tendência à porosidade e ao preenchimento do molde. Os autores observaram que a dureza superficial do titânio puro era similar à do ouro tipo IV, não variando muito antes e após a fundição, e adequada ao uso odontológico. Com pressão de 10 torr na câmara de fusão foram encontrados porosidades e preenchimento inadequado do molde, devido à absorção de gases e partículas de óxido que poderiam bloquear parcialmente a passagem do metal fluido. Os autores concluíram que pressões de ar abaixo de 1 torr na câmara de fusão e de 10 torr na câmara do molde, permitiam a obtenção de boas fundições. A pressão de 50 torr de gás argônio, na câmara de fusão, proporcionou o completo preenchimento do molde.

Também em 1990, Takahashi et al. realizaram fundições de titânio com cinco revestimentos diferentes (Rema[®] Exakt, Ceramigold, Complete, Tai-Vest e Full-Vest), à 350° C em máquina de vácuo-pressão sob atmosfera de argônio. Avaliaram fusibilidade, adaptação de *inlays*, dureza Knoop e microestrutura dessas fundições. O teste com o revestimento Rema[®] Exakt apresentou resultados de fusibilidade significativamente menores que com os

demais. Em relação à adaptação de *inlays*, os resultados indicaram que as fundições com Rema[®] Exakt, Tai-Vest e Full-Vest foram melhores que as realizadas com Ceramigold e Complete. Comparando fundições de titânio feitas com Rema[®] Exakt às de Ni-Cr e Co-Cr, o grau de adaptação dessas ligas foi mais baixo que as de titânio puro, sugerindo que a contração do Ti seria menor que a dos outros metais. A análise microestrutural sugeriu reação do titânio com o material de revestimento. Os autores concluíram que as fundições de titânio diferiram em relação à fusibilidade, adaptação e espessura da camada de reação para cada revestimento. Concluíram também que existe correlação significativa entre expansão térmica (a 350° C) e a precisão das fundições.

Uma avaliação das mudanças dimensionais que ocorriam em próteses parciais removíveis fundidas em titânio foi realizada por Blackman, Barghi e Tran, em 1991. Para a realização deste estudo foi confeccionada uma matriz metálica simulando uma maxila e a partir dela obtidos vinte modelos de gesso que foram duplicados. As estruturas de PPR foram enceradas, incluídas e fundidas de forma padronizada e, em seguida, medidas no plano horizontal e vertical através de marcações feitas anteriormente. Os resultados mostraram contração no sentido horizontal (2,6%), expansão no sentido vertical (1,8%) e ausência de alterações no sentido antero-posterior. Os autores concluíram que as mudanças dimensionais das estruturas fundidas em titânio são similares às encontradas nas fundições com ligas metálicas comumente usadas em PPR.

Hruska e Borelli, em 1991, relataram que o titânio apresenta excelente biocompatibilidade quando comparado às ligas não nobres utilizadas na Odontologia. Sob altas temperaturas, no entanto, o titânio é altamente reativo, causando muitos problemas durante a fundição, soldagem e outras manipulações. Exposto ao ar, em temperaturas acima de 750° C, o titânio absorve nitrogênio, oxigênio, hidrogênio e carbono, tornando-se friável. Para solucionar este problema, os autores apresentaram um aparelho que permite remover o ar

do molde de revestimento, fora da máquina de fundição, sendo o vácuo mantido até o momento da fundição. Com esse mecanismo, afirmaram que as fundições de titânio ficam livres de vazios e de contaminação.

A fusibilidade do titânio comercialmente puro, em três diferentes sistemas de fundição, foi avaliada por Bessing e Bergman, em 1992. Os sistemas utilizados foram: vácuo-pressão sob atmosfera de argônio [Castmatic-5 (Iwatani Int. Corp., Osaka, Japão) e Cyclarc (J. Morita Corp., Tokyo, Japão)] e centrifugação sob argônio Titaniumer, (Ohara Co., Ltd. Osaka, Japão). Foram confeccionadas 30 coroas e medido o diâmetro da margem em 12 secções. Os resultados mostraram que era mais difícil obter margens precisas para fundições de titânio, quando comparado ao ouro, mas que eram clinicamente aceitáveis. Qualquer dos três sistemas avaliados foi capaz de produzir fundições completas de titânio, apenas o sistema Titaniumer falhou na produção de duas coroas. As melhores fundições foram obtidas com a máquina Cyclarc. Ressaltaram que deveriam ocorrer melhorias nas técnicas de fundição para que o titânio pudesse ser utilizado rotineiramente. As razões das falhas podiam estar relacionadas à alta reatividade química do titânio em temperaturas elevadas, não apenas com a atmosfera circundante, mas, também, com o material do cadinho e o revestimento. Segundo os autores, estudos de outras variáveis, como rugosidade superficial e adaptação das fundições, deveriam ser realizados para que se chegasse a conclusões precisas sobre a fusibilidade do titânio nos diversos sistemas.

Em 1993, Dharmar, Rathnasamy e Swaminathan determinaram a forma e distribuição de defeitos nas estruturas de PPR. Noventa estruturas em Co-Cr fundidas por indução foram radiografadas com aparelho radiográfico industrial com 80 kV, 6 mA e tempo de exposição de 90 segundos. Os grampos foram polidos e atacados eletroquimicamente para realização da análise microestrutural, em microscópio ótico, antes e depois de vários tratamentos térmicos. Os braços retentivos mostraram-se freqüentemente livres de porosidades, provavelmente,

devido ao afilamento uniforme. A maior porcentagem de defeitos ocorreu nos apoios oclusais. A análise microestrutural revelou granulação grosseira que poderia interferir nas propriedades físicas da liga. Observaram que, embora a dureza não fosse afetada pelo tamanho dos grãos, os menores resultariam em melhores propriedades físicas. A mesma análise mostrou também diferenças no tamanho dos grãos, de uma parte para outra, com a distribuição dos maiores nas partes espessas e dos menores nas partes mais finas. Segundo os autores, isto seria o resultado do resfriamento rápido das partes mais finas, que interromperia o crescimento dos grãos. Concluíram que o tratamento térmico não resultou em mudanças na estrutura granular. Concluíram, também, que a resistência do material não depende só do tamanho dos grãos ou da homogeneidade da estrutura, depende também da presença ou ausência de porosidades e físsuras nas fundições.

Herø, Syverud e Waarli (1993) avaliaram os fatores que afetam o preenchimento do molde e o aparecimento de porosidades nas fundições de titânio. As amostras, que simulavam uma prótese parcial fixa de cinco elementos, foram fundidas em máquina de duas câmaras, a superior preenchida com argônio e a inferior com vácuo de 0,1 torr. Foram utilizados grupos com e sem escapes de gases, sob pressão de argônio de 50 e 400 torr. Para análise das fundições foi medida a densidade e realizada análise radiográfica. Observaram que os moldes sem orifício de escape produziram fundições mais perfeitas e que as amostras fundidas sob pressão de 50 torr tiveram precisão significativamente maior que as realizadas com 400 torr. Os autores observaram que o argônio expandia e empurrava o titânio fluido para as paredes do molde. Mas por outro lado, a rápida solidificação do metal e um inadequado escape de gases retinham argônio na fundição. Observaram também que quanto mais espessa a fundição, maior a probabilidade de ocorrência de porosidades internas. Concluíram que a presença de porosidades foi um problema maior que o preenchimento do molde e que as melhores fundições foram produzidas com revestimentos mais permeáveis e pressão de 50 torr.

As propriedades do titânio foram descritas por Lautenschlager e Monaghan, em 1993. Relataram que a propriedade que contribui para a excelente biocompatibilidade do titânio é a alta resistência à corrosão, que se deve à formação de uma camada passivadora à base de óxido de titânio. Muitas ligas metálicas, incluindo as de Co-Cr, também são protegidas por tal camada de óxido, entretanto, a camada que se forma sobre o titânio parece ser inerte ao ataque eletroquímico. Relataram que as primeiras fundições odontológicas de titânio foram feitas por Waterstratt em 1970. A partir daí, máquinas para fundição foram desenvolvidas, entretanto, as fundições de titânio continuavam susceptíveis a contaminação com o oxigênio e interação com o revestimento, causando grande aumento da dureza superficial. Outro problema encontrado é sua baixa densidade, o qual pode ser minimizado pelas máquinas de centrifugação, mas estas possibilitam maior propensão à contaminação que as máquinas de fundição por vácuo-pressão. Segundo os autores, uma das maiores dificuldades da fundição odontológica do titânio e suas ligas tem sido encontrar materiais de revestimento capazes de suportar sua liquefação inicial, em aproximadamente 1700° C, sem reagir com a superfície da fundição e que permitam, após o resfriamento, a fácil desinclusão da peça. Observaram que, quando se confecciona estruturas de PPR em titânio, os grampos devem ser mais largos que os usualmente confeccionados em ligas de Co-Cr ou de aço inoxidável devido ao baixo módulo de elasticidade do titânio, que requer maior volume para prevenir deformação permanente durante a função. Outra vantagem do baixo módulo de elasticidade é que os grampos de titânio podem ser colocados em áreas retentivas maiores, sem a aplicação de forças laterais excessivas ao dente pilar durante a inserção e remoção da prótese. Por outro lado, devido à grande flexibilidade inerente ao titânio, fundições bilaterais de grande extensão de prótese parcial fixa são contra-indicadas. Os autores ressaltaram que uma possibilidade futura é o desenvolvimento de ligas de titânio com baixa fusão (900 a 1100° C) que retenham

a resistência à corrosão e a biocompatibilidade do titânio puro, permitindo, assim, a utilização de revestimentos convencionais.

O efeito da refusão sobre o comportamento de ligas comerciais de Co-Cr (Brasalloy e Cromotec) foi avaliado por Ribeiro, em 1993. Realizou análise química semiquantitativa (por fluorescência de raios X), teste de dureza superficial (Rockwell 30 N), ensaio de tração (tensão de ruptura, alongamento percentual e limite de proporcionalidade) e análise metalográfica. Os corpos-de-prova foram preparados desde o total de 100% de liga nova até 100% de sobra da primeira fusão, em incrementos de 25% em peso. As sobras foram analisadas pelo aspecto visual, segundo o grau de oxidação e ausência de contaminação pelo revestimento, simulando a avaliação realizada na maioria dos laboratórios comerciais. A análise química revelou pequenas alterações na distribuição dos elementos químicos identificados em ambas as ligas. Ressaltou que, por limitação da técnica empregada, não foi possível verificar a presença de carbono, elemento mais crítico para a composição da liga. Com este estudo, o autor concluiu que pode ser possível a adição de até 25% de sobra da primeira fusão a 75% de liga nova, desde que a sobra não se mostre excessivamente queimada ou contaminada pelo revestimento. Concluiu que a busca por redução dos custos não deve sobrepor a qualidade, sendo imperativo melhor controle durante todo processo de fundição no intuito de minimizar possíveis efeitos deletérios do material.

Satoh et al., em 1993, continuaram os estudos sobre a fusibilidade das ligas de Co-Cr, avaliando a influência da temperatura de fusão e temperatura do anel. Utilizaram duas ligas (uma com 0,5% e outra com 5% de Ti) que foram fundidas em máquina de vácuo-pressão sob atmosfera de argônio. As temperaturas de fundição foram: 1364, 1350, 1337, 1323 e 1310° C; nesta parte do estudo, todos os anéis estavam a 800° C. Em seqüência, os autores variaram a temperatura do anel (800, 700, 600, 500 e 400° C), e todas as ligas foram fundidas a 1350° C. Para análise das fundições foram feitas medidas da área do enceramento e da estrutura

fundida através de sistema computadorizado. A análise sobre a temperatura de fusão mostrou que as melhores fundições foram aquelas realizadas a 1364° C, para ambas as ligas. Isto ocorria porque a viscosidade da liga aumentava quando a temperatura de fusão diminuía, reduzindo o escoamento e resultando na diminuição do tempo de resfriamento. Quando as duas ligas foram comparadas, aquela com maior quantidade de Ti teve comportamento ligeiramente melhor. Em relação à temperatura do molde, observaram que os melhores resultados foram obtidos com 800° C. Segundo os autores, a transmissão de calor, através das paredes do revestimento, afetava o resfriamento da liga. A diminuição da temperatura do anel acelerava a perda de calor da liga fluida, resfriando o metal antes do total preenchimento do molde, resultando em defeitos na fundição.

Takahashi, Zhang e Okasaki, em 1993, avaliaram quantitativamente a relação entre método de fundição e fusibilidade do titânio cp. Para este estudo foram confeccionados corpos-de-prova em tela de poliéster e placa de 20 mm por 20 mm com espessuras de 1,0 e 1,5 mm. Os corpos-de-prova foram incluídos e fundidos em três máquinas diferentes: máquina de pressão com duas câmaras, máquina de pressão com 1 câmara e máquina de centrifugação de 3.000 rpm, todas com atmosfera de argônio. A pressão na câmara do molde antes da fundição foi de 0,20 MPa para máquina de duas câmaras e 0,03 MPa para de uma câmara. A pressão de fundição foi de 0,2 MPa na máquina de 2 câmaras e 0,8 MPa na de 1 câmara. As placas foram radiografadas em aparelho de RX com 50 kV, 5 mA e tempo de exposição de 60 segundos. Os resultados apresentados mostraram que a melhor fusibilidade foi obtida pela centrifugação, seguida pela máquina de uma câmara e o pior resultado foi obtido pela máquina de duas câmaras. O método de centrifugação também produziu amostras com menos porosidades que os outros dois métodos.

Estudos sobre porosidades em titânio foram realizados por Wang e Boyle, em 1993. Relataram que o uso do titânio e suas ligas para confecção de implantes e próteses tinha

aumentado nos últimos anos, devido à excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão e propriedades físicas desejáveis. Ressaltaram que uma das grandes vantagens é a baixa densidade ($4,2 \text{ g/cm}^3$), em comparação com as ligas de Co-Cr ($8,9 \text{ g/cm}^3$) e ouro ($19,3 \text{ g/cm}^3$). O aparecimento de porosidades nas fundições foi um dos problemas encontrados, mas sua baixa densidade permite que estas sejam identificadas através de radiografias odontológicas de rotina. Segundo os autores, as porosidades ocorrem devido a problemas nas técnicas de fundição. Tanto na fundição por indução quanto por arco elétrico com atmosfera de argônio podem ocorrer porosidades principalmente devido à perda de vácuo, pressão de fundição inadequada e perda de selamento entre a câmara de fundição e do molde durante a fundição. Neste trabalho os autores descreveram uma técnica para a obtenção das radiografias antes da prova da estrutura: 1) colocação do filme oclusal sobre uma superfície plana; 2) posicionamento da estrutura sobre o filme oclusal; 3) ajuste do aparelho de raios X para 90 kV, 25 mA e tempo de exposição de 0,30 segundo; 4) manutenção do cone à distância de 10 cm da estrutura; 5) exposição do filme e processamento da radiografia de forma usual. Com esta técnica, os autores concluíram que os dentistas poderão identificar a presença de porosidades nas fundições, o que é importante principalmente para estruturas de PPR, pois a presença dessas porosidades pode comprometer o trabalho no futuro.

Em 1994, Hummel et al. relataram que o uso do titânio para PPR estava aumentando. A flexibilidade do titânio permitia a utilização de áreas retentivas mais profundas. Os autores realizaram estudo com o objetivo de comparar estruturas confeccionadas em Ti-6Al-4V com as confeccionadas em Co-Cr. Foram confeccionadas 5 amostras para cada liga. Para os grampos em liga de titânio foi utilizada retenção de 0,03 pol e para os de Co-Cr de 0,01 pol. A força retentiva inicial foi medida em máquina Instron e, posteriormente, cada grampo foi submetido a 500 ciclos de inserção e remoção e a força medida novamente. Este procedimento foi repetido 5 vezes. A força retentiva do grampo de liga de titânio (1,56 N) foi

significativamente maior que a do grampo de Co-Cr (0,48 N) e a diminuição da força retentiva foi menor para os grampos em liga de titânio. Os autores concluíram que os grampos em liga de titânio mantiveram a retenção, apesar da maior deflexão, indicando que essas ligas são aceitáveis para a confecção de PPR, podendo ser até melhores que as de Co-Cr.

Em 1995, Afzali, Maric e Fenton compararam as propriedades mecânicas de grampos de titânio e Co-Cr fundidos e de Ni-Cr forjados. Foram confeccionados 8 grampos de PPR, com 10 mm de comprimento para o Ni-Cr e com 10 e 15 mm para os de titânio e Co-Cr. Os grampos foram fletidos em 0,25 mm e 0,50 mm em máquina Instron. Foram registradas a carga e a deformação residual do grampo. As forças (em gramas) necessárias para fletir os grampos em 0,25 mm foram: 410 (titânio 15 mm), 800 (Co-Cr 15 mm), 1172 (Ni-Cr 10 mm), 1273 (titânio 10 mm) e 1700 (Co-Cr 10 mm). Para produzir 0,50 mm de deflexão as forças necessárias foram: 801 (titânio 15 mm), 1500 (Co-Cr 15 mm), 2100 (Ni-Cr 10 mm), 2330 (titânio 10 mm) e 2800 (Co-Cr 10 mm). Deformação permanente foi observada quando os grampos foram fletidos em 0,50 mm. Quando os grampos foram submetidos a três ciclos com flexão de 0,50 mm, grampos de 10 mm de Co-Cr sofreram deformação permanente, exibindo endurecimento a frio; os grampos de titânio e Ni-Cr não apresentaram este problema. Os autores concluíram que os grampos de titânio possuíam boas propriedades mecânicas, sendo sua flexibilidade intermediária ao Ni-Cr e Co-Cr. Segundo os autores, o titânio pode ser um material superior para a confecção de grampos de PPR.

Também em 1995, Bergman descreveu as características e propriedades do titânio. Segundo o autor, a forma do titânio mais utilizada na Odontologia é o comercialmente puro, que contém, no máximo, 0,25% de oxigênio, 0,03% de nitrogênio, 0,03% de ferro, 0,10% de carbono e 0,015% de hidrogênio. As vantagens do titânio, como biocompatibilidade, propriedades mecânicas favoráveis, baixa densidade, baixa condutibilidade térmica e baixo custo, têm sido colocadas contra algumas desvantagens, como seu alto ponto de fusão e a alta

reação química em temperaturas elevadas. Vários tipos de máquinas para fundição do titânio têm sido desenvolvidos com o objetivo de proporcionar as condições ideais de fundição. A fusão é feita em atmosfera controlada, geralmente com argônio como gás protetor, sendo realizada por meio de arco elétrico ou indução. Dentre os sistemas existem aqueles que usam fundição por centrifugação, como o sistema Ohara (Ohara Co. Ltd., Japão), que foi o primeiro a ser lançado; o Tycast (Jeneric Pentron Inc., EUA) combinando centrifugação e vácuo-pressão; e outros que utilizam o sistema vácuo/pressão, como o sistema Cyclarc (J. Morita Corp., Japão) e o sistema Rematitan (Dentaurum, Alemanha). Para evitar áreas de superaquecimento, deve ser utilizada água durante o acabamento do titânio, devido à baixa condutibilidade térmica. Nas áreas de superaquecimento existe aumento do risco de reações químicas do titânio com o meio circundante, o oxigênio, por exemplo, pode causar deterioração das propriedades da fundição.

Com o objetivo de determinar se o titânio poderia ser utilizado para confecção de próteses parciais fixas, Chai e Stein realizaram estudo em 1995. Confeccionaram próteses parciais fixas de três elementos em titânio cp utilizando quatro tipos diferentes de *sprue*. Foi analisada a presença de porosidades e adaptação marginal. Observaram que porosidades e preenchimento inadequado do molde são defeitos comumente encontrados em fundições de titânio, devido a grande diferença entre a temperatura de fusão e a temperatura do molde, que provoca um resfriamento rápido com pouco tempo para escape dos gases. O desenho do *sprue* é o mecanismo que controla a velocidade e o adequado suprimento de metal para o molde, e seu correto posicionamento aumenta a pressão de escoamento do metal fluido e diminui a turbulência. Os resultados indicaram que o titânio pode ser usado em próteses fixas desde que sejam seguidos os procedimentos corretos de enceramento e fundição.

Em 1995, Syverud, Okabe e Herö avaliaram a qualidade das fundições realizadas com a liga Ti-6Al-4V e compararam com fundições de titânio puro. As fundições foram realizadas

por vácuo-pressão em máquina de duas câmaras. Observaram que todos os moldes foram preenchidos satisfatoriamente e que as margens das fundições com liga de titânio foram mais rugosas e incompletas que as de titânio puro. Para os autores, a razão mais aceitável para o preenchimento inadequado do molde pela liga de titânio é a formação de dendritos durante os primeiros estágios da solidificação. Os dendritos levam à formação de superfície mais rugosa que a dos metais puros, tipicamente lisa, e criam mais resistência ao escoamento do metal fluido. Observaram que as porosidades foram mais freqüentes nas fundições de liga de titânio, principalmente na região dos canais de alimentação. Segundo os autores, a ocorrência de porosidades é devida, provavelmente, à incorporação de argônio ao metal fluido, mas o mecanismo real ainda não está claro.

Syverud e Hero, em 1995, testaram a permeabilidade de quatro diferentes revestimentos para titânio, avaliando o preenchimento do molde. Foi fundida prótese parcial fixa de cinco elementos, em máquina de duas câmaras, utilizando os seguintes revestimentos: Bellavest T, Rematitan Plus, Titavest CD, Titanium Vest. As fundições com Bellavest foram feitas com pressão de 600 torr nas duas câmaras e os demais foram fundidos com pressão de 400 torr. Os resultados mostraram que Bellavest T produziu pobre preenchimento do molde, Rematitan Plus e Titanium Vest resultaram em margens irregulares e o Titavest CB produziu fundições completas e boa qualidade das margens. Os autores concluíram que o bom preenchimento do molde é promovido por revestimentos com alta permeabilidade. O revestimento à base de óxido de magnésio (Titavest CD) teve maior permeabilidade que aqueles à base de óxido de silício (Rematitan Plus e Titanium Vest).

Estudando a resistência à fadiga de ligas metálicas, Vallittu e Kokkonen, em 1995, confeccionaram grampos fundidos para PPR com cinco ligas de Co-Cr, titânio puro, liga de titânio e liga de ouro tipo IV. O teste utilizado foi o de fadiga por deflexão constante com carga para fletir o grampo por 0,60 mm, e registrado o número de ciclos até a fadiga. A

superfície fraturada do grampo foi examinada em microscópio eletrônico de varredura. Os autores observaram que para a fratura dos grampos foram necessários 25000 ciclos com a liga de Co-Cr, 4500 com titânio puro, 20000 com liga de titânio e 21000 para grampos em liga de ouro. Este estudo também mostrou que a ativação dos grampos por dobramento de 0,50 mm aumentou a resistência daqueles de Co-Cr e ouro, enquanto para os de titânio e liga de titânio, houve redução. Este dobramento diminuiu a carga necessária para flexionar o grampo. As fotomicrografias das superfícies fraturadas dos grampos de titânio revelaram alguns espaços na estrutura que não foram detectados nas radiografias. Os autores concluíram que existem diferenças significativas na resistência à fadiga de grampos de PPR confeccionados com diferentes metais, o que pode explicar a perda de retenção da prótese e as falhas nos grampos.

Brockhurst, em 1996, relatou que a maioria dos grampos era confeccionada em Co-Cr, mas as ligas de ouro ainda eram superiores devido às suas propriedades mecânicas. O comportamento dos grampos de Co-Cr ao longo do tempo era incerto, mostrando, assim, necessidade de melhora, através do aumento do limite elástico da liga ou de novos desenhos. O limite elástico destas ligas havia melhorado muito pouco nos últimos anos e a mudança do módulo de elasticidade dependeria de alterações dos componentes da liga. Então, neste estudo, o autor propôs mudanças no desenho dos grampos circunferenciais. Relatou que a retenção dependia, principalmente, da rigidez da liga e profundidade da área retentiva, mas o atrito a aumentava significativamente. Em princípio, a rigidez do grampo poderia ser aumentada indefinidamente, porém, os limites fisiológicos do dente deveriam ser respeitados. Além disso, este aumento causaria diminuição da deflexão elástica do braço retentivo. Segundo o autor, os requisitos que deveriam ser considerados para o desenho de um grampo ideal seriam: 1) adequada deflexão elástica, para atingir a área retentiva durante a inserção e remoção; 2) rigidez, para produzir retenção; 3) resistência às forças não funcionais ou acidentais e 4) adequada resistência ao cisalhamento na ponta do grampo. O autor concluiu

que grampos com secção uniforme tinham vantagens, como maior deflexão elástica e maior resistência a forças acidentais. Esses grampos deveriam ser selecionados de acordo com o diâmetro do dente, porque a flexão máxima aplicada ao grampo variava de acordo com a dimensão do pilar. Grampos desenhados desta forma teriam, segundo o autor, melhor comportamento.

Também, em 1996, Burnett e Maguire estudaram o planejamento do desenho e posicionamento do canal de alimentação para fundições de PPR. Observaram que o sucesso da fundição dependia de critérios na seleção do canal de alimentação, considerando número, dimensão e local de posicionamento no modelo, para que o metal fluido pudesse escoar e preencher completamente o molde. Relataram que quanto maior o número e volume dos canais, mais rapidamente o metal preencheria o molde. Canais de alimentação volumosos, entretanto, consumiam muito tempo para serem removidos e causavam grande risco de distorção. Muitos defeitos ocorriam no local da junção dos canais, portanto, número excessivo deveria ser evitado. O posicionamento em locais que permitissem o escoamento do metal para todas as áreas, promoveria a solidificação unidirecional, reduzindo a formação de porosidades por solidificação prematura em áreas estreitas. O correto posicionamento dos canais de alimentação não eliminaria totalmente as porosidades, que poderiam ser causadas pela incorporação de gases ou reação com o revestimento. O uso de áreas de escape de ar permitiria o escape dos gases antes da entrada do metal fluido. As porosidades por gases também poderiam ser minimizadas com o aquecimento correto das ligas e fundições em curto intervalo de tempo.

Ainda, em 1996, Mülders, Darwish e Holze analisaram a influência da composição e método de fundição sobre a corrosão eletroquímica de ligas à base de paládio (paládio-cobalto, paládio-prata e paládio-cobre) e ligas alternativas (cobalto-cromo e níquel-cromo). As amostras foram fundidas por vários métodos: centrifugação após fusão (chama ou

indução), vácuo-pressão após fusão por resistência (com e sem atmosfera inerte). Os resultados mostraram que ligas com alto teor de cobre tinham solidificação globular com grãos grosseiros. Com aumento do conteúdo de paládio e diminuição do cobre, a estrutura granular se tornava mais fina. As ligas de metais não preciosos mostraram estrutura dendrítica grosseira. Foram encontradas mudanças na estrutura cristalográfica devido às diferentes composições das ligas. As de níquel-cromo apresentaram baixa resistência à corrosão. Através dos resultados obtidos, os autores concluíram que diferentes métodos de fundição não resultaram em mudanças sistemáticas na estrutura das ligas.

Revisão bibliográfica sobre o titânio foi realizada por Nakajima e Okabe, em 1996. Afirmaram que, nos Estados Unidos, sua aplicação como biomaterial teve início em 1940 quando experimentos com implantes de titânio foram realizados em animais. O uso para prótese dental foi primeiramente registrado em 1977 e, apesar dos estudos sobre fundição e aplicações na área de prótese terem aumentado, ainda são muito limitados. Desde o início das pesquisas vários equipamentos de fundição foram desenvolvidos, mas os problemas de fundição ainda não foram totalmente solucionados.

Vallittu e Luotio, em 1996, realizaram estudo para determinar o efeito de uma superfície de liga de Co-Cr fundida sobre uma barra de titânio na resistência à fadiga por deflexão e na dureza superficial do titânio. A liga de Co-Cr foi fundida pelo método de cera perdida em máquina de fundição por indução. A barra de titânio foi fletida 0,50 mm em intervalos de 300 milissegundos. A superfície fraturada foi examinada através de microscopia eletrônica de varredura e a dureza Vickers (VHN) foi determinada em três diferentes mensurações executadas para cada corpo-de-prova. A força necessária para causar uma flexão de 0,5 mm na barra de titânio foi de 2,3 N e para a barra com Co-Cr foi de 6,9 N. Foram necessários 13770 ciclos para causar fratura por fadiga na barra de titânio e na barra com Co-Cr 8380 ciclos. A dureza superficial foi de 178,0 VHN para a barra de titânio e para a barra de

Co-Cr, de 329,8 VHN. Os autores concluíram que a superfície de Co-Cr diminui a resistência à fadiga e aumenta a dureza superficial do titânio. Segundo os autores, essa diminuição da resistência à fadiga pode ser explicada por vários fatores como: reação do titânio com o revestimento, mudança na estrutura dos grãos, reação com o oxigênio e hidrogênio e transformação cristalográfica.

Em 1996, Vallittu e Miettinen estudaram a duração da fundição por indução de uma liga de Co-Cr e seu efeito sobre a resistência à fadiga por deflexão de grampos. Para este estudo, foram utilizados padrões pré-fabricados de grampos com braço de 5 mm, que foram fletidos 0,6 mm em intervalos de 300 milissegundos. Depois de fraturados, os grampos foram analisados por microscopia eletrônica de varredura e a dureza Vickers foi medida. A microscopia eletrônica de varredura demonstrou que grampos com elevada resistência à fadiga possuíam microestrutura grosseira. A dureza superficial também foi maior para os grampos com maior resistência à fadiga. Os autores concluíram que, embora o superaquecimento aumente o número de porosidades nos grampos, aqueles com maior tempo de fusão foram os que apresentaram maior resistência à fadiga.

A necessidade de pesquisas e acompanhamento a longo prazo das peças em titânio foi ressaltada por Wang e Fenton, em 1996. Os autores relataram que a tentativa de substituir as ligas de ouro por titânio na Odontologia tem se tornado promissora, pois este é um material economicamente viável e prontamente disponível (quarto metal mais abundante na crosta terrestre). No entanto, as técnicas de usinagem, fundição, soldagem e facetamento para prótese dental são novas. Segundo os autores, o aumento do uso do titânio para prótese depende de pesquisas e análises clínicas que comprovem sua efetividade como equivalente ou mesmo superior a outros metais.

Berg (1997) analisou a opinião de dentistas sobre o aspecto e comportamento clínico de próteses confeccionadas em titânio. Relatou que, na Noruega, apenas um laboratório

produzia próteses em titânio. A produção comercial dessas próteses teve início em 1988 e, até 1995, mais de 10000 unidades (coroas unitárias e próteses parciais fixas) tinham sido confeccionadas. Todas estas fundições foram realizadas sob atmosfera de argônio com injeção da liga por centrifugação (O'Hara Co. Ltd., Japão). Para realização da pesquisa foram enviados questionários a 72 dentistas, porém, 64 responderam de forma completa. Os resultados mostraram que o principal fator que levava o dentista a escolher o titânio era o baixo custo, seguido da biocompatibilidade, baixo peso e baixa condutibilidade térmica. As principais desvantagens estavam relacionadas com dificuldades técnicas e problemas estéticos. Segundo o autor, apesar de alguns problemas, o comportamento clínico apresentado pelo titânio foi amplamente satisfatório.

Com o objetivo de avaliar se as porosidades e defeitos na fundição estavam relacionados com a mudança da força retentiva de grampos de PPR, Bridgeman et al. realizaram um estudo em 1997. Foram utilizados: titânio comercialmente puro, liga de titânio e liga de Co-Cr em duas retenções 0,25 mm e 0,75 mm. Foram confeccionados seis grampos para cada retenção. A força necessária para remover o grampo foi medida em máquina universal de ensaios, com velocidade de 10 mm/minuto. Após a medida inicial, os grampos foram submetidos a 500 ciclos e readaptados ao modelo, sendo realizada nova medida. Este procedimento foi repetido 10 vezes para simular três anos de uso clínico. Foram realizadas radiografias e microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que não existe diferença estatística entre os grampos para a retenção de 0,25 mm. Na retenção de 0,75 mm os grampos de Co-Cr tiveram maior força retentiva devido à sua rigidez, o titânio puro teve comportamento semelhante ao Co-Cr e a liga de titânio mostrou menores variações. Os autores concluíram que grampos em liga de titânio, com retenção de 0,75 mm, podem ser utilizados clinicamente, sendo que com esta retenção os grampos em titânio e liga de titânio perderam menos retenção que os de Co-Cr. A análise microscópica não demonstrou

porosidade nos grampos obtidos em liga de Co-Cr, mas havia porosidade evidente para a liga de titânio. Para o titânio puro, havia presença de fendas superficiais, tipicamente localizadas na base e na superfície dos grampos. Não existem, entretanto, evidências de que as fendas colaboram para a falha dos grampos. O exame também revelou que não houve evidência de desgaste para nenhum dos grampos testados.

A influência da soldagem e da refundição na resistência à fadiga de três ligas comerciais de Co-Cr foi estudada por Henriques et al., em 1997. Foram confeccionadas amostras com liga nova e com mistura de liga nova e sobra (50% em peso), metade destas amostras foi cortada e, posteriormente, soldada. O teste de fadiga por deflexão foi realizado em máquina de teste cíclico, as amostras foram submetidas à carga de tensão de 1 Kg e fletidas em 2 graus para cada lado. Observaram que a resistência à fadiga das ligas, novas e refundidas, soldadas ou não, era estatisticamente similar, embora a soldagem diminuísse essa resistência em ambos os casos. As fotomicrografias da superfície da fratura revelaram a presença de inclusões e vazios. Os autores concluíram que a utilização de sobras de ligas reduziria o custo da prótese sem prejudicar sua qualidade, e a soldagem deveria ser utilizada apenas como procedimento temporário.

Iwama e Preston (1997) pesquisaram as propriedades de ligas de Co-Cr acrescidas de titânio em várias porcentagens. Resistência ao escoamento, resistência à tensão, alongamento e módulo de elasticidade foram analisados usando máquina universal de ensaios. Para o teste de fadiga, grampos de PPR foram confeccionados e fletidos em 0,5 mm até a fratura. As amostras foram submetidas à análise microestrutural sob microscopia eletrônica de varredura. A liga com 5% de titânio apresentou os melhores resultados quando comparada à composição clássica do Co-Cr e ao titânio puro, especialmente em relação à flexibilidade. Segundo os autores, isto pode ser devido à uniformidade e ao tamanho dos grãos da liga com 5% de titânio.

Estudos sobre fadiga também foram realizados por Kotake et al., em 1997. Neste trabalho foi pesquisada a resistência à fadiga de grampos fundidos em liga de Ni-Ti, comparados a grampos fundidos em Ti puro, Co-Cr e liga de Au-Ag-Pd-Cu. Para confeccionar os corpos-de-prova foi utilizada uma matriz em aço inox, simulando um primeiro molar superior com retenções de 0,25 mm e 0,50 mm. Foram confeccionados 10 grampos para cada liga, sendo 5 de cada retenção. Os grampos de Ni-Ti e Ti foram fundidos em máquina de fusão por indução sob pressão de argônio e os de Co-Cr e Au-Ag-Pd-Cu foram fundidos em máquina de fusão por indução e centrifugação. Foram realizados, numa máquina universal de ensaios, 1010 ciclos de inserção e remoção, de acordo com a trajetória de inserção determinada pelo delineamento com velocidade de 10 mm por minuto. A força necessária para remover o grampo foi registrada em 6 diferentes intervalos. Na retenção de 0,25 mm os grampos de Co-Cr e Au-Ag-Pd-Cu mostraram diminuição gradual da força retentiva, os grampos em titânio mostraram grande queda na retenção do primeiro para o segundo intervalo, perdendo 33% da força inicial, e os grampos de Ni-Ti mantiveram a retenção constante nos seis intervalos. Situação similar ocorreu para a retenção de 0,50 mm. Observaram que a estrutura granular friável do titânio pode explicar sua baixa resistência à fadiga. Segundo os autores, várias ligas têm características positivas, mas nenhuma é ideal para confecção de grampos de PPR. Concluíram que os grampos de Ni-Ti são adequados para PPR, porque a deformação permanente é significativamente menor durante a função, mas ressaltaram que novos estudos devem ser realizados para estabelecer critérios de segurança, longevidade e eficácia.

Mori et al., em 1997, descreveram procedimentos laboratoriais para a confecção de estruturas similares de PPR em titânio e Co-Cr. As estruturas foram pesadas e as confeccionadas em titânio, radiografadas. Observaram que não houve falhas em nenhuma das estruturas de Co-Cr durante a fundição, porém, para as de titânio obtiveram sucesso de 60%.

Segundo os autores, defeitos internos podem existir nas fundições de Co-Cr, mas há grande dificuldade de inspecioná-los radiograficamente devido a densidade dessas ligas. A diferença de peso das estruturas de titânio e Co-Cr foi de 1,3 para 3,9 g respectivamente. Concluíram que o maior problema na fundição do titânio está na diferença entre a alta temperatura de fusão e a baixa temperatura do molde, o que implica na rápida solidificação do metal fundido. Relataram também a busca por revestimentos estáveis sob temperaturas mais altas.

Sato et al. (1997) observaram que fator importante para o sucesso da PPR é a força retentiva do grampo. Por esse motivo, estudaram os coeficientes de fricção entre dentes pilares, restaurados ou não, e grampos de diferentes materiais e seu efeito na retenção. Foram analisados três ligas para o grampo (ouro tipo IV, paládio e Co-Cr) em duas situações (polidos e jateados), e quatro materiais para o dente pilar (esmalte, porcelana, ouro tipo IV e paládio), em três condições (seco, em água e em saliva). Observaram que a força retentiva aumenta linearmente com o aumento do coeficiente de fricção entre o material do dente pilar e do grampo. Os coeficientes de fricção variaram de 0,08 N/mm (grampo em Co-Cr polido, dente pilar em ouro tipo IV, a seco) a 0,37 N/mm (grampo em Co-Cr jateado, dente pilar em paládio, a seco). Os autores sugeriram que o desenho do grampo deve ser mudado de acordo com o material restaurador do dente pilar.

Em 1997, Thomas, Lechner e Mori observaram que as dimensões dos grampos de PPR, baseadas em 50 anos de confecção de próteses em Co-Cr, promovem forças retentivas completamente diferentes quando comparados aos de titânio com o mesmo desenho. Segundo os autores, aparentemente não existe necessidade de reconsiderar o desenho e as dimensões das estruturas em titânio para aumentar a rigidez. Preferivelmente, as dimensões dos retentores confeccionados em Co-Cr mereceriam reconsiderações, mas isto é difícil dentro das técnicas de fundição correntemente utilizadas. Muitos desenhos de grampos pré-fabricados usados para Co-Cr foram desenhados para ligas de ouro, que possuem flexibilidade ideal, com

módulo por volta de 90 GPa. Flexibilidade similar é conseguida com fundições em titânio (85-105 GPa), e isto significa que o titânio pode ser utilizado em substituição às ligas de ouro, por uma fração do seu custo.

Também em 1997, Vallittu comparou a resistência transversal e ductilidade de barras em liga de Co-Cr que foram fundidas por indução, com vários tempos de fusão. Também foi utilizada a análise em microscópio eletrônico de varredura e energia dispersiva espectroscópica para determinar a composição das amostras. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os vários períodos de fusão, mas os autores observaram que o maior tempo de fusão aumentou o tamanho dos grãos na liga sólida, elevando sua ductilidade. A composição da liga também sofreu mudança devido à vaporização de alguns componentes, como o silício. O autor concluiu que boa resistência à fadiga por deflexão está relacionada ao aumento da ductilidade da liga de Co-Cr.

O efeito da diferença de pressão, durante a fundição, nas propriedades mecânicas e nas porosidades do titânio cp foram testados por Watanabe et al., em 1997. Para este estudo, corpos-de-prova com 20 mm de comprimento e 2,9 mm de diâmetro foram incluídos, levados ao forno por aproximadamente 12 horas e, posteriormente, fundidos. A máquina usada para fundição é composta de duas câmaras, sendo a superior, a câmara de fusão e a inferior, a câmara onde o molde é posicionado. Foi realizado vácuo em ambas as câmaras (6×10^{-2} torr) e argônio foi introduzido dentro da câmara de fusão nas seguintes pressões: 50, 150, 300 e 450 torr. Para a avaliação das porosidades foram realizados exame radiográfico convencional e análise quantitativa. A resistência à tensão e o alongamento foram medidos em máquina universal de ensaios, a superfície fraturada foi analisada através de microscopia eletrônica de varredura e também foi registrada a dureza Vickers. Os resultados mostraram que, quando foram utilizadas pressões de 300 e 450 torr, houve aumento na porosidade interna e redução das propriedades mecânicas do titânio, como resistência à tensão e alongamento. Os melhores

resultados, tanto em relação às propriedades físicas quanto ao número de porosidades, foram conseguidos quando se utilizou pressão de 150 torr. Os autores concluíram que quando a diferença de pressão é muito grande, ocorre turbulência no metal durante a fundição, e isto é responsável pelo aumento do número de porosidades.

Canay et al., em 1998, analisaram o desempenho clínico, acúmulo de placa e resistência à oxidação de estruturas de titânio. Compararam, também, a corrosão eletroquímica de fundições de titânio, que não haviam sido colocadas em meio bucal, com estruturas de Co-Cr e titânio que haviam sido deixadas 6 meses nesse meio. Foram realizadas análises eletroquímicas de todas fundições e observação da cavidade bucal dos pacientes que usaram as próteses. Os resultados mostraram que as fundições de titânio tiveram níveis de corrosão mais baixos que das próteses utilizadas previamente, e que as ligas de Co-Cr tiveram o menor índice de corrosão. Segundo os autores, isto é explicado pelo fato do titânio apresentar maior número de porosidades superficiais. As ligas de Co-Cr podiam receber melhor acabamento, tendo assim, superfície mais homogênea. Mesmo sendo um metal passivo, o titânio poderia sofrer corrosão, devido às inclusões e possível incorporação de agentes contaminantes durante o processo de fundição. Os autores ressaltaram que o estudo era bastante limitado devido ao pequeno período de observação, mas concluíram que o titânio constituía uma opção, principalmente para pacientes alérgicos ao cobalto, cromo e níquel. Relataram que, através da melhoria das técnicas de fundição, poderia ser obtida microestrutura mais homogênea para o titânio, potencializando, assim, seu uso para a prótese dental.

Em 1998, Ferenczi et al., avaliaram as características do titânio comercialmente puro através da espectroscopia fotoelétrica (XPS), difração de RX (XRD) e microscopia eletrônica de varredura (SEM). Os corpos-de-prova foram fundidos por arco elétrico e centrifugação no sistema OHARA, após a fundição, os corpos-de-prova foram jateados e alguns receberam

polimento metalográfico. A difração de RX revelou que as amostras fundidas consistiam essencialmente de titânio puro composto principalmente de fase α , mas traços de fase β também foram detectados. A microscopia eletrônica de varredura revelou que, após a desinclusão, as amostras tinham superfície áspera cobertas por partículas de revestimento, sendo que o lado da fundição que havia entrado em contato com o revestimento tinha cor negra, provando sua reação com o titânio.

O efeito da água e da saliva na resistência à fadiga de ligas de Co-Cr foi avaliado por Lassila e Vallittu, em 1998. Neste estudo, barras foram submetidas ao teste de fadiga por deflexão constante em ambiente seco, com água e com saliva artificial. Para verificar se houve corrosão da liga, a água e saliva foram analisadas. A superfície fraturada da barra foi analisada por microscopia eletrônica de varredura e energia dispersiva espectroscópica. Os resultados mostraram que a resistência à fadiga em ambiente seco foi de 78000 ciclos, com saliva artificial 59000, com água 36000 e que havia pequena quantidade de cobalto na água e na saliva artificial. Observaram que a resistência à fadiga em saliva artificial foi maior que na água. Segundo os autores, isto ocorre porque a saliva tem menor efeito redutor que o da água, devido a componentes inorgânicos, como o fosfato, que poderiam inibir o mecanismo de corrosão da liga de Co-Cr. Concluíram que a liga de Co-Cr em ambiente úmido tem menor resistência à fadiga, provavelmente, devido à corrosão.

Também, em 1998, Ribeiro verificou o comportamento de ligas de Co-Cr frente à utilização de sobras da primeira fusão, desde 100% de liga nova até 100% de sobra, em incrementos de 25% (em peso). Realizou ensaio de tração, dureza superficial Rockwell 30 N e ensaio de fadiga. A análise conjunta dos valores de resistência (limite de proporcionalidade e limite de resistência à tração), alongamento percentual e dureza superficial sugere que a utilização de sobras da 1ª fusão, desde que não haja contaminação pelo revestimento nem queima da liga, não altera de maneira substancial o comportamento observado. O ensaio de

fadiga, simulando o uso de estruturas de PPR, demonstrou que a variação dos níveis de força, observados ao longo do tempo de simulação para cada condição experimental utilizada, permanece dentro de uma faixa adequada para a preservação da capacidade retentiva dos grampos e dos elementos dentais a que estão relacionados. Concluiu que embora a refundição em princípio fosse possível, recomenda-se a utilização de liga nova para maior segurança quanto aos resultados obtidos. Ressaltou que ainda era necessário o aperfeiçoamento do processo de fundição das ligas de Co-Cr, especialmente sob chama, no intuito de assegurar a obtenção de resultados satisfatórios.

Wu et al., em 1998, observaram que as porosidades, freqüentes nas fundições de titânio, ocorriam devido à contração ou por aprisionamento de gases. Utilizando um software comercial, simularam o preenchimento do molde, o processo de solidificação e a tendência de contração de duas coroas unidas por uma barra. Os resultados da simulação foram comparados aos obtidos através de fundição por centrifugação. Relataram que para se prevenir porosidades por contração deve-se confeccionar canal de alimentação adequado que promova solidificação direcional da fundição. Concluíram que existe correlação entre os dados da simulação numérica e os experimentais e sugeriram o desenvolvimento da técnica de simulação numérica para auxiliar os laboratórios no desenho das fundições odontológicas.

Em 1999, Al-Mesmar et al. avaliaram a influência de três diferentes desenhos de canal de alimentação sobre a presença de porosidades em estruturas de titânio. Os autores observaram que porosidades podem ocorrer por vários motivos como: 1) contração da liga e apreensão de gases durante a solidificação; 2) porosidade do revestimento, a qual facilita o escape de gases do molde e 3) alta pressão de argônio, que teoricamente produz mais força para empurrar o titânio fluido para dentro do molde, expelindo os gases. Através deste estudo, os autores concluíram que o desenho do canal de alimentação deve se adaptar às propriedades específicas do titânio e que, entre os desenhos apresentados, não houve diferenças

estatisticamente significantes quanto ao número de porosidades. Quanto à ocorrência de defeitos na fundição, houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,5$) entre os desenhos utilizados. Para o canal de alimentação com câmara de compensação não houve detecção de defeitos, para aqueles sem câmara 20% das estruturas eram defeituosas e para o circular, 60% apresentavam defeitos.

A capacidade retentiva de grampos tipo “T” foi avaliada por Costa, Bonachela e Carvalho em 1999. Os autores compararam grampos confeccionados em titânio e liga de Co-Cr. Foram confeccionados dez grampos para cada condição com retenção de 0,25 mm. Os corpos-de-prova em Co-Cr foram fundidos por centrifugação, sem atmosfera controlada e os de titânio foram fundidos na mesma máquina, sob atmosfera de argônio. Realizaram 5400 ciclos de inserção e remoção, em máquina de costura, com velocidade de cinquenta ciclos por minuto. Os testes de resistência ao deslocamento por tração foram realizados em ambiente seco e úmido com saliva artificial nos seguintes intervalos de tempo: inicial, 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos. Nos testes de resistência ao deslocamento, valores próximos ou inferiores a 0,3 Kgf apresentavam pouca resistência ao deslocamento, o que em situação clínica levaria à remoção da prótese durante a função. Depois de 5 anos de uso simulado, 70% das estruturas de Co-Cr ainda apresentavam retenção superior a 0,3 Kgf e somente 40% das estruturas em titânio apresentaram retenção superior. A análise estatística mostrou que não houve diferença entre as armações de titânio e Co-Cr, tanto em ambiente seco quanto umedecido. Os autores ressaltaram que o custo de PPR em titânio é 50% maior e embora este não seja um fator determinante, deve ser avaliado em função do custo/benefício da prótese, buscando consenso entre valor significativo, tempo de uso e vantagens técnicas.

Continuando seus estudos sobre a ocorrência de porosidades em fundições de titânio, Wu et al., em 1999, observaram que a formação de porosidades é muito influenciada pela temperatura de preaquecimento do molde. Em uma fundição com molde a 300⁰ C, a

solidificação começa a acontecer em 0,57 segundos, resultando na formação de muitos poros difusos. Porém, um tempo longo de contato entre metal fluido e revestimento pode levar a formação de produtos de reação (gases) no interior da fundição. Concluíram que ainda não existe temperatura ideal para o molde, mas os melhores resultados deste estudo foram obtidos com molde a 500⁰ C.

Henriques (2000) relatou que, devido a propriedades como biocompatibilidade e alta relação resistência/peso, tem-se iniciado o uso do titânio e suas ligas na confecção de coroas e estruturas de PPR. O autor avaliou, comparativa e longitudinalmente, a deformação plástica de grampos e rugosidade superficial de estruturas de PPR, confeccionadas em titânio cp e liga de Ti-6Al-4V, após período de 6 e 12 meses de uso, confrontando os resultados com estruturas fundidas em ligas de Co-Cr-Mo. A rugosidade superficial média foi avaliada por rugosímetro, anteriormente à instalação da prótese e após 6 e 12 meses de sua utilização. A deformação plástica dos grampos foi calculada em porcentagem de alteração linear entre suas extremidades, mediante comparação da distância inicial com a obtida após os períodos de utilização. Observou que as estruturas de titânio puro e liga de Ti-6Al-4V apresentaram-se menos rugosas na medida em que o tempo de avaliação prolongava e após 6 meses de avaliação, as estruturas em titânio puro tornaram-se semelhantes estatisticamente àquelas de maior lisura superficial, fundidas em Co-Cr-Mo. Quanto à deformação plástica dos grampos não foram verificadas diferenças estatisticamente significantes entre os materiais envolvidos. Em relação aos diferentes períodos de avaliação, houve aumento numérico de deformação com o crescimento do tempo de uso, porém, para os três materiais não houve diferenças estatisticamente significantes.

Também em 2000, Lombardas et al. compararam a precisão das margens de fundições produzidas com a técnica convencional de inclusão com anel metálico com a técnica sem anel. Foram fundidas coroas em liga de paládio e avaliadas a adaptação marginal em

microscópio ótico de 100X. Os autores observaram que, quando seguidas as recomendações do fabricante, fundições sem anel metálico tiveram menor discrepância marginal. Segundo os autores, embora a técnica com anel metálico seja clinicamente aceita e permita a confecção de fundições precisas, ele restringe a expansão térmica e de presa do revestimento, que é necessária para compensar a contração de solidificação do metal. Concluíram que a técnica sem anel pode ser usada com sucesso na confecção de próteses.

Estudos sobre a influência do método de fusão na fusibilidade do titânio cp foram realizados por Watanabe et al., em 2000. Foi avaliada a eficiência do método de fundição (centrifugação e vácuo-pressão com duas câmaras) na fusibilidade do titânio cp utilizando como comparação ligas de ouro tipo IV e Ni-Cr. Foram fundidos corpos-de-prova em forma de disco e tela. Para a fundição por centrifugação foi utilizada centrífuga com rotação de 3000 rpm e na fundição por vácuo-pressão foi utilizado vácuo de 6×10^{-2} torr e o argônio foi introduzido até que a diferença de pressão entre as duas câmaras fosse de 150 torr. As ligas de ouro e Ni-Cr foram fundidas em centrífugas convencionais. As porosidades internas foram avaliadas com RX odontológico. Os autores observaram que o tipo de equipamento afeta a fusibilidade. Tanto o teste de fusibilidade quanto as radiografias mostraram que a máquina de centrifugação produziu fundições muito mais perfeitas. Segundo os autores, um fator importante parece ser a força exercida pelo metal durante a fundição, pois quando se funde o titânio por centrifugação, a força é 40 a 60 vezes maior que na diferença de pressão. Esta maior força da centrífuga também faz com que bolhas grandes no metal líquido possam escapar rapidamente, fazendo com que as fundições apresentem porosidades menores e mais distribuídas. Os autores concluíram que quando se utiliza centrífuga de alta velocidade, seguindo as recomendações do fabricante, a fusibilidade do titânio cp é similar à das ligas de ouro e Ni-Cr fundidas por meios convencionais.

Zavanelli et al. (2000) estudaram a resistência à fadiga do titânio puro e da liga Ti-6Al-4V em diferentes meios de armazenagem (sem a presença de meios, em saliva artificial e em saliva artificial fluoretada). Foram obtidas trinta amostras para cada um dos materiais, com geometria semelhante a um halteres e o ensaio de resistência à fadiga foi realizado em máquina universal de ensaios. Após a fratura, o número de ciclos foi registrado e a superfície de fratura analisada sob microscopia eletrônica de varredura. Com base nos resultados obtidos, os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre o titânio puro e a liga Ti-6Al-4V, independente do meio de armazenagem. Os resultados revelaram grande redução na resistência à fadiga quando soluções estão presentes, mostrando que o ambiente no qual o material está sujeito constitui fator crítico na determinação da fadiga. Os autores concluíram que a presença de soluções de armazenagem diminuiu a resistência à fadiga para ambos os materiais, sendo que a saliva artificial fluoretada pareceu mais agressiva, apesar de não terem sido encontradas diferenças estatísticas em relação à solução de saliva artificial.

Em 2000, Zinelis comparou o efeito da pressão de hélio, argônio, kriptônio e xenônio na porosidade, microestrutura e propriedades mecânicas do titânio cp. Foram fundidos oito grupos de amostras retangulares em máquina de duas câmaras, utilizando os gases anteriormente citados com pressão de 0,5 e 1atm. Foram realizadas radiografias, medida a dureza Vickers, teste de resistência à tensão e analisada a estrutura granular através da microscopia. A análise de variância mostrou que não houve interação significativa entre o tipo de gás e a pressão utilizada. A porosidade foi maior para o grupo do gás hélio e os grupos de kriptônio e xenônio não apresentaram porosidades. A microestrutura foi a mesma para todos os grupos testados. A dureza da pastilha de titânio foi maior que todos os grupos com exceção dos grupos de kriptônio e xenônio, que apresentaram os mesmos valores. O autor relatou que gases mais leves demonstram maior velocidade de difusão no metal líquido, aumentando as

porosidades. A dureza foi a propriedade mais afetada pela variação do gás e da pressão. A atmosfera de hélio aumentou a porosidade e a dureza, então não deve ser utilizado para fundições de titânio e o xenônio tem custo elevado. Segundo o autor, o kriptonio parece ser uma alternativa ao argônio porque diminui a ocorrência de porosidades e a dureza, facilitando a produção laboratorial de peças em titânio.

A precisão e a microestrutura superficial de estruturas de PPR, fundidas em titânio cp e cobalto-cromo foram comparadas por Jang, Youn e Kim, em 2001. Para análise da superfície e da rugosidade foi utilizado microscópio, as porosidades foram analisadas em equipamento radiográfico e, para o estudo das microporosidades, as estruturas foram cortadas em quatro posições. A adaptação das estruturas foi aceitável e não houve diferença estatística entre as rugosidades dos dois materiais. O número de porosidades foi limitado e a distribuição foi relativamente a mesma. Segundo os autores, a análise radiográfica não é precisa porque permite apenas visão bi-dimensional e a resolução não é alta suficiente para revelar pequenos poros. As estruturas de titânio tinham a superfície mais áspera e cortante, segundo os autores isto é resultado das mudanças térmicas causadas pelas altas temperaturas de fundição, mas não existe diferença clínica na lisura externa das estruturas após o polimento. Os autores concluíram que o titânio cp tem características clínicas desejáveis para ser usado em próteses parciais removíveis convencionais.

Ribeiro, em 2001, comparou o comportamento de grampos circunferenciais obtidos em titânio cp e liga de Co-Cr quanto a força de retenção por um período de uso simulado de 5 anos. As estruturas metálicas foram obtidas a partir de enceramento com padrões de cera, pré-fabricados, posicionados sob retenção de 0,25, 0,50 e 0,75 mm para cada material. O titânio cp foi fundido em máquina de vácuo-pressão e a liga de Co-Cr em máquina de indução eletromagnética-centrifugação, ambos sob vácuo e atmosfera de argônio. Para o ensaio de fadiga foi utilizada máquina de inserção e remoção da estrutura metálica conectada a um

computador que registrava a força necessária para remoção dos corpos-de-prova. O autor concluiu que para todas as condições experimentais utilizadas, os níveis de retenção registrados foram próximos e houve manutenção da capacidade retentiva dos grampos por todo o período do ensaio. Para a liga de Co-Cr confirmou-se a contra-indicação do uso da retenção 0,75 mm em função do nível exagerado de força registrado e da ocorrência de deformação permanente evidente.

Em 2001, Rivas G. relatou que desde que começaram a ser confeccionadas estruturas em liga de Co-Cr, a demanda tem aumentado de forma progressiva. Ressaltou que é de grande importância o controle da qualidade das estruturas com o propósito de aperfeiçoar a confecção dessas próteses. O autor propôs inspeção visual e radiográfica para estudo e avaliação das estruturas de PPR. Realizou inspeção visual com lupa (aumento de 4X) e avaliação de radiografias obtidas em aparelho odontológico regulado para 1 mA, 90 kV e tempo de exposição de 3,5 segundos. A análise das radiografias foi realizada em negatoscópio sob lupa. A inspeção radiográfica permitiu detectar uma quantidade significativa de falhas que não puderam ser vistas na inspeção visual. Com relação aos elementos que compõe a PPR, a maior concentração de falhas ocorreu no conector maior e apenas 25,93% das estruturas não apresentaram falhas. Concluiu que é necessária a avaliação radiográfica de todas as estruturas para detectar falhas antes da instalação da PPR.

A influência da direção dos *sprues* auxiliares na porosidade de grampos circunferenciais de PPR em titânio foi investigada por Baltag et al., em 2002. Foram enceradas estruturas mandibulares utilizando dois desenhos para os *sprues* auxiliares: reto e com curva de 5 mm. As fundições foram realizadas em máquina de uma câmara e as porosidades foram analisadas através de radiografias feitas com 70 kV, 1 mA e tempo de exposição de 80 segundos. As radiografias foram digitalizadas, sendo o número e tamanho dos poros verificados por computador. Observaram que o número de poros foi menor no

braço lingual com *sprue* curvo porque o metal fluido bate no plano guia e se divide em parte iguais, no *sprue* reto o metal escoia pelo braço vestibular, enquanto o lingual recebe quantidade de metal insuficiente para empurrar o argônio. Os poros encontrados são lisos, sugerindo a incorporação de gases. Os autores concluíram que as porosidades são diretamente influenciadas pelo escoamento do metal, o qual pode ser controlado pelo desenho do *sprue*.

Bauer et al., em 2002, descreveram as propriedades e revisaram métodos e técnicas de fundição do titânio. Relataram que nas últimas décadas muitos estudos têm sido realizados com objetivo de aperfeiçoar a técnica de fundição, já que vários fatores como a baixa densidade, alta temperatura de fusão e grande reatividade dificultam o processo. Quanto ao uso das máquinas do sistema vácuo-pressão, os maiores problemas estão relacionados aos valores de pressão usados para injeção da liga, pois valores muito altos produzem maior número de porosidades e propriedades mecânicas inferiores, devido ao maior turbilhamento do metal e conseqüente incorporação de gases. Segundo os autores, quando se comparam diferentes máquinas de fundição, verifica-se que os resultados são similares. Estudos que comparam diferentes sistemas de injeção da liga fundida sempre baseiam no controle de porosidades e basicamente três fenômenos podem explicar a sua ocorrência: 1) grande diferença de pressão entre a câmara de fundição e do molde, 2) velocidade muito alta de injeção da liga, 3) resfriamento brusco do metal. Ressaltaram que a presença de porosidades em locais críticos da peça protética, como braço dos grampos e conectores, pode levar ao comprometimento do seu sucesso clínico. Concluíram que o titânio e suas ligas são indicados para confecção de próteses fixas e removíveis, mas o alto custo dos equipamentos e revestimentos acaba desestimulando seu uso rotineiro.

Avaliação radiográfica de estruturas de PPR em titânio cp foi realizada por Cecconi et al., em 2002. Foram fundidas 300 estruturas em máquina de câmara simples com pressão de argônio, incluídas em revestimento a base de óxido de magnésio. As radiografias foram feitas

em unidade laboratorial de raios X com filme Polaroid 990, utilizando tempo de exposição de 2 segundos para estruturas maxilares e 2,5 para mandibulares. A maioria das fundições tinha alguma inclusão de argônio e baseado no número, localização e tamanho das inclusões, as estruturas foram classificadas em: tecnicamente aceitável para uso clínico, tecnicamente aceitável após modificações com solda laser e inaceitáveis. Das 300 estruturas, 250 estavam tecnicamente aceitáveis, pois possuíam nenhuma ou poucas porosidades em áreas não críticas, 41 estavam aceitáveis após correções com solda laser e 9 estavam inaceitáveis. Concluíram que 97% das estruturas confeccionadas estavam aceitáveis em relação a fundição sugerindo que o titânio pode ser utilizado rotineiramente.

Eisenburger e Addy (2002) compararam vários aparelhos de raios X utilizados para avaliar a qualidade das fundições. Afirmaram que a qualidade das radiografias e a visibilidade dos vazios dependem da combinação do metal a ser analisado e da voltagem da unidade de raios X. Os aparelhos médicos de raios X usualmente trabalham com voltagem de 150 kV, os odontológicos de 70 a 80 kV e as unidades laboratoriais com 70 kV. Essas unidades laboratoriais são seguras, não necessitam de processamento radiográfico e funcionam de maneira similar às unidades odontológicas. Neste estudo, foram realizadas radiografias de próteses em liga de ouro, Co-Cr e titânio cp em condições padronizadas e com padrão radiográfico ao lado do objeto teste. Observaram que o aparelho odontológico penetra apenas em áreas finas nas superfícies das ligas de ouro, entretanto, ligas de Co-Cr podem ser mais facilmente penetradas, mas o equipamento médico fornece melhores resultados e o titânio pode ser visualizado facilmente. Concluíram que o teste radiográfico é um método simples e aceitável para detectar a qualidade das fundições. Aparelhos convencionais de raios X odontológicos são aceitáveis para Co-Cr e titânio, mas para ligas de ouro é necessário aparelho médico com 120 kV.

Luo et al., em 2002, avaliaram a fusibilidade, microdureza e a camada de reação do titânio cp. Relataram que devido a alta reatividade, o titânio tem sido fundido com revestimentos especiais, entretanto, esses revestimentos são muito caros e tem expansão insuficiente. Neste estudo, as amostras foram incluídas em revestimento fosfatado e metade dos corpos-de-prova foi coberta com zirconita antes da inclusão. As fundições foram realizadas em máquina de centrifugação e vácuo-pressão, desenvolvida pelos autores. As amostras foram radiografadas em aparelho com 100 kV, 10 mA e tempo de exposição de 2 minutos. A microdureza foi maior para as fundições feitas diretamente com revestimento fosfatado e pode ser resultado de elementos intersticiais como oxigênio, nitrogênio e hidrogênio. A espessura da camada de reação foi menor que 35 μm para as amostras com cobertura de zirconita e maior que 50 μm para as sem cobertura. O revestimento foi facilmente removido das fundições, a fusibilidade foi satisfatória e as porosidades foram poucas e ocorreram principalmente na junção com o *sprue*.

Em 2002, Rocha realizou um estudo com objetivo de avaliar se os tratamentos térmicos podem alterar a resistência à tração e a dureza Vickers do titânio cp e da liga Ti-6Al-4V. Foram confeccionados 30 corpos-de-prova em forma de halteres fundidos no sistema Rematitan. Esses foram divididos aleatoriamente em três condições de tratamento térmico: controle, T1 (aquecimento a 750° C por 2 horas) e T2 (recozimento a 955° C por 1 hora e envelhecimento a 620° C por 2 horas). O autor observou que quando se compara a estrutura do metal não fundido com a estrutura fundida nota-se claramente que o processo de fundição provoca mudanças na estrutura cristalina do metal, indicando que a fundição pode alterar as propriedades mecânicas do titânio cp e das ligas a base de titânio. Concluiu que a diversidade de temperaturas, método de resfriamento, condições de pressão e controle de atmosfera, adotados nos inúmeros tratamentos térmicos empregados para o titânio cp, podem induzir complexas transformações de fase. Ressaltou e que existe a necessidade de estudos no sentido

de desenvolver condições de tratamento térmico que promovam melhoras efetivas nas propriedades das estruturas de prótese em titânio fundido.

Rodrigues et al., em 2002, avaliaram a utilização do titânio para confecção de grampos circunferenciais de prótese parcial removível, comparando-o a duas ligas comerciais de cobalto-cromo. Foram realizados análise radiográfica e ensaio simulando o uso da estrutura metálica pelo período de cinco anos. As fundições de titânio foram realizadas em máquina de plasma/vácuo-pressão e as de Co-Cr em máquina de indução eletromagnética e centrifugação. Todos os corpos-de-prova foram radiografados em aparelho de raios X odontológico. O ensaio de simulação de uso foi realizado em máquina que simulou a inserção e remoção da prótese pelo paciente, registrando a força necessária para cada um dos movimentos. As radiografias indicaram que 20% dos corpos-de-prova em titânio apresentaram porosidades que impediram o uso, isto pode ter sido causado pela grande pressão de argônio ou pela diferença de temperatura entre molde e metal fluido. Os grampos de titânio com retenção de 0,25 mm apresentaram retenção bem mais baixa que os de Co-Cr, considerando que o ensaio foi feito em ambiente seco e com grampos não polidos, a retenção de 0,25 mm para o titânio pode não ser aceitável clinicamente. Com retenção de 0,50 mm, os grampos de titânio apresentaram valores de força intermediários aos de Co-Cr 0,25 mm, sugerindo sucesso em seu uso clínico. Os valores de força observados no final de todos os ensaios foram maiores que os iniciais, mostrando que não houve deformação permanente e indicando a capacidade retentiva dos grampos após cinco anos de uso simulado.

O efeito da variação da fonte de fusão sobre o comportamento de grampos circunferenciais da PPR foi avaliado por Silva et al., em 2003. Os grampos foram obtidos em ligas de Co-Cr e fundidos sob chama direta e indução. Os resultados obtidos, após ensaio de fadiga, mostraram que tanto a liga quanto o método de fundição alteram o comportamento mecânico observado para a estrutura metálica, no entanto, sem significância estatística

importante. As ligas estudadas tiveram aumento nos valores de carga quando fundidas por indução, sugerindo que este método melhora a resistência à fadiga das ligas, mas as fundições sob chama de gás-oxigênio também apresentaram bons resultados. Os autores destacaram que os dois métodos mantiveram a capacidade retentiva dos grampos em níveis adequados, embora pelo método de fundição sob chama direta tenha sido evidenciada maior oscilação dos resultados.

A influência do argônio na aderência do revestimento à superfície do metal e no tamanho dos grãos foi avaliada por Traini et al., em 2003. Foram confeccionados 20 *copings* em liga de Au-Pd-Ag, sendo 10 *copings* com pressão de argônio e 10 com pressão de ar. Todos os corpos-de-prova foram analisados por microscopia eletrônica de varredura e densitometria. As amostras fundidas sob pressão de argônio tiveram menos aderência do revestimento e os grãos aumentaram significativamente. Segundo os autores, a união entre vácuo e pressão de argônio é importante porque diminui quase completamente o oxigênio da câmara de fusão e o argônio melhora a formação das margens. Os autores concluíram que a pressão de argônio minimiza o risco de distorções marginais durante os procedimentos de limpeza porque facilita o acabamento e polimento.

Em 2003, Watanabe et al. destacaram que a fusibilidade é uma propriedade importante que influencia o resultado final da fundição. Os autores estudaram a fusibilidade de 6 metais: Ti cp, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb e de liga experimental de Ti- Cu com três concentrações diferentes de cobre (3, 5 e 10%). As amostras foram incluídas com revestimento à base de magnésio e fundidas com molde em temperatura ambiente utilizando centrífuga com velocidade de 3000 rpm. Os autores encontraram diferenças na capacidade de preenchimento do molde entre os materiais testados. Os melhores resultados foram obtidos com o Ti cp. As ligas de Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb apresentaram os piores resultados de fusibilidade e as ligas

de Ti-Cu falharam no preenchimento das porções finais do molde, por apresentar elevada viscosidade.

Zinelis, Tsetsekou e Papadopoulos, em 2003, avaliaram a microestrutura e o coeficiente de expansão térmica de algumas ligas experimentais de titânio, usadas para confecção de estruturas para metalocerâmicas. Utilizaram o titânio cp e oito ligas com vários elementos. Os corpos-de-prova foram fundidos em máquina de duas câmaras e as porosidades foram analisadas radiograficamente. Observaram que as fundições de titânio produzem camada superficial muito dura (α case), devido a reação do metal com o revestimento e esta camada é menor que 100 μm , quando são utilizados revestimento a base de magnésio. O exame radiográfico mostrou grande número de porosidades e, segundo os autores, isto ocorreu devido aos parâmetros da máquina que foram produzidas para o titânio cp e não para ligas de titânio. Os autores concluíram que o coeficiente de expansão térmica mudou com a adição de outros componentes.

A influência da direção e diâmetro do *sprue* na ocorrência de porosidades em estruturas de PPR em titânio foram avaliados por Baltag, Watanabe e Miyakava em 2004. Foram investigadas três angulações do *sprue* (0° , 30° e 60°) e três diferentes diâmetros (1,5; 2,0 e 2,5 mm). Os modelos foram incluídos em revestimento a base de sílica e alumínio (Titavest) e fundidos em máquina de vácuo-pressão de uma câmara. As estruturas foram radiografadas, as imagens analisadas em computador e divididas nas seguintes categorias: 1) poros pequenos ($> 0,25$ e $< 0,50$ mm de diâmetro), 2) poros grandes ($> 0,50$ mm) e 3) número total de poros independente do tamanho. Os resultados mostraram que poucos poros foram encontrados no braço vestibular e não houve diferença estatística entre os grupos. No braço lingual, o número de poros cresceu com o aumento do diâmetro e da angulação. No conector menor a situação foi inversa, ocorreu diminuição das porosidades com o aumento do diâmetro e da angulação do *sprue*. Os resultados mostraram que o diâmetro e a angulação do *sprue*

pouco afetam a ocorrência de porosidades no braço vestibular, mas afetam diretamente o braço lingual e conector menor. A distribuição das porosidades foi inversamente proporcional entre braço lingual e conector menor, sugerindo que o desenho do *sprue* influencia a localização dos poros dentro do conjunto do grampo, devido a diferença de escoamento do titânio fluido.

Baran (2004) relatou que a resistência à fadiga, das ligas utilizadas para próteses parciais removíveis, é importante quando se considera que esses dispositivos são colocados e removidos diariamente. Nesses momentos, os grampos são deformados à medida que deslizam em torno dos dentes retentores, e a liga é submetida à fadiga. Comparações entre as ligas de cobalto-cromo, titânio e ouro mostram que as ligas de cobalto-cromo possuem uma resistência superior à fadiga; isto é indicado por ser necessário maior número de ciclos para fraturar um grampo. Qualquer procedimento que resulte em aumento de porosidades ou do conteúdo de carvão de uma liga reduz sua resistência à fadiga.

Em 2004, Bezzon et al. avaliaram a rugosidade superficial de ligas de Co-Cr e Ni-Cr submetidas a duas técnicas de fundição, e as comparou a fundições em titânio cp. As amostras em Co-Cr e Ni-Cr foram fundidas por chama de oxigênio-acetileno e por indução a vácuo e as amostras em titânio cp foram fundidas por arco elétrico em atmosfera de argônio. A rugosidade foi analisada em 3 pontos diferentes da amostra e a perda de massa antes e após o polimento também foi analisada através de pesagem em balança de precisão. Os resultados mostraram que a fundição a vácuo proporcionou amostras mais lisas que as fundidas por chama e estas amostras possuem lisura semelhante ao titânio cp. Não houve perda de massa significativa após o polimento das amostras. Os autores ressaltaram que o acabamento e polimento podem compensar a rugosidade resultante do processo de fundição, mas isto poderia afetar a adaptação e a resistência da estrutura, além de demandar maior tempo de trabalho.

Eliopoulos, Zinelis e Papadopoulos, em 2004, avaliaram a ocorrência de porosidades em estruturas de titânio cp fundidos em diferentes máquinas. Os corpos-de-prova foram fundidos em 3 máquinas de vácuo-pressão (Cyclarc II, Dor-A-Matic e Titec 201F) e uma de centrifugação (Easyti). A ocorrência de porosidade foi avaliada através de radiografias e estas foram analisadas através de um programa de computador. Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa entre as quatro máquinas testadas. Os autores ressaltaram que todas as porosidades eram esféricas, indicando incorporação de argônio ao metal. Não foram encontrados poros com formatos irregulares, indicando ausência de porosidade por contração. Segundo os autores, a fundição por centrifugação produz mais poros, mas estes são de tamanho menor que os encontrados nas peças fundidas por vácuo-pressão. Ressaltaram que pelos resultados obtidos, a distribuição das porosidades nas fundições não é uniforme, indicando a necessidade da avaliação radiográfica da peça antes de seu uso clínico, principalmente em áreas como conectores e grampos.

Também, em 2004, Hung et al. avaliaram se a adição de zircônia aos revestimentos a base de magnésio melhoravam a qualidade das fundições do titânio cp. Foram examinadas a discrepância marginal, microdureza, reatividade e porosidades internas. Os resultados mostraram que com a adição de zircônia houve aumento nos valores de expansão térmica e diminuição na reatividade do titânio com o revestimento. Foi observada também menor discrepância marginal nas peças fundidas com zircônia. Segundo os autores, a dureza do titânio é resultado de elementos intersticiais como o oxigênio, nitrogênio e hidrogênio. Com zircônia, a interface da reação foi reduzida e, conseqüentemente, a dureza superficial diminuiu. As porosidades internas foram raras quando utilizado revestimento com zircônia e a boa fusibilidade foi devido provavelmente à superior permeabilidade aos gases. Os autores concluíram que, com pequenos ajustes, os revestimentos modificados com zircônia podem

produzir fundições com melhor adaptação marginal, menor reação com revestimento, menor dureza e menor número de porosidades.

Em 2004, Kim et al. realizaram estudo para determinar se grampos de Ni-Ti mantêm sua força retentiva sob várias condições, incluindo graus de retenção e tamanho dos grampos. Foram confeccionados grampos em liga de Co-Cr, de ouro, Ti-Ni em dois tamanhos 0,8/1,2 mm e 1,4/2,1 mm e em duas retenções, 0,25 e 0,75 mm. Os grampos foram jateados e radiografados. A força necessária para remover os grampos foi medida em máquina de ensaios universais a cada 500 ciclos, simulado 3 anos de uso clínico da estrutura. A superfície interna dos grampos foi analisada por microscopia eletrônica de varredura para verificar se houve desgaste. Na simulação de uso, a força dos grampos de Co-Cr e ouro diminuiu gradativamente, o Co-Cr perdeu 35% de sua força após os primeiros 500 ciclos. Os grampos de Ti-Ni mantiveram sua força retentiva com queda insignificante após 500 ciclos, este comportamento foi observado para as duas retenções. As radiografias mostraram pequenas porosidades nos grampos em Ti-Ni, os demais não mostraram evidência de porosidade, isto pode ter ocorrido porque o kV radiográfico utilizado foi adequado para o Ti-Ni e pode não ter sido adequado para o ouro e Co-Cr. A microscopia não revelou desgastes em nenhum grampo. Os autores concluíram que grampos de Ti-Ni podem ser adequados para PPR, principalmente em casos que o posicionamento cervical do grampo é importante devido à estética.

Silva, em 2004, analisou a resistência ao desgaste de resinas compostas indiretas e diretas sob a ação de grampos circunferenciais de prótese parcial removível, obtidos em Co-Cr e titânio cp. Foram utilizadas as resinas indiretas Artglass e Signum⁺ e como controle, a resina Z100. Também foram investigadas a evolução da força de retenção para um período de uso simulado de 5 anos e a microdureza superficial Vickers. Verificou-se que as combinações experimentais Artglass/liga de Co-Cr e Signum⁺/liga de Co-Cr apresentaram maiores forças

de retenção que Artglass/titânio cp e Signum⁺/titânio cp, mas todas aparentemente seriam capazes de manter a retenção da prótese. Os desgastes observados foram bastante pequenos e insuficientes para prejudicar a capacidade retentiva dos grampos. Concluiu-se que os dados obtidos nos ensaios para resinas indiretas Artglass e Signum⁺ indicam a possibilidade de uso na confecção de facetas estéticas para dentes pilares de PPR.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi comparar dois métodos de fundição indicados para titânio cp:

1) arco voltaico (plasma) sob vácuo e pressão de argônio e injeção do metal fundido por vácuo-pressão; e,

2) indução eletromagnética sob vácuo e atmosfera de argônio e injeção do metal fundido por centrifugação.

Para esta comparação foram estudadas algumas características do titânio cp:

- qualidade da fundição, através de exame radiográfico;
- força de retenção, através de ensaio de simulação de uso das estruturas metálicas;
- microdureza superficial Vickers;
- aspecto metalográfico; e,
- composição química.

Como controle foi utilizada uma liga de cobalto-cromo.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 CORPOS-DE-PROVA DO ENSAIO DE SIMULAÇÃO DE USO

4.1.1 OBTENÇÃO DAS MATRIZES METÁLICAS

Para a realização do ensaio de simulação de uso foram confeccionadas três matrizes metálicas em liga de cobalto-cromo Remanium GM380 (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), representando um hemi-arco inferior direito parcialmente desdentado com os dentes remanescentes: 45 e 47 (2º. pré-molar e 2º. molar), e ausência do 46 (1º. molar), Figura 1.

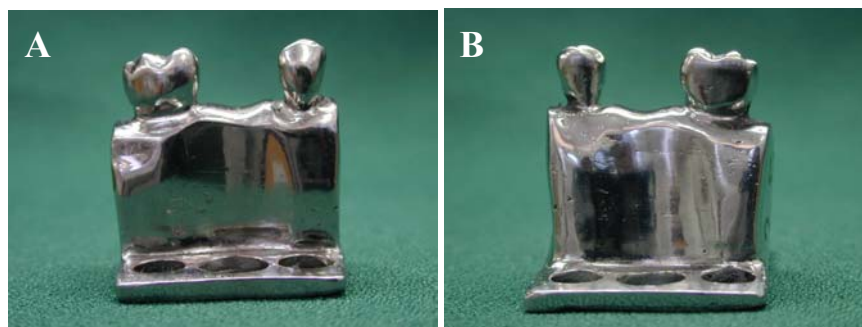


Figura 1- Matriz do hemi-arco inferior direito com retenção de 0,50mm
A) vista vestibular B) vista lingual

Na confecção dessas matrizes, foi utilizado um modelo pré-existente de gesso com os dentes pilares preparados para coroas totais. Foram enceradas coroas e na primeira matriz foi calibrada a retenções de 0,25 mm (0,01 pol.), na segunda retenções de 0,50 mm (0,02 pol.) e na terceira de 0,75 mm (0,03 pol), nas posições adequadas para grampos circunferenciais. Também foram preparados apoios oclusais e planos-guia proximais e linguais, em ambos os dentes pilares, para a individualização da trajetória de inserção da prótese unilateral a ser confeccionada.

Os modelos foram duplicados em silicone para duplicação Elite Double® (Zhermack S.P.A., Itália) e o interior desses moldes foi preenchido com resina Duralay® (Reliance Dental

Mgf. Co., Illinois, EUA). Após a polimerização da resina, os padrões obtidos foram tornados ocos na região da base, com o intuito de favorecer a fundição, principalmente pela diminuição da quantidade de liga necessária.

Em seguida os padrões de Duralay[®] foram posicionados, com o auxílio do delineador, de acordo com os planos-guia preparados, sobre uma placa de Plexiglass que já fôra devidamente preparada como base da matriz. Essa base permite a fixação das matrizes na máquina de ensaios de simulação de uso com certo grau de regulagem de posição.

Os padrões foram incluídos em revestimento fosfatado (Termocast, Polidental Ind. e Com. Ltda. Brasil) e, sob fundição com chama de gás-oxigênio, foram obtidas as matrizes em liga de cobalto-cromo dos dentes pilares. As matrizes foram desincluídas, jateadas com óxido de alumínio e devidamente acabadas e polidas, dentro do padrão de obtenção das estruturas metálicas de prótese parcial removível. Ao final dos procedimentos de acabamento e polimento foram reconferidos os preparos dos apoios oclusais e planos-guia e recalibradas as retenções determinadas.

4.1.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

4.1.2.1 Obtenção dos Modelos Refratários

Visando a obtenção dos corpos-de-prova, as matrizes de cobalto-cromo foram posicionadas no delineador e realizados os alívios necessários para o posicionamento dos grampos e demais elementos constituintes da estrutura metálica, Figura 2.

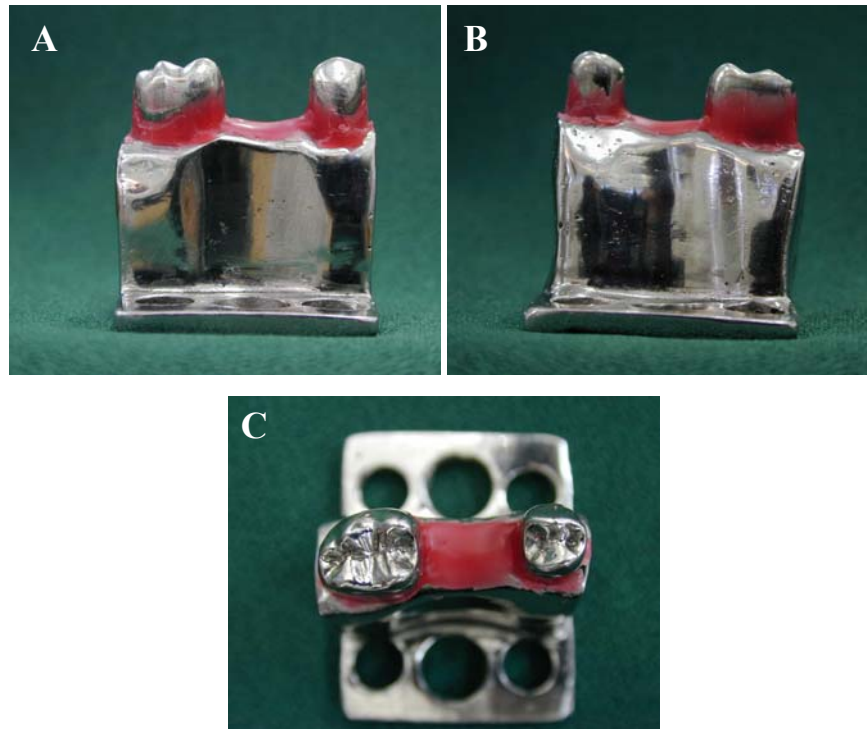


Figura 2- Matriz com alívios para duplicação em revestimento:
A) vista vestibular; B) vista lingual C) vista oclusal

Para reprodução das matrizes metálicas em material refratário, foram confeccionados seis moldes em silicone para duplicação Elite Double[®] (Figura 3), dois para cada matriz, correspondentes às retenções utilizadas. A seguir, foram obtidos modelos em revestimento Rematitan[®] Plus (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), para a confecção dos corpos-de-prova em titânio cp e em revestimento Castorit-super C (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) para confecção dos corpos-de-prova em cobalto-cromo, ambos manipulados a vácuo de acordo com as instruções do fabricante. Os modelos confeccionados foram colocados para secagem em estufa a 70° C, durante 20 minutos, Figura 4.

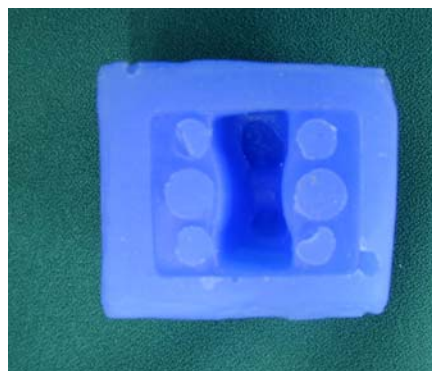


Figura 3- Molde em silicone para duplicação da matriz metálica

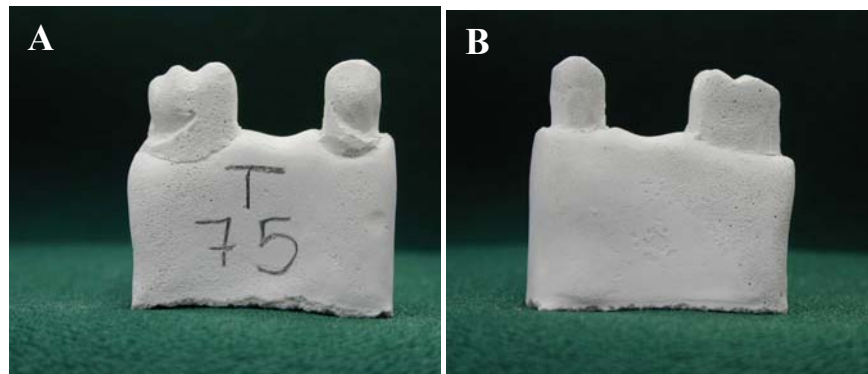


Figura 4- Modelos em revestimento
A) vista vestibular B) vista lingual

4.1.2.2 Enceramento

Antes do enceramento, os modelos foram posicionados num dispositivo auxiliar fixado à mesa porta-modelos do delineador, Figura 5, e orientados pela trajetória de inserção definida pelos planos guia, Figura 6.

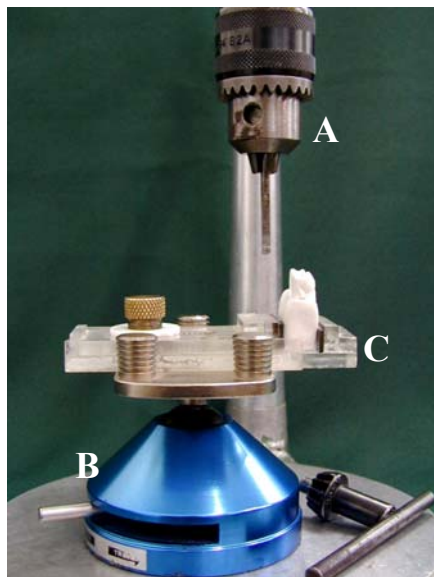


Figura 5- A) Delineador; B) Mesa porta-modelos; C) Porta-modelos auxiliar



Figura 6- Orientação do modelo segundo a trajetória de inserção definida pelos planos guia

Sobre os modelos de revestimento foram, então, posicionados padrões pré-fabricados de grampos circunferenciais (Renfert GmbH, Alemanha), Figura 7.

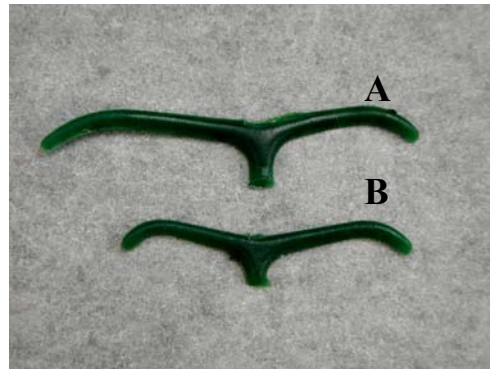


Figura 7- Padrões pré-fabricados:
A) molar; B) pré-molar

Posicionados e fixados ao modelo, os padrões não receberam nenhum acabamento com instrumento aquecido para evitar possíveis alterações de forma e espessura, mantendo, assim, a uniformidade dos corpos-de-prova. A união dos grampos foi feita utilizando padrão pré-fabricado de rede de retenção, com desenho circular (Renfert GmbH, Alemanha), Figura 8.

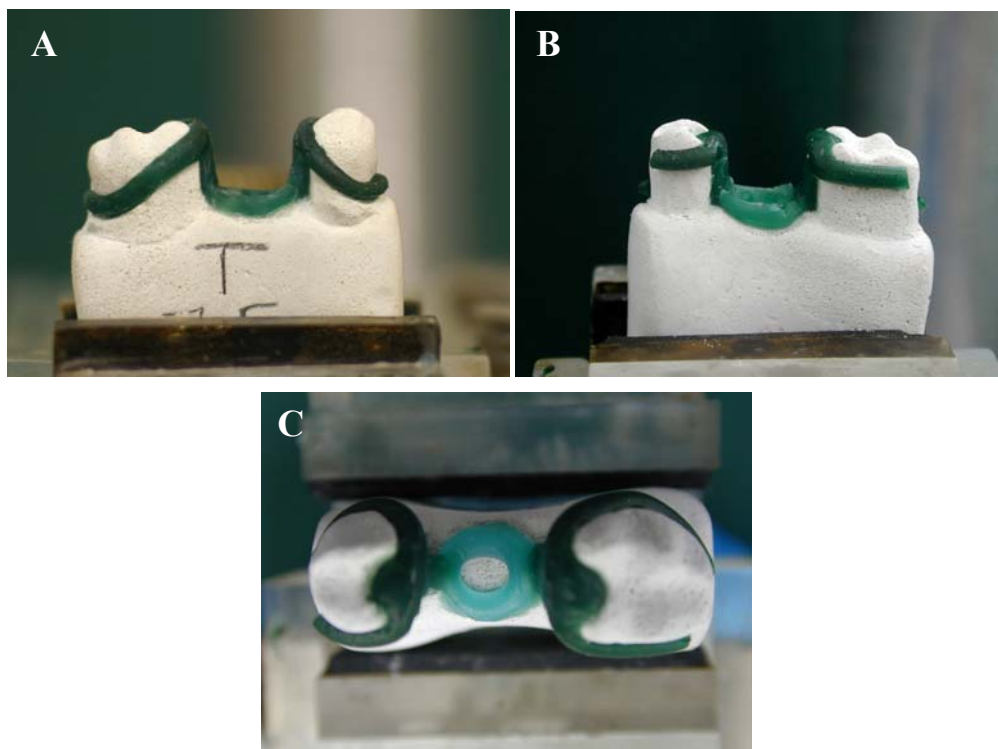


Figura 8- Modelo de revestimento com os padrões de grampo e de rede de retenção aplicados:
A) vista vestibular; B) vista lingual; C) vista oclusal

Para permitir a fixação dos corpos-de-prova à máquina de ensaios, foi adicionado ao conjunto dos grampos, com auxílio do delineador e sobre o padrão de rede de retenção, um pino plástico com 6 cm de comprimento e 5 mm de diâmetro (Plastifama Ind. e Com. de Plásticos Ltda., Brasil), preso com cera para escultura (Sybron-Kerr Ind. e Com. Ltda., Brasil), que serviu como canal de alimentação para a liga fundida, Figura 9.

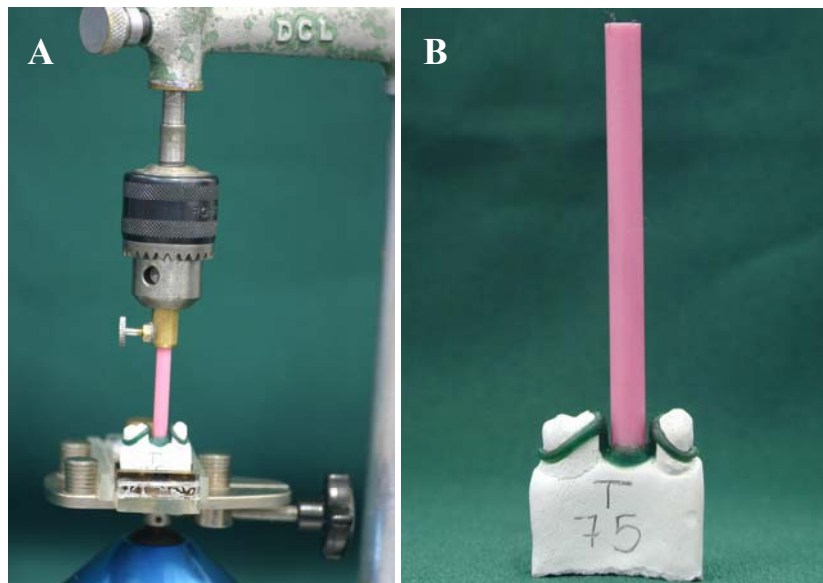


Figura 9- A) Posicionamento do pino;
B) corpo-de-prova pronto para inclusão

4.1.2.3 Inclusão

Após o enceramento, o conjunto foi incluído para fundição, completando-se os anéis com os mesmos revestimentos utilizados anteriormente, manipulados mecanicamente a vácuo nas proporções adequadas de pó/líquido especial para estruturas metálicas (Rematitan[®] Plus) e pó/líquido especial (Castorit[®]-super C), vazados sob vibração.

Os corpos-de-prova, que seriam fundidos por centrifugação, foram incluídos em anel de PVC, que foram removidos após a presa do revestimento. Já os corpos-de-prova que seriam fundidos na máquina de vácuo/pressão foram incluídos e fundidos em anel metálico porque quando incluídos em PVC, estes moldes apresentavam rachaduras durante o processo de fundição.

4.1.2.4 Ciclo térmico dos revestimentos

O revestimento Rematitan[®] Plus foi submetido ao ciclo térmico representado graficamente na Figura 10, sendo que ao atingir a temperatura de 430° C, a fundição poderia ser realizada no tempo máximo de 120 minutos.

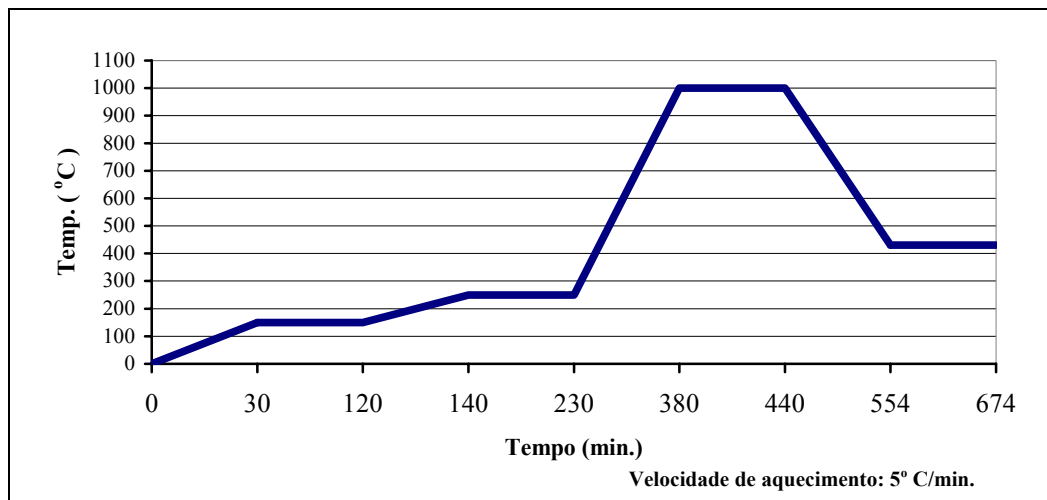


Figura 10- Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em titânio cp

O revestimento Castorit[®]-super C foi submetido ao ciclo térmico representado no gráfico da Figura 11.

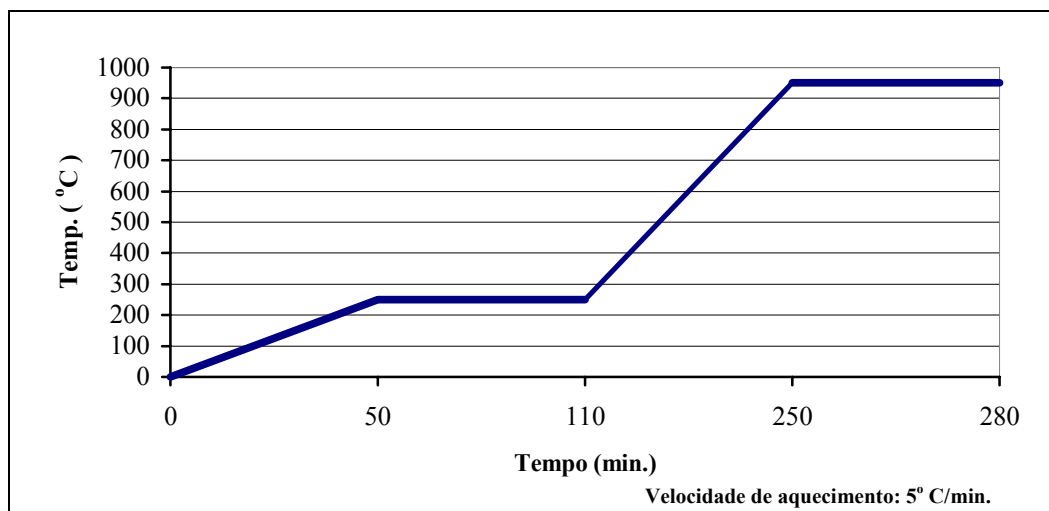


Figura 11- Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em cobalto-cromo

4.1.2.5 Fundição

a) **Plasma/vácuo-pressão:** a fundição foi realizada na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda, Brasil), Figura 12, que utiliza o plasma como meio de transmissão de energia para fundir a maioria dos metais e ligas metálicas, como o titânio cp e o cobalto-cromo. Plasma é um gás ionizado e altamente aquecido pela passagem de uma corrente elétrica de grande intensidade, neste caso, o argônio.

A máquina Discovery Plasma tem a unidade de fundição formada por duas câmaras ligadas entre si, Figura 13. O material (liga/metal) fica posicionado sobre um cadinho de cobre e é fundido pelo plasma gerado pela corrente elétrica. Depois de fundido, é injetado no molde pelo sistema de vácuo-pressão, onde o molde (anel) é submetido à pressão de 2 kg/cm² (1471,12 torr) na parte superior e vácuo na parte inferior. O processo de fundição é totalmente automático.

Foi utilizado titânio comercialmente puro *Tritan*[®] grau I (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), cuja temperatura de fusão está em torno de 1668^o C¹ e a liga de cobalto-cromo *Magnum H50N* (MESA, Brescia, Itália) com a temperatura de fusão de 1400^o C¹.



Figura 12- Máquina Discovery Plasma

¹ Informação do fabricante



Figura 13- Câmaras e painel da máquina Discovery Plasma

b) Indução/centrifugação: Para a fundição foi utilizada a máquina Neutrodyn Easyti[®] (F.lli MANFREDI S.p.A., Itália), Figuras 14 e 15, por indução eletromagnética, sob vácuo e atmosfera inerte de argônio. O nível de vácuo do equipamento é de $-0,82 \text{ kg/cm}^2$ (-600 torr) e a pressão de argônio de $0,20 \text{ kg/cm}^2$ (150 torr). A injeção da liga foi feita por centrifugação, utilizando a velocidade máxima permitida para a centrífuga para o metal titânio cp.



Figura 14- Máquina de fundição por indução Neutrodyn Easyti[®]



Figura 15- Câmara interna da máquina Neutrodyn Easyti®:
A) centrífuga; B) bobina de indução; C) cadinho; D) molde

Para cada grupo formado pela combinação experimental liga/grau de retenção/sistema de fundição foram confeccionados 6 corpos-de-prova, resultando o total de 72. Os corpos-de-prova obtidos foram jateados com óxido de alumínio (Polidental Ind. e Com. Ltda, Brasil), granulação de 100 μm , sob pressão de 80 lib/pol² (5,62 kgf/cm²) e os lastros de fundição foram cortados, resultando no comprimento final de 5 cm para os pinos de fixação à máquina de ensaios.

4.1.2.6 Polimento

Para garantir a uniformidade das dimensões dos grampos, os corpos-de-prova receberam somente a remoção cuidadosa, sob lupa e boa iluminação, de nódulos e rebarbas eventualmente encontrados.

Os corpos-de-prova de cobalto-cromo foram submetidos a polimento eletrolítico no aparelho VRC (R.R. Equipamentos para Prótese Dentária Ltda., São Paulo), utilizando a solução eletrolítica Lustrabem (R.R. Equipamentos para Prótese Dentária Ltda., São Paulo) na potência 3 do aparelho durante 30 segundos, Figura 16.



Figura 16- Aparelho para polimento eletrolítico

Para as peças de titânio cp foi utilizado o polimento químico, com a imersão dos corpos-de-prova na solução de Kroll (10 ml de HF, 30 ml de HNO₃ e 50 ml de água), durante 1 minuto. Na Figura 17 são apresentadas amostras dos corpos-de-prova em Co-Cr e Ti cp.

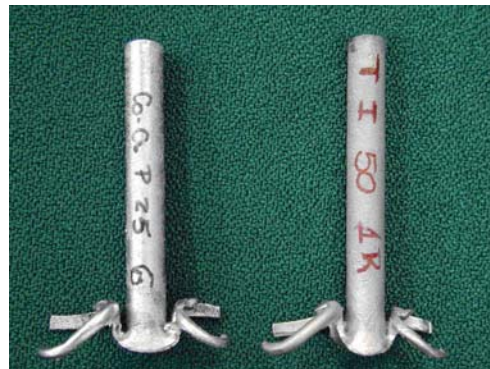


Figura 17- Corpos-de-prova

4.2 ANÁLISE RADIOGRÁFICA

4.2.1 OBTENÇÃO DAS RADIOGRAFIAS

Antes do ensaio de simulação de uso, todos os corpos-de-prova foram submetidos a exame radiográfico para detecção de possíveis defeitos de fundição que inviabilizassem o uso posterior. Para a tomada radiográfica foi utilizada a unidade laboratorial X-Control (Dentaurum, Ispringen, Alemanha), Figuras 18 e 19, com tensão de 70 kV, corrente de 8 mA, distância foco-filme de 200 mm e tempo de exposição de 1,5 segundos. Foi utilizado o filme

Polapan 57 *high speed panchromatic black and white film* (Polaroid Corp., Cambridge, EUA), com área de exposição de 9 x 12 cm, auto-processado por 20 segundos.

Após o processamento foi realizada a aplicação de fluido para fixação da imagem. Cada grupo experimental (liga/grau de retenção/sistema de fundição), ou seja, 6 corpos-de-prova por filme, foram radiografados juntamente com um dispositivo escalonado de raios X para radiografias de titânio cp (Dentaurum, Ispringen, Alemanha), Figuras 20, 21 e 22.



Figura 18- Máquina X-Control



Figura 19- Painel da máquina X-Control



Figura 20- Corpos-de-prova posicionados para exame radiográfico

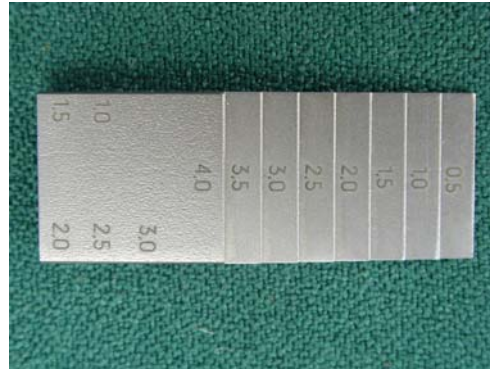


Figura 21- Dispositivo escalonado de raios X

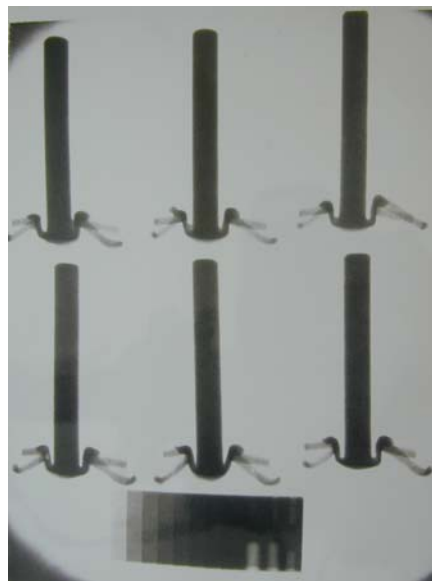


Figura 22- Radiografia dos corpos-de-prova de titânio cp

4.2.2 ANÁLISE DAS RADIOGRAFIAS

Para a realização da análise, as radiografias foram digitalizadas em *scanner* Genius Color Page HR 7X Slim (Genius, EUA), com utilização do programa para imagem Adobe Photoshop 7.0, com resolução de 1200 dpi.

Após digitalização, as imagens foram separadas e identificadas. A imagem dos pinos de fixação foi recortada, ficando para a análise apenas a imagem do conjunto de grampos, figura 23.

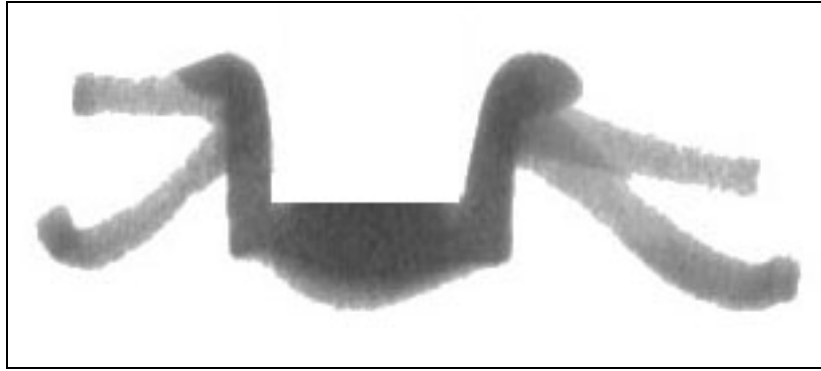


Figura 23- Radigrafia do corpo-de-prova em titânio cp recortada para análise radiográfica

Para a análise das imagens, foi utilizado o programa Image Tool for Windows versão 2.00 (The University of Texas Health Science Center in San Antonio, EUA). Através deste programa foi possível calcular a área total dos grampos (Figura 24) e a área das falhas (Figura 25) e desta forma avaliar se os corpos-de-prova poderiam ser utilizados ou não. As áreas foram primeiramente calculadas em *pixels* e, posteriormente, convertidas para milímetros quadrados. Esta conversão foi realizada por meio da verificação da correspondência entre a área conhecida do primeiro degrau do dispositivo escalonado (Figura 26) e sua imagem radiografada junto ao grampo. Encontrou-se a razão de proporção da área em *pixels* da imagem e a área real da escala, que foi, então, usada na conversão *pixel* – mm^2 . Esta conversão foi realizada individualmente para cada grupo de grampos/dispositivo radiografados.

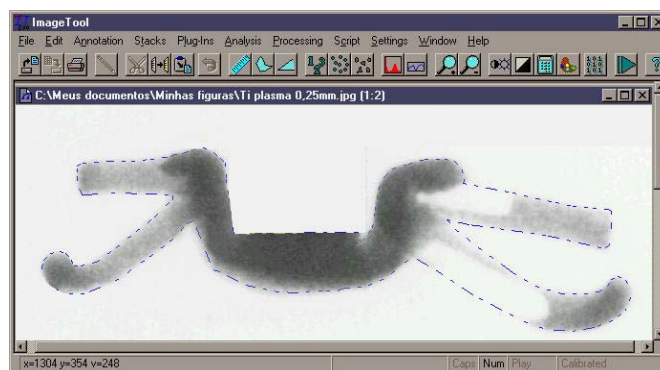


Figura 24- Medida da área total do grampo

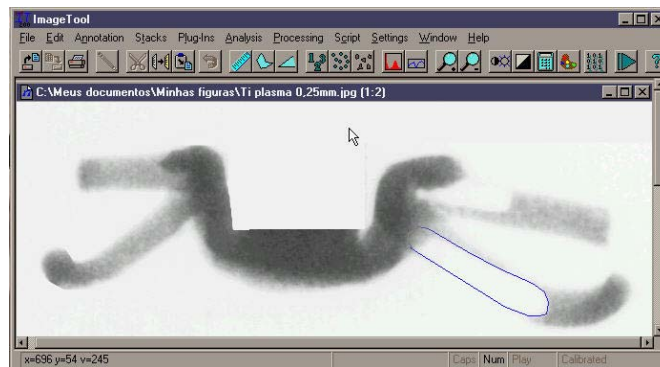


Figura 25- Medida da área da falha (porosidade)

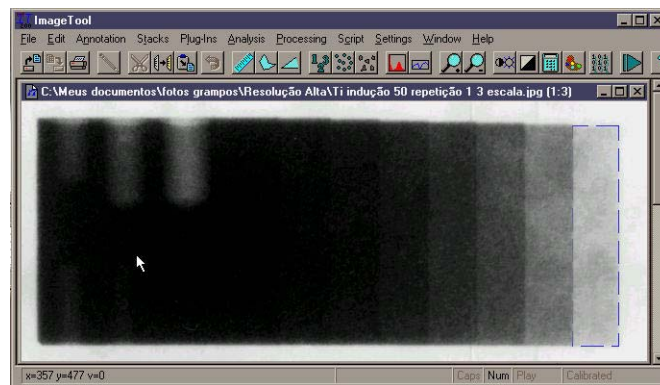


Figura 26- Medida do primeiro degrau do dispositivo escalonado

Foram analisados apenas os corpos-de-prova confeccionados em titânio cp, pois as radiografias dos corpos-de-prova de cobalto-cromo não permitiram visualizar qualquer defeito.

4.3 ENSAIO DE SIMULAÇÃO DE USO

4.3.1 MÁQUINA DE ENSAIO

O aparelho de teste para o ensaio de simulação de uso (Figuras 27 e 28) foi desenvolvido na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP. O aparelho permite a inserção da estrutura metálica sobre as matrizes de cobalto-cromo até o seu assentamento final e, posteriormente, sua remoção, simulando a colocação da prótese parcial removível pelo paciente, Figuras 29 e 30.



Figura 27- Máquina de ensaio de simulação de uso.

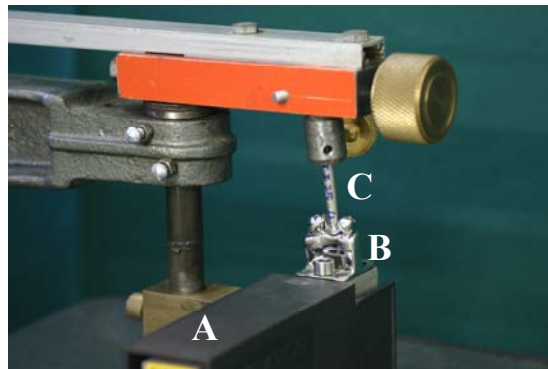


Figura 28- Detalhe do dispositivo principal de teste: A- célula de carga; B- matriz metálica; C- corpo-de-prova.



Figura 29- Corpo-de-prova fora da matriz.



Figura 30- Corpo-de-prova sobre a matriz.

Para todos os meios de fixação, tanto dos corpos-de-prova quanto do conjunto célula de carga-matriz, foi permitida uma folga, garantindo melhor adaptação ao eixo de inserção-remoção dado pela máquina.

Para a calibração inicial da célula de carga foi utilizado um peso de 1 kg, pesado em balança de precisão.

4.3.2 ENSAIO

Para a execução do teste foi regulada a velocidade de ciclagem da máquina em 40 ciclos de inserção-remoção por minuto no intuito de evitar que uma velocidade de ensaio muito grande pudesse permitir a indução de tensões indesejáveis sobre a estrutura metálica, alterando o comportamento das ligas estudadas. Foram executados, para cada corpo-de-prova, 7205 ciclos, representando o uso simulado da estrutura metálica correspondente a um período de 05 anos [considerando a execução de quatro (04) ciclos completos, em média, por dia].

Os corpos-de-prova foram posicionados na máquina de ensaios e realizado um ciclo de inserção-remoção manual, para se ter certeza do ajuste da posição e calibração do curso da máquina evitando, assim, pressões indevidas sobre o sistema montado.

4.3.2.1 Modo de operação do equipamento

Para acionar o sistema oscilante foi utilizado um motor de indução monofásico de 1750 rotações por minuto (rpm) em conjunto com um redutor variável possibilitando, assim, ajustar posteriormente a melhor velocidade de ensaio.

O movimento oscilante de inserção e retirada do corpo de prova foi obtido graças a uma máquina de serra adaptada para receber a célula de carga e o suporte do corpo-de-prova.

Através de um programa de aquisição de dados (LabVIEW 5.0.1, National Instruments, EUA), Figura 31, foi possível o armazenamento das forças envolvidas que foram

transformadas em sinal elétrico pela célula de carga, amplificado para um valor adequado e enviado a placa digitalizadora AT-MIO-16E-10 (National Instruments, EUA).

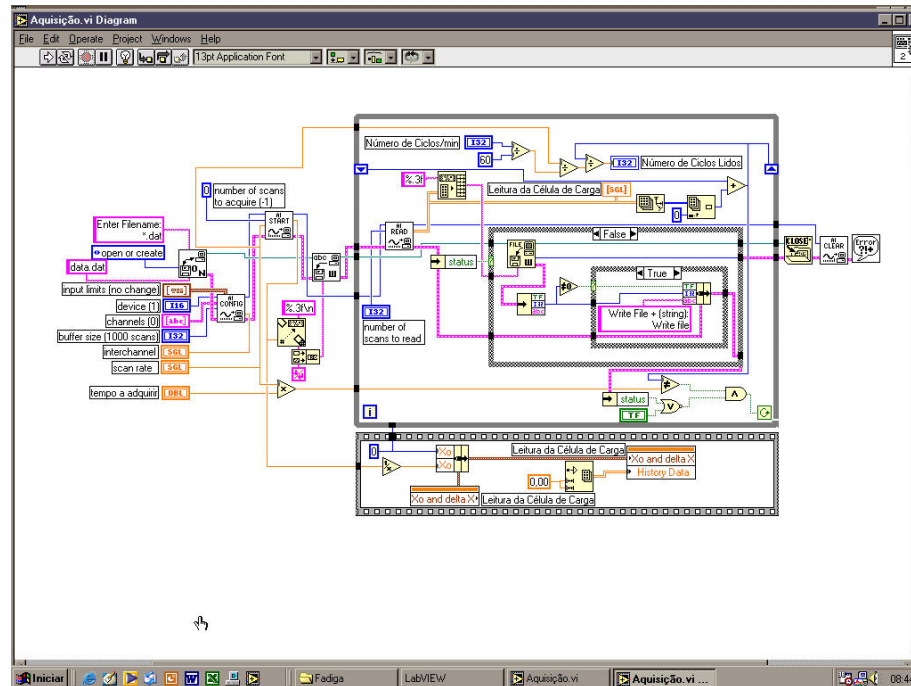


Figura 31- Diagrama de funcionamento do programa de aquisição de dados

Antes de iniciar a aquisição, o programa requisita o nome do arquivo a ser salvo com os dados. O programa informa à placa qual o canal em que o sinal está sendo inserido, a placa adquire este sinal, ou seja, transforma o nível do sinal elétrico em número e informa o valor ao programa. Os dados são armazenados na taxa de 40 pontos/segundo para a futura reprodução do sinal e a cada 150 pontos lidos, o programa plota o sinal na tela, possibilitando a visualização em tempo real do ensaio, Figura 32. Considerando a velocidade de trabalho da máquina (40 ciclos por minuto) e a taxa de armazenamento (40 pontos por segundo), o programa informa o número de ciclos já realizados. Ao final dos 7205 ciclos, o programa é encerrado.

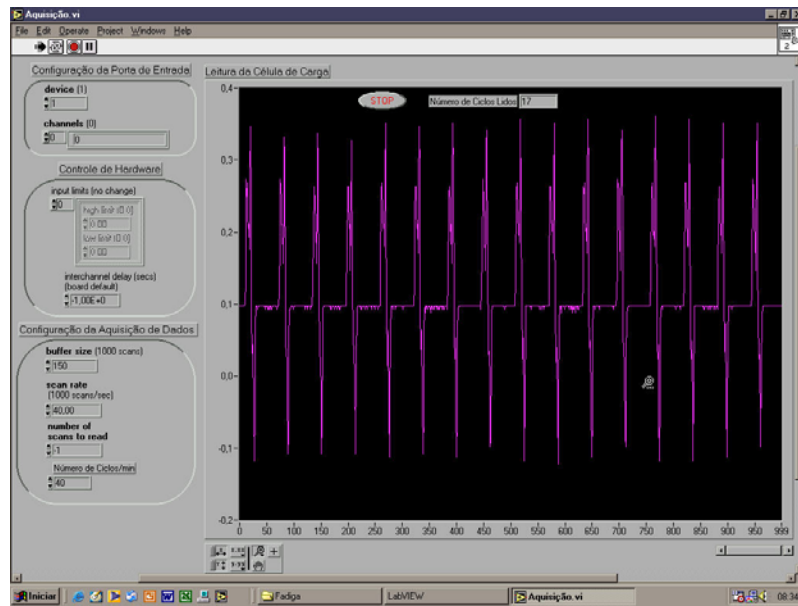


Figura 32- Tela do programa durante a aquisição de dados

Para interpretação dos dados adquiridos, o arquivo é lido por um programa (em linguagem G) em que o nível de sinal armazenado é transformado em força (N). Este programa identifica a força de remoção de cada ciclo e salva estes valores em um arquivo determinado pelo usuário, Figuras 33 e 34.

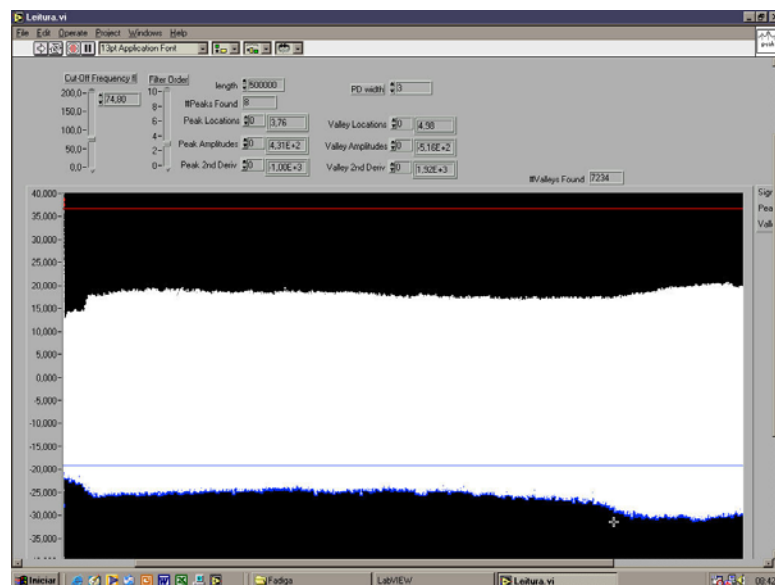


Figura 33- Tela do programa para leitura total dos dados do ensaio

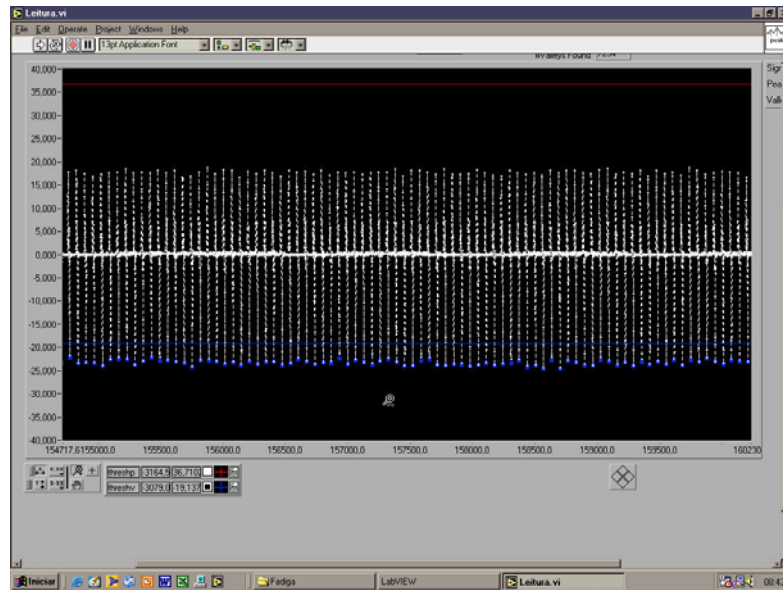


Figura 34- Tela do programa de leitura dos dados do ensaio (ampliação)

O computador utilizado foi um Pentium III 500 MHz, com sistema operacional Windows 98, utilizando o programa LabVIEW 5.0.1.

A Figura 35 apresenta a representação gráfica do esquema de funcionamento do aparato utilizado no ensaio de simulação de uso.

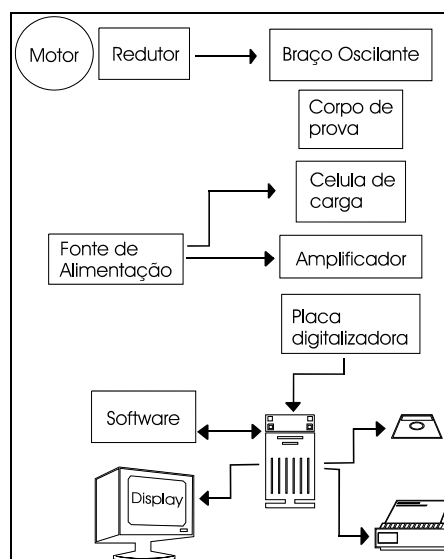


Figura 35- Esquema de funcionamento do aparato utilizado no ensaio de simulação de uso

4.4 CORPOS-DE-PROVA PARA OS ENSAIOS DE MICRODUREZA E MICROESTRUTURA

Para a medida da microdureza superficial Vickers e análise da microestrutura, foram confeccionados corpos-de-prova na forma de discos, com 5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, utilizando matriz de aço inoxidável confeccionada na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP, Figura 36.

Sobre a matriz, devidamente isolada com vaselina, foi vertida cera para escultura (Sybron-Kerr Ind. e Com. Ltda.). Depois de solidificada, com o auxílio de uma espátula aquecida, foi realizada a planificação da superfície da pastilha, em ambos os lados, Figuras 37 e 38.

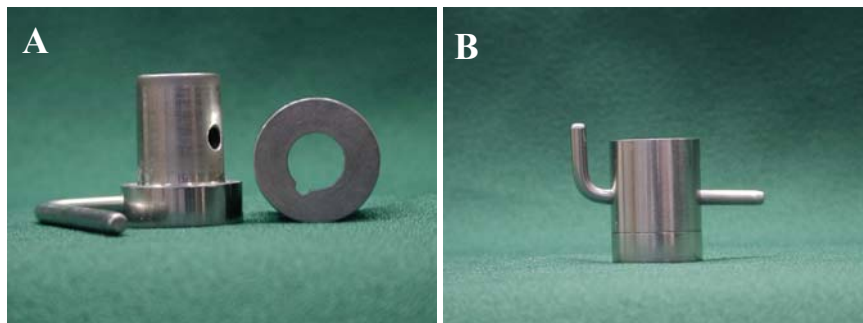


Figura 36- Matriz para confecção das pastilhas
A) desmontada B) montada



Figura 37- Ajuste de cera na matriz

Figura 38- Matriz e padrão de cera

Para a inclusão e fundição dos padrões, foram utilizados os mesmos procedimentos descritos para obtenção dos corpos-de-prova para o ensaio de simulação de uso.

4.4.1 POLIMENTO

As pastilhas obtidas para o ensaio de microdureza e microestrutura foram submetidas a lixamento e polimento utilizando politriz elétrica DPU-10 (Panambra, Brasil), utilizando lixas de carbetto de silício (Norton, Brasil) na seguinte seqüência: 320, 400, 600, 1000, 1200, 2000.

4.5 ENSAIO DE MICRODUREZA VICKERS

O ensaio de microdureza foi realizado utilizando microdurômetro da série HMV-2 (Shimadzu Corp., Kyoto, Japão), Figuras 39 e 40, sendo realizadas 03 mossas por quadrante, totalizando 12 mossas por corpo-de-prova (Figura 41), utilizando penetrador com diamante Vickers, piramidal de base quadrada com ângulo de 136° entre planos (Figura 42). A carga aplicada foi de 19,614 N, por 30 segundos.

Os resultados foram dados pelo próprio aparelho, depois de medidas as diagonais das mossas produzidas e, para cada corpo-de-prova, foi feita a média aritmética das leituras, obtendo-se a microdureza Vickers (VHN).



Figura 39- Microdurômetro Shimadzu

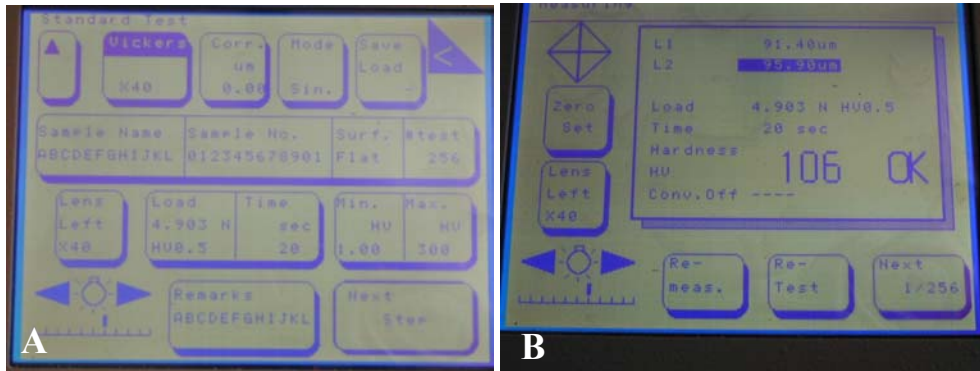


Figura 40- Detalhes do painel do microdurômetro:
 A) Inicial; B) Após a leitura.

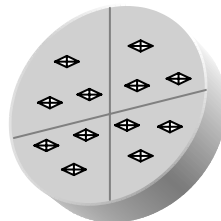


Figura 41- Representação esquemática das regiões de leitura da microdureza superficial Vickers

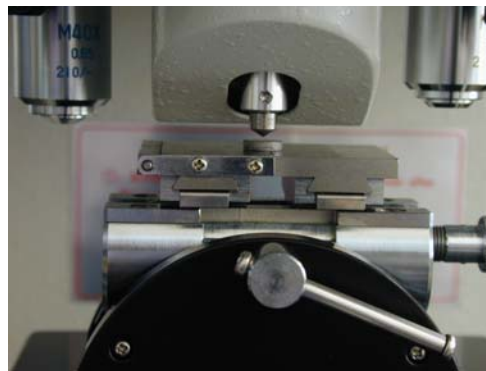


Figura 42- Detalhe do microdurômetro com corpo-de-prova em posição para leitura da microdureza superficial

4.6 MICROSCOPIA ÓTICA

Para a realização da microscopia, os corpos-de-prova de titânio cp e de cobalto-cromo foram embutidos em baquelite na embutidora térmica (modelo EF30, Fortel, Brasil) e

repolidos em lixadeira/politriz mecânica (modelo PLF, Fortel, Brasil), sob refrigeração abundante, utilizando, seqüencialmente, lixas de carbetto de silício, 600, 1200, 1500 e 2000 (Norton, Brasil), Figura 43.

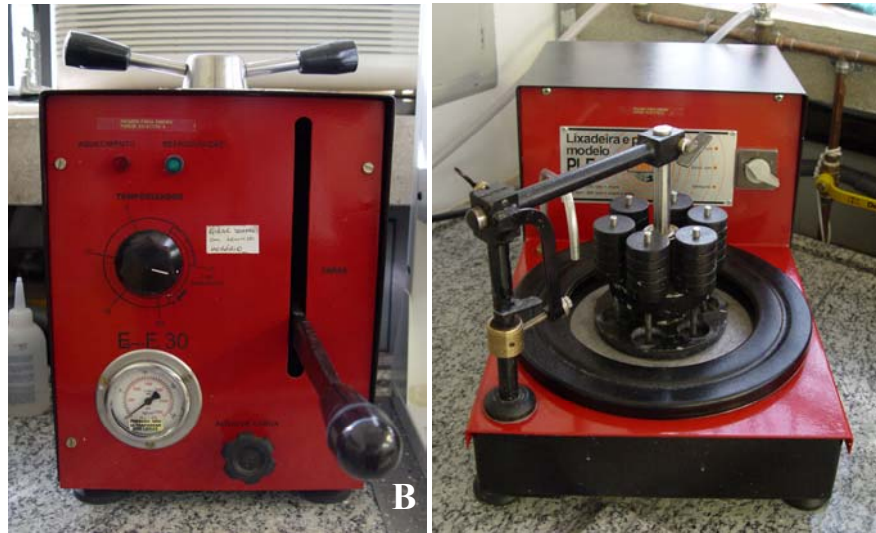


Figura 43- A- Embutidora; B- Lixadeira e politriz mecânica

Para a liga de Co-Cr, o polimento final foi feito com panos de polimento (Fortel, Brasil), utilizando pasta de diamante (Fortel, Brasil) na seqüência de granulações 3 μm , 1 μm e 0,25 μm e pasta de alumina (Fortel, Brasil) nas granulações 1,0 μm , 0,5 μm e 0,3 μm . Os corpos-de-prova em Ti cp foram polidos em pano especial para polimento de titânio cp (OP-CHEM, Struers A/S, Dinamarca), utilizando uma solução OPS (Struers A/S, Dinamarca) + H_2O_2 30%².

Após o polimento, os corpos-de-prova de titânio cp foram imersos em solução de Kroll (6 ml de ácido nítrico e 3 ml de ácido fluorídrico para 100 ml de água) por 40 segundos, imediatamente antes da observação no microscópio. Os corpos-de-prova de Co-Cr receberam polimento eletroquímico, utilizando a solução de HCl 50%, por 10 segundos, com potencial

² Fórmula Certa Farmácia de Manipulação (Franca, Brasil)

de 6 V em fonte estabilizadora modelo TCA (Tectrol Indústria Brasileira) e Digital Multimeter modelo GDM 8055 (Good Will Instruments, Taiwan).

A análise microestrutural foi realizada através da microscopia ótica, em microscópio Leitz Laborlux 12ME S (Leica Microsystems, Alemanha). As imagens foram capturadas através da estação de captura e análise de imagens, com programa Leica Qwin (Leica Microsystem Imaging Solutions Ltda, Cambridge, Inglaterra).

4.7 ANÁLISE QUÍMICA

Dos pinos de fixação dos corpos-de-prova utilizados no ensaio de simulação de uso, foram obtidas limalhas por torneamento com broca de vídea. As limalhas tinham tamanho superior a 2 mm, sendo obtidas 20 gramas de limalhas de Co-Cr e 20 gramas de titânio cp.

Em seguida, estas limalhas foram peneiradas em peneiras de 60 “mesh”, para retirada de partículas finas e colocadas em béquer com acetona e levadas ao ultra-som, por 15 minutos. As limalhas foram secas à temperatura ambiente e armazenadas em recipiente de vidro.

A dissolução das amostras foi feita pela adição de ácidos (água régia + HF), tanto para o titânio cp, quanto para o Co-Cr. Estas soluções foram processadas nos seguintes equipamentos:

ICP-AES: Espectrometria de Emissão Atômica com Plasma Acoplado Indutivamente (Inductively Coupled Plasma Atomic Emission Spectrometry), para determinação dos teores de Fe, Cr, Mo, Ni, Mn, W, P, Al, V.

FAAS: Espectrometria de Absorção Atômica com Chama (Flame Atomic Absorption Spectrometry), para determinação do teor de Si.

Leco CS-444: Dosador de carbono/enxofre.

5- RESULTADOS

5.1 ANÁLISE RADIOGRÁFICA

Todos os corpos-de-prova foram submetidos à análise radiográfica previamente ao ensaio de simulação de uso.

De acordo com os parâmetros utilizados, para os grampos de Co-Cr as radiografias não evidenciaram nenhuma falha de fundição, como demonstrado na Figura 44.

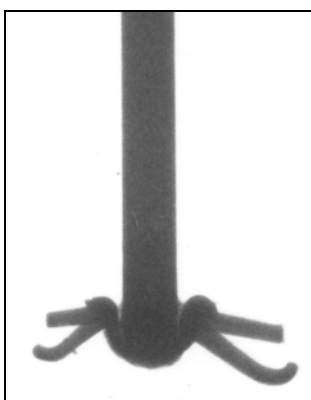


Figura 44- Radiografia do corpo-de-prova de Co-Cr

A Figura 45 apresenta a radiografia de um corpo-de-prova de titânio cp sem defeitos evidenciados.

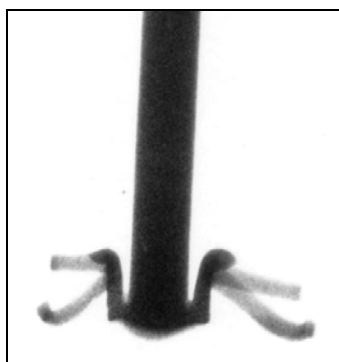


Figura 45- Radiografia do corpo-de-prova de Ti cp

Depois de radiografados, todos os corpos-de-prova de titânio cp foram submetidos à análise radiográfica conforme metodologia descrita anteriormente. As Tabelas 1 e 2 apresentam, respectivamente, os valores das áreas totais e das áreas das falhas dos grampos de titânio cp, fundidos por indução e plasma.

Tabela 1- Áreas totais dos grampos (mm²) e das falhas (mm² e %) – titânio cp -fundição por indução

	Área total do Grampo (mm ²)	Área total das falhas (mm ²)	(%) das falhas
	74,97	0	0
	73,75	0	0
	76,28	0	0
	72,77	0	0
	76,10	0,24	0,32
	75,86	0,61	0,80
	69,80	0	0
	68,81	0	0
	74,84	0	0
Indução	70,96	0	0
	75,53	0	0
	76,38	0	0
	76,92	0	0
	71,43	0	0
	73,60	0	0
	78,35	0,95	1,22*
	76,79	0	0
	80,78	0	0
	85,08	0	0

* grampo não utilizado no ensaio de simulação de uso

Tabela 2- Áreas totais dos grampos (mm²) e das falhas (mm² e %) – titânio cp - fundição por plasma

	Área total do grampo (mm ²)	Área total das falhas (mm ²)	(%) das falhas
	72,25	0,00	0,00
	67,56	3,16	4,67*
	73,68	0,72	0,97
	68,55	8,38	12,23*
	74,25	0,00	0,00
	78,59	12,08	15,37*
	75,73	0,00	0,00
	76,20	27,29	35,82*
	78,12	0,00	0,00
	79,27	0,00	0,00
	79,73	1,92	2,40*
	76,71	0,00	0,00
Plasma	71,89	12,03	16,74*
	80,35	0,00	0,00
	82,88	12,63	15,23*
	79,84	2,88	3,61
	80,39	0,00	0,00
	82,55	0,00	0,00
	80,22	0,00	0,00
	79,99	8,40	10,50*
	78,74	0,00	0,00
	79,62	0,00	0,00
	77,88	0,00	0,00
	84,73	9,53	11,25*

* grampos não utilizados no ensaio de simulação de uso

Foi considerado que a ocorrência de falhas no braço de retenção dos grampos poderia indicar o descarte e substituição dos corpos-de-prova, especialmente se localizadas em regiões com característica de flexibilidade.

Para o grupo Ti cp fundido por indução, foram detectadas porosidades em 3 dos 18 corpos-de-prova, representando incidência de 16,66%. Apenas 1 destes grampos foi descartado, por apresentar falha com área equivalente a 0,95 mm² (Figura 46A). Embora outro grampo apresentasse falha de 0,61 mm², esta estava localizada fora da área dos braços

(Figura 46B), não indicando seu descarte e não houve comprometimento do seu funcionamento durante o período de uso simulado da estrutura metálica.

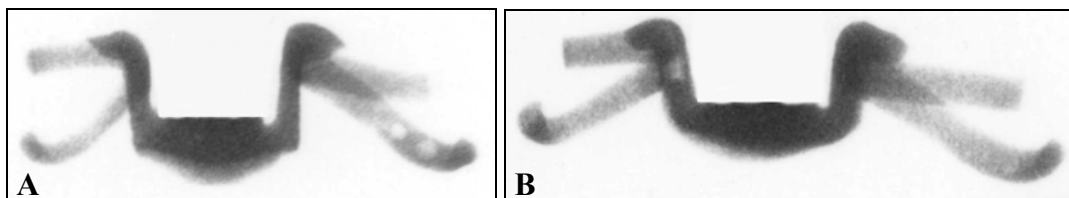


Figura 46- Corpos-de-prova de titânio/indução:
A) descartado; B) não descartado

Para o grupo fundido por plasma, foram detectadas porosidades em 9 dos 18 corpos-de-prova, representando incidência de 50%, Figura 47A e B. No entanto, 2 destes corpos-de-prova não foram descartados: um deles por apresentar falha muito pequena no braço de retenção ($0,72 \text{ mm}^2$) e outro que apresentou falha com área total de $2,88 \text{ mm}^2$, sendo $1,64 \text{ mm}^2$ na base do braço de retenção e $1,24 \text{ mm}^2$ no conector menor.

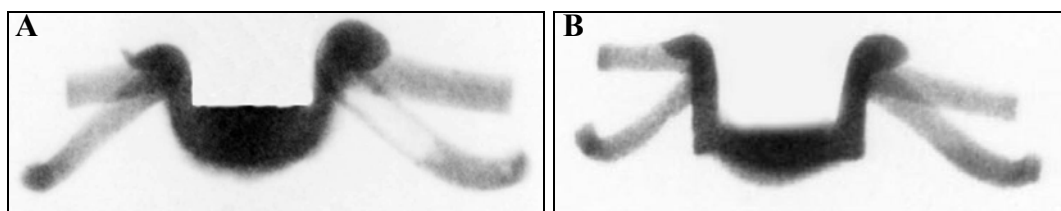


Figura 47- Corpos-de-prova de titânio/plasma:
A) descartado; B) não descartado

5.2 ENSAIO DE SIMULAÇÃO DE USO

5.2.1 Liga de cobalto-cromo

5.2.1.1 Retenção de 0,25 mm

A Tabela 3 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de Próteses Parciais Removíveis (PPR) confeccionadas em liga de Co-Cr com retenção de 0,25 mm.

Tabela 3– Força de retenção - grampos em liga de Co-Cr - retenção 0,25 mm (N)

Métodos de fusão	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	23,29	29,93	29,60	29,99	29,85	28,78	28,24
	42,35	37,38	36,70	33,65	34,15	32,02	29,08
	20,89	22,21	23,47	26,36	28,96	28,31	28,04
	24,00	27,29	26,43	25,48	25,22	27,90	27,45
	17,39	22,10	24,77	35,64	34,59	34,50	33,43
	28,43	35,09	35,88	38,20	39,59	38,39	37,51
M	26,06	29,00	29,48	31,55	32,06	31,65	30,63
DP	8,77	6,40	5,67	5,13	5,07	4,17	4,00
Plasma	24,34	24,60	23,17	20,88	19,70	18,74	17,50
	16,64	21,09	21,11	20,95	20,17	22,41	24,32
	20,99	23,60	21,00	18,67	17,72	16,88	18,35
	16,63	16,15	16,05	16,58	16,91	16,65	16,28
	16,76	17,14	18,19	18,21	18,79	17,71	17,21
	18,87	27,36	26,49	26,14	25,12	24,33	24,30
M	19,04	21,66	21,00	20,24	19,74	19,45	19,66
DP	3,12	4,38	3,67	3,34	2,90	3,18	3,66

Utilizando o programa estatístico GMC³ foi realizada uma série de testes preliminares com a finalidade de verificar se a distribuição do erro amostral seria normal e homogênea, o que possibilita o emprego de testes paramétricos.

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares indicou que a distribuição amostral era normal (21,37%) e homogênea (0,24)⁴ sendo aplicada a análise de variância.

Os resultados da análise de variância são apresentados na Tabela 4.

³ Programa estatístico GMC. Disponível em <<http://www.forp.usp.br/restauradora/gmc/gmc.html>>

⁴ Valor tabelado para 14 variâncias e 5 graus de liberdade = 0,2319 (5%) e 0,2739 (1%)

Tabela 4- Análise de variância - grampos em liga de Co-Cr - retenção 0,25 mm

Fonte de variação	Soma de Quadrados	GL	Quadrados Médios	(F)	Prob. (H ₀) (%)
Entre tempos (T)	96,6706	6	16,1118	0,44	15,2498 ns
Resíduo I	1101,5443	30	36,7181		
Entre métodos (M)	2078,3669	1	2078,3669	165,03	0,0000 *
Interação T x M	93,4247	6	15,5708	1,24	30,8036 ns
Resíduo II	503,7513	40	12,5938		
Variação Total	3873,7578	83			

ns= não significante; * significante ao nível de 1%

Fator Métodos: entre os métodos de fundição foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre indução (30,06 N) e plasma (20,11 N).

Interação Métodos X Tempos: os dados da Tabela 5 foram utilizados para elaboração do gráfico da Figura 48.

Tabela 5- Interação método de fusão X tempo - liga de Co-Cr - retenção 0,25 mm (N)

Método de Fusão	Tempo (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	26,06	29,00	29,48	31,55	32,06	31,65	30,63
Plasma	19,04	21,66	21,00	20,24	19,74	19,45	19,66

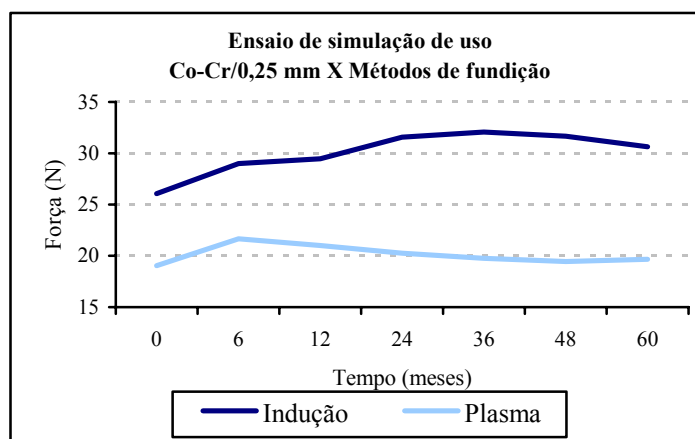


Figura 48- Interação método de fusão X tempo, grampos em liga de Co-Cr, retenção 0,25 mm.

No gráfico da Figura 48, cada linha descreve o comportamento de um método de fusão (indução e plasma) ao longo do tempo de ensaio de simulação de uso. O não paralelismo, observado em alguns dos seguimentos destas retas, confirma a significância revelada pela análise de variância.

5.2.1.2 Retenção 0,50 mm

A Tabela 6 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em liga de Co-Cr, com retenção de 0,50 mm.

Tabela 6– Força de retenção - grampos em liga de Co-Cr - retenção 0,50 mm (N)

Métodos de fusão	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	18,45	24,00	25,60	25,24	24,84	22,80	22,49
	34,33	34,34	32,13	31,22	29,92	31,52	29,98
	34,68	41,02	40,58	39,85	38,65	37,58	35,59
	22,78	30,73	32,09	36,13	34,90	35,46	34,60
	30,36	33,96	34,22	32,03	31,84	31,13	27,87
	14,87	20,85	22,24	24,08	22,84	23,36	30,60
M	25,91	30,82	31,14	31,43	30,50	30,31	30,19
DP	8,43	7,38	6,49	6,09	5,98	6,10	4,76
Plasma	12,03	18,59	19,44	19,35	20,83	23,10	22,36
	19,34	24,49	23,98	24,44	25,10	26,52	26,17
	20,04	21,95	25,30	28,45	27,71	28,12	30,87
	15,21	16,11	16,12	18,14	18,47	19,99	14,08
	15,05	16,83	17,15	16,35	16,16	16,29	15,54
	21,59	30,46	31,65	29,23	34,61	34,31	33,08
M	17,21	21,41	22,27	22,66	23,81	24,72	23,68
DP	3,67	5,45	5,87	5,50	6,77	6,37	7,83

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares indicou que a distribuição amostral era normal (16,28%) e homogênea (0,13)⁵, sendo aplicada a análise de variância.

Os resultados da análise de variância são apresentados na Tabela 7.

⁵ Valor tabelado para 14 variâncias e 5 graus de liberdade = 0,2319 (5%) e 0,2739 (1%)

Tabela 7- Análise de variância - grampos em liga de Co-Cr - retenção 0,50 mm

Fonte de variação	Soma de Quadrados	GL	Quadrados Médios	(F)	Prob. (H ₀) (%)
Entre tempos (T)	307,9609	6	51,3268	1,30	28,8870 ns
Resíduo I	1188,7109	30	39,6237		
Entre métodos (M)	1274,1350	1	1274,1350	32,04	0,0021*
Interação T x M	39,9067	6	6,6511	0,17	1,7336**
Resíduo II	1590,6967	40	39,7674		
Varição Total	4401,4102	83			

ns= não significante; *significante ao nível de 1%, **significante ao nível de 5%

Fator Métodos: entre os métodos de fundição foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre indução (30,04 N) e plasma (22,25 N).

Interação Métodos X Tempos: os dados da Tabela 8 foram utilizados para elaboração do gráfico da Figura 49.

Tabela 8- Interação método de fusão X tempo - liga de Co-Cr - retenção 0,50 mm (N)

Método de Fusão	Tempo (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	25,91	30,82	31,14	31,43	30,50	30,31	30,19
Plasma	17,21	21,41	22,27	22,66	23,81	24,72	23,68

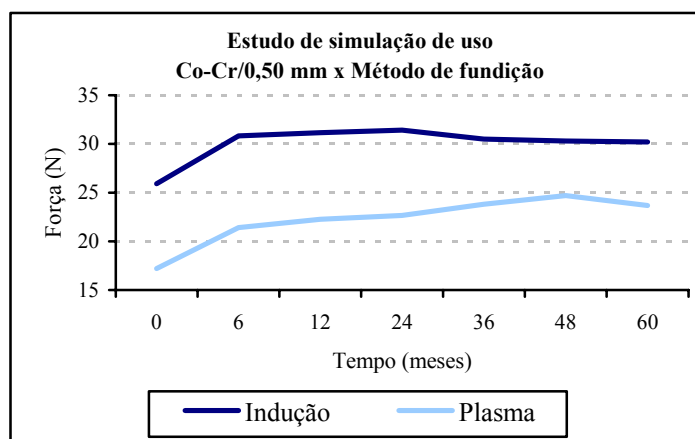


Figura 49 – Interação método de fusão X tempo para grampos em liga de Co-Cr, retenção 0,50 mm

No gráfico da Figura 49, cada linha descreve o comportamento de um método de fusão (indução e plasma), ao longo do tempo de ensaio de simulação de uso. O não paralelismo observado em alguns dos seguimentos destas retas, confirma a significância revelada pela análise de variância. Houve relativo paralelismo nos seguimentos de 0-24, demonstrando tendência de comportamento semelhante para a liga de Co-Cr fundida pelos diferentes métodos.

5.2.1.3 Retenção 0,75 mm

A Tabela 9 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em liga de Co-Cr, com retenção de 0,75 mm.

Tabela 9– Força de retenção - grampos em liga de Co-Cr - retenção 0,75 mm (N)

Métodos de fusão	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	30,85	29,90	27,45	31,74	29,56	22,41	20,68
	41,12	39,99	40,65	39,65	39,00	31,21	31,07
	23,74	22,13	21,38	19,28	18,36	18,18	18,53
	39,73	34,92	33,32	35,30	35,84	34,52	33,68
	19,72	20,43	20,74	21,31	22,88	21,86	22,86
	26,32	24,98	24,05	23,92	22,96	25,17	25,92
M	30,25	28,73	27,93	28,53	28,10	25,56	25,46
DP	8,69	7,65	7,76	8,23	8,12	6,17	5,95
Plasma	33,76	33,35	31,36	29,04	26,62	28,80	32,86
	35,07	38,96	39,74	38,43	39,30	38,48	36,10
	24,06	23,21	22,99	23,55	25,95	25,46	23,90
	28,05	30,62	30,69	28,62	31,94	31,52	31,09
	31,02	32,68	31,63	30,21	30,67	31,54	30,72
	34,15	37,25	33,41	31,40	29,53	33,43	29,63
M	31,02	32,68	31,64	30,21	30,67	31,54	30,72
DP	4,27	5,56	5,38	4,84	4,82	4,39	4,03

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares indicou que a distribuição amostral era normal (43,10%) e homogênea (0,13)⁶, sendo aplicada a análise de variância.

Os resultados da análise de variância são apresentados na Tabela 10.

Tabela 10- Análise de variância - grampos em liga de Co-Cr - retenção 0,75 mm

Fonte de variação	Soma de Quadrados	GL	Quadrados Médios	(F)	Prob. (H ₀) (%)
Entre tempos (T)	68,8750	6	11,4792	0,16	1,6043**
Resíduo I	2150,5859	30	71,6862		
Entre métodos (M)	245,0699	1	245,0699	14,93	0,0662*
Interação T x M	63,2842	6	10,5474	0,64	30,2347ns
Resíduo II	656,7474	40	16,4187		
Variação Total	3184,5625	83			

ns= não significante; * significante ao nível de 1%; **significante ao nível de 5%

Fator Métodos: entre os métodos de fundição foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre indução (27,79 N) e plasma (31,21 N).

Interação Métodos X Tempos: os dados da Tabela 11 foram utilizados para elaboração do gráfico da Figura 50.

Tabela 11- Interação método de fusão X tempo - liga de Co-Cr - retenção 0,75 mm (N)

Método de Fusão	Tempo (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	30,25	28,73	27,93	28,53	28,10	25,56	25,46
Plasma	31,02	32,68	31,64	30,21	30,67	31,54	30,72

⁶ Valor tabelado para 14 variâncias e 5 graus de liberdade = 0,2319 (5%) e 0,2739 (1%)

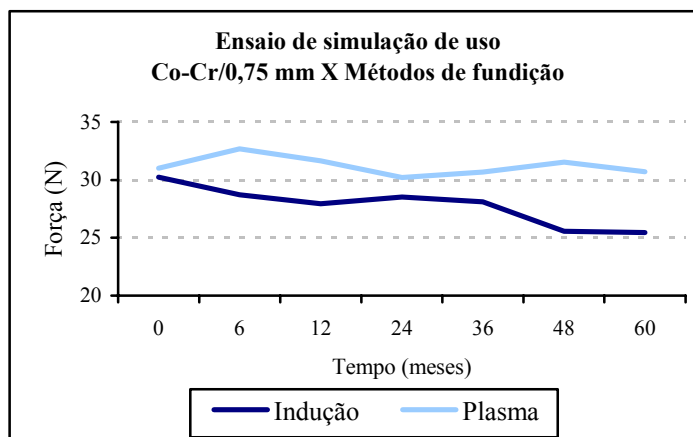


Figura 50 – Interação método de fusão X tempo para grampos em liga de Co-Cr, retenção 0,75 mm

No gráfico da Figura 50, cada linha descreve o comportamento de um método de fusão (indução e plasma) ao longo do tempo de ensaio de simulação de uso. O não paralelismo observado em alguns dos seguimentos destas retas, confirma a significância revelada pela análise de variância. Houve relativo paralelismo no seguimento de 6-12, demonstrando tendência de comportamento semelhante para liga de Co-Cr fundida pelos diferentes métodos.

5.2.2 TITÂNIO CP

5.2.2.1 Retenção 0,25 mm

A Tabela 12 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em titânio cp, com retenção de 0,25 mm.

Tabela 12– Força de retenção - grampos de titânio cp - retenção 0,25 mm (N)

Métodos de fusão	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	14,86	11,48	11,72	10,48	10,35	10,02	9,88
	17,99	15,41	15,34	14,30	13,71	12,88	12,38
	23,01	16,55	17,23	14,91	14,43	14,89	14,60
	20,85	17,57	17,36	15,73	16,35	15,68	15,18
	15,35	14,24	13,75	14,69	14,52	15,25	13,17
	15,88	17,20	16,63	15,71	12,91	8,56	9,05
M	17,99	15,41	15,34	14,30	13,71	12,88	12,38
DP	3,30	2,28	2,33	1,96	2,00	2,98	2,48
Plasma	10,38	12,78	11,89	11,36	10,90	10,33	10,10
	17,13	15,71	15,04	12,94	11,64	10,23	10,25
	17,42	20,93	20,81	20,24	20,36	19,17	17,53
	17,19	15,98	15,21	13,12	11,85	10,40	10,37
	15,28	17,54	17,45	14,79	13,52	13,15	12,43
	17,42	18,73	18,38	17,30	15,82	15,11	13,62
M	15,80	16,95	16,46	14,96	14,02	13,07	12,38
DP	2,78	2,80	3,10	3,28	3,57	3,58	2,89

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares indicou que a distribuição amostral era normal (44,29%) e homogênea (0,11)⁷, sendo aplicada a análise de variância.

Os resultados da análise de variância são apresentados na Tabela 13.

Tabela 13- Análise de variância - grampos em titânio cp - retenção 0,25 mm

Fonte de variação	Soma de Quadrados	GL	Quadrados Médios	(F)	Prob. (H ₀) (%)
Entre tempos (T)	210,2214	6	35,0369	2,68	3,3133 **
Resíduo I	392,5657	30	13,0855		
Entre métodos (M)	1,1317	1	1,1317	0,26	37,8716 ns
Interação T x M	25,7589	6	4,2932	0,97	45,7431 ns
Resíduo II	176,6485	40	4,4162		
Varição Total	806,3262	83			

ns= não significante; **significante ao nível de 5%

⁷ Valor tabelado para 14 variâncias e 5 graus de liberdade = 0,2319 (5%) e 0,2739 (1%)

Fator Métodos: entre os métodos de fundição, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre indução (14,57 N) e plasma (14,80 N).

Interação Métodos X Tempos: os dados da Tabela 14 foram utilizados para elaboração do gráfico da Figura 51.

Tabela 14- Interação método de fusão X tempo - titânio cp - retenção 0,25 mm (N).

Método de Fusão	Tempo (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	17,99	15,41	15,34	14,30	13,71	12,88	12,38
Plasma	15,80	16,95	16,46	14,96	14,02	13,07	12,38

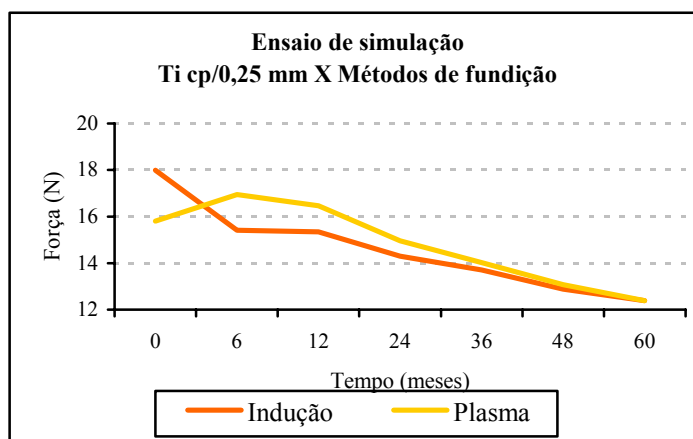


Figura 51– Interação método de fusão X tempo para grampos em titânio cp, retenção 0,25 mm

No gráfico da Figura 51, cada linha descreve o comportamento de um método de fusão (indução e plasma) ao longo do tempo de ensaio de simulação de uso. Observa-se paralelismo relativo entre as retas, exceção feita aos segmentos iniciais (0-12), confirmando a não significância estatística entre os métodos, indicada pela análise de variância. Pode-se afirmar, a mesma tendência de comportamento para os corpos-de-prova de Ti cp a partir do período de 12 meses até o final do ensaio.

5.2.2.2 Retenção 0,50 mm

A Tabela 15 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em titânio cp, com retenção de 0,50 mm.

Tabela 15– Força de retenção - grampos de titânio cp - retenção 0,50 mm (N)

Métodos de fusão	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	19,84	19,57	19,72	19,50	16,83	16,22	14,88
	24,52	22,96	22,12	22,12	21,36	18,83	19,26
	18,47	21,55	20,02	18,54	17,53	16,60	15,43
	19,64	20,93	20,24	20,30	20,16	19,73	22,57
	20,35	21,14	20,84	20,16	19,00	17,77	18,31
	19,26	20,69	22,09	20,34	19,12	17,47	19,42
M	20,35	21,14	20,84	20,16	19,00	17,77	18,31
Plasma	14,71	20,47	21,50	19,78	19,29	18,66	17,30
	12,49	12,76	12,78	11,78	11,20	10,28	9,72
	13,60	14,61	14,47	13,36	12,32	11,96	12,22
	18,32	16,89	15,19	13,54	12,54	12,51	11,87
	15,98	16,72	14,78	13,82	11,89	11,69	11,08
	20,87	20,68	19,65	20,36	17,67	17,64	17,10
M	16,00	17,02	16,40	15,44	14,15	13,79	13,22

Os testes estatísticos preliminares indicaram que a amostra era não normal, sendo empregados testes não-paramétricos de Friedman (Tabelas 16 e 17) e Mann Whitney (Tabela18).

Tabela 16– Teste de Friedman - titânio cp - fundição por indução - retenção 0,50 mm

Valor do X^2 para 6 graus de liberdade	21,55
Probabilidade de H_0 para esse valor	0,15%

Significante ao nível de 1%

Comparando as forças de retenção verificadas durante a simulação de uso (em meses) para os corpos-de-prova de titânio cp fundidos por indução com retenção 0,50 mm, verificou-se diferenças estatisticamente significante ao nível de 1% de probabilidade entre os períodos

de: 6 e 36 meses; 6 e 48 meses; 6 e 60 meses e 12 e 48 meses e ao nível de 5% de probabilidade entre os períodos de: 0 e 48 meses; 12 e 36 meses; 12 e 60 meses e 24 e 48 meses. Para a comparação entre os demais períodos não foi encontrada diferença estatisticamente significativa (Apêndice A).

Tabela 17– Teste de Friedman - titânio cp - fundição por plasma - retenção 0,50 mm

Valor do X^2 para 6 graus de liberdade	27,64
Probabilidade de Ho para esse valor	0,01%

Significante ao nível de 1%

Comparando as forças de retenção verificadas durante a simulação de uso (em meses) para os corpos-de-prova de titânio cp fundidos por plasma com retenção 0,50 mm, verificou-se diferença estatisticamente significativa ao nível de 1% de probabilidade entre os períodos de: 0 e 48 meses; 0 e 60 meses; 6 e 36 meses; 6 e 48 meses; 6 e 60 meses; 12 e 36 meses; 12 e 48 meses; 12 e 60 meses; 24 e 60 meses e ao nível de 5% entre os períodos: 0 e 36 meses; 6 e 24 meses; 24 e 48 meses; 36 e 60 meses. Para a comparação entre os demais períodos não, foi encontrada diferença estatisticamente significativa (Apêndice B).

Tabela 18– Teste de Mann Whitney - titânio cp – retenção 0,50 mm (N)

Tempo	Valores médios de força		Valores de U		% de Ho
	indução	plasma	U1	U2	
0	20,35	16,00	31	5	0,021*
6	21,14	17,02	34	2	0,004*
12	20,84	16,40	32	4	0,013*
24	20,16	15,44	29	7	0,047*
36	19,00	14,15	30	6	0,032*
48	17,77	13,79	29	7	0,047*
60	18,31	13,22	32	4	0,013*

* significante ao nível de 1%

As comparações apresentadas na Tabela 18 indicam a ocorrência de diferenças estatisticamente significantes ao nível de 1% durante todo o ensaio de simulação de uso das estruturas metálicas de titânio cp fundidas por indução e plasma.

5.2.2.3 Retenção 0,75 mm

A Tabela 19 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em titânio cp com retenção de 0,75 mm.

Tabela 19– Força de retenção - grampos de titânio cp - retenção 0,75 mm (N)

Métodos de fusão	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	16,72	16,21	15,35	14,27	13,31	12,21	12,12
	24,38	18,87	16,76	16,41	14,35	13,94	13,35
	16,81	19,30	18,81	16,78	16,00	14,97	13,55
	20,07	17,69	16,79	15,52	14,50	13,49	12,87
	25,05	16,55	16,48	14,91	14,30	12,89	12,39
	17,38	17,52	16,54	15,23	14,56	13,46	12,94
M	20,07	17,69	16,79	15,52	14,50	13,49	12,87
DP	3,81	1,23	1,12	0,94	0,86	0,94	0,55
Plasma	16,35	17,49	17,63	15,89	14,26	14,21	13,25
	13,91	15,42	15,16	15,00	15,50	13,82	13,78
	10,81	15,22	14,94	14,61	13,60	12,73	12,35
	17,38	22,68	22,91	19,68	19,38	18,64	15,51
	15,02	16,56	15,22	14,20	13,66	13,71	12,52
	21,39	24,35	23,15	19,17	17,20	14,49	12,69
M	15,81	18,62	18,17	16,43	15,60	14,60	13,35
DP	3,55	3,92	3,89	2,40	2,30	2,07	1,18

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares indicou que a distribuição amostral era normal (7,36%) e homogênea (0,19)⁸, sendo aplicada a análise de variância.

⁸ Valor tabelado para 14 variâncias e 5 graus de liberdade = 0,2319 (5%) e 0,2739 (1%)

Os resultados da análise de variância são apresentados na Tabela 20.

Tabela 20- Análise de variância - grampos em titânio cp - retenção 0,75 mm

Fonte de variação	Soma de Quadrados	GL	Quadrados Médios	(F)	Prob. (H ₀) (%)
Entre tempos (T)	283,7988	6	47,2998	8,37	0,0078*
Resíduo I	169,4512	30	5,6484		
Entre métodos (M)	1,1671	1	1,1671	0,20	34,1063 ns
Interação T x M	71,9696	6	11,9949	2,09	7,5741 ns
Resíduo II	229,8398	40	5,7460		
Varição Total	756,2266	83			

ns= não significante; * significante ao nível de 1%

Fator Métodos: entre os métodos de fundição não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre indução (15,85 N) e plasma (16,08 N).

Interação Métodos X Tempos: os dados da Tabela 21 foram utilizados para elaboração do gráfico da Figura 52.

Tabela 21- Interação método de fusão X tempo - titânio cp - retenção 0,75 mm (N)

Método de Fusão	Tempo (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Indução	20,07	17,69	16,79	15,52	14,50	13,49	12,87
Plasma	15,81	18,62	18,17	16,43	15,60	14,60	13,35

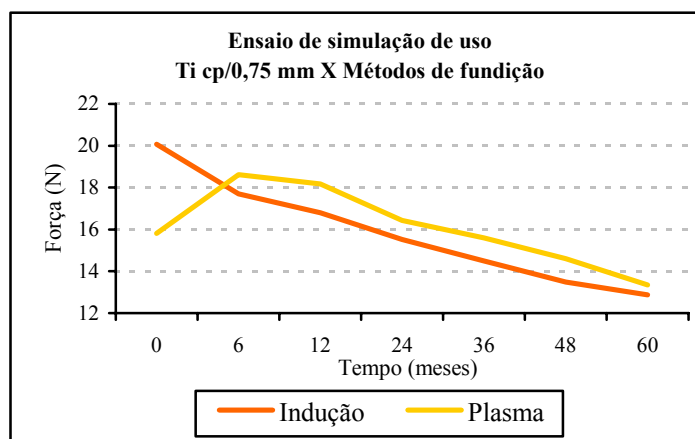


Figura 52– Interação método de fusão X tempo para grampos em titânio cp, retenção 0,75 mm

No gráfico da Figura 52, cada linha descreve o comportamento de um método de fusão (indução e plasma) ao longo do tempo de ensaio de simulação de uso. Observa-se paralelismo relativo entre as retas, exceção feita aos segmentos iniciais (0-6), confirmando a não significância estatística entre os métodos, indicada pela análise de variância. Pode-se afirmar a mesma tendência de comportamento para os corpos-de-prova de Ti cp, a partir do período de 6 meses até o final do ensaio.

5.2.3 Comparação entre Co-Cr e Titânio cp fundidos por indução

5.2.3.1 Retenção 0,25 mm

A Tabela 22 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em liga de Co-Cr e titânio cp fundidos por indução, com retenção de 0,25 mm.

Tabela 22– Força de retenção de grampos - liga de cobalto-cromo e titânio cp - fundição por indução - retenção 0,25 mm (N)

Materiais	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Co-Cr	23,29	29,93	29,60	29,99	29,85	28,78	28,24
	42,35	37,38	36,70	33,65	34,15	32,02	29,08
	20,89	22,21	23,47	26,36	28,96	28,31	28,04
	24,00	27,29	26,43	25,48	25,22	27,90	27,45
	17,39	22,10	24,77	35,64	34,59	34,50	33,43
	28,43	35,09	35,88	38,20	39,59	38,39	37,51
M	26,06	29,00	29,48	31,55	32,06	31,65	30,63
DP	8,77	6,40	6,67	5,13	5,07	4,17	4,00
Titânio	14,86	11,48	11,72	10,48	10,35	10,02	9,88
	17,99	15,41	15,34	14,30	13,71	12,88	12,38
	23,01	16,55	17,23	14,91	14,43	14,89	14,60
	20,85	17,57	17,36	15,73	16,35	15,68	15,18
	15,35	14,24	13,75	14,69	14,52	15,25	13,17
	15,88	17,20	16,63	15,71	12,91	8,56	9,05
M	17,99	15,41	15,34	14,30	13,71	12,88	12,38
DP	3,30	2,28	2,23	1,96	2,00	2,98	2,48

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares indicou que a distribuição amostral era normal (19,22%) e homogênea (0,27)⁹, sendo aplicada a análise de variância.

Os resultados da análise de variância são apresentados na Tabela 23.

Tabela 23- Análise de variância - grampos em liga de Co-Cr e titânio cp – fundição por indução - retenção 0,25 mm

Fonte de variação	Soma de Quadrados	GL	Quadrados Médios	(F)	Prob. (H ₀) (%)
Entre tempos (T)	17,6602	6	2,9434	0,14	1,2078**
Resíduo I	622,7617	30	20,7587		
Entre materiais (M)	5037,1924	1	5037,1924	259,99	0,0000*
Interação T x M	270,4561	6	45,0760	2,33	5,0324 ns
Resíduo II	774,9727	40	19,3743		
Variação Total	6723,0430	83			

ns= não significante; * significante ao nível de 1%; **significante ao nível de 5%

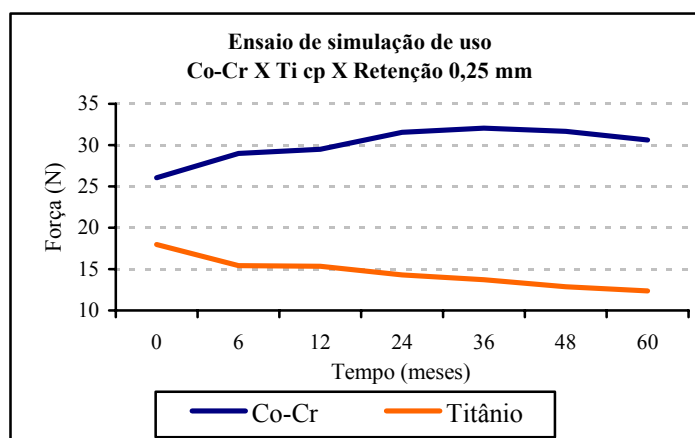
Fator Materiais: entre os materiais foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre Co-Cr (30,06 N) e titânio cp (14,57 N).

Interação Materiais X Tempos: os dados da Tabela 24 foram utilizados para elaboração do gráfico da Figura 53.

⁹ Valor tabelado para 14 variâncias e 5 graus de liberdade = 0,2319 (5%) e 0,2739 (1%)

Tabela 24- Interação materiais X tempo - liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por indução - retenção 0,25 mm (N)

Materiais	Tempo (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Co-Cr	26,06	29,00	29,48	31,55	32,06	31,65	30,63
Titânio	17,99	15,41	15,34	14,30	13,71	12,88	12,38

**Figura 53-** Interação materiais X tempo, grampos de Co-Cr e titânio cp fundição por indução, retenção 0,25 mm

No gráfico da Figura 53, cada linha descreve o comportamento dos materiais (liga de Co-Cr e Ti cp) ao longo do tempo de ensaio de simulação de uso. O não paralelismo observado em alguns dos seguimentos destas retas confirma a significância revelada pela análise de variância. Houve relativo paralelismo nos seguimentos de 36-60, demonstrando tendência de comportamento semelhante para a liga de Co-Cr e para o titânio cp, fundidos por indução.

5.2.3.2 Retenção 0,50 mm

A Tabela 25 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em liga de Co-Cr e titânio cp fundidos por indução, com retenção de 0,50 mm.

Tabela 25- Força de retenção - grampos em liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por indução - retenção 0,50 mm (N)

Materiais	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Co-Cr	18,45	24,00	25,60	25,24	24,84	22,80	22,49
	34,33	34,34	32,13	31,22	29,92	31,52	29,98
	34,68	41,02	40,58	39,85	38,65	37,58	35,59
	22,78	30,73	32,09	36,13	34,90	35,46	34,60
	30,36	33,96	34,22	32,03	31,84	31,13	27,87
	14,87	20,85	22,24	24,08	22,84	23,36	30,60
M	25,91	30,82	31,14	31,42	30,50	30,31	30,19
Titânio	19,84	19,57	19,72	19,50	16,83	16,22	14,88
	24,52	22,96	22,12	22,12	21,36	18,83	19,26
	18,47	21,55	20,02	18,54	17,53	16,60	15,43
	19,64	20,93	20,24	20,30	20,16	19,73	22,57
	20,35	21,14	20,84	20,16	19,00	17,77	18,31
	19,26	20,69	22,09	20,34	19,12	17,47	19,42
M	20,35	21,14	20,84	20,16	19,00	17,77	18,31

Os testes estatísticos preliminares indicaram que a amostra era não normal, sendo empregado o teste não-paramétrico de Mann Whitney (Tabela 26).

Tabela 26- Teste de Mann Whitney - grampos em liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por indução - retenção 0,50 mm (N)

Tempo	Valores médios de força		Valores de U		% de Ho
	Co-Cr	Ti	U1	U2	
0	25,91	20,35	23	13	0,242**
6	30,82	21,14	32	4	0,013*
12	31,14	20,84	36	0	0,001*
24	31,42	20,16	36	0	0,001*
36	30,50	19,00	36	0	0,001*
48	30,31	17,77	36	0	0,001*
60	30,19	18,31	35	1	0,002*

* significativa ao nível de 1%, **significante ao nível de 5%

As comparações apresentadas na Tabela 26 indicam que houve diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% entre os grampos de Co-Cr e de titânio cp no

início do ensaio de simulação de uso (tempo 0). A partir daí, até o final do ensaio, houve diferença estatisticamente significativa ao nível de 1%.

5.2.3.3 Retenção 0,75 mm

A Tabela 27 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em liga de Co-Cr e titânio cp fundidos por indução, com retenção de 0,75 mm.

Tabela 27– Força de retenção - grampos em liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por indução - retenção 0,75 mm (N)

Materiais	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Co-Cr	30,85	29,90	27,45	31,74	29,56	22,41	20,68
	41,12	39,99	40,65	39,65	39,00	31,21	31,07
	23,74	22,13	21,38	19,28	18,36	18,18	18,53
	39,73	34,92	33,32	35,30	35,84	34,52	33,68
	19,72	20,43	20,74	21,31	22,88	21,86	22,86
	26,32	24,98	24,05	23,92	22,96	25,17	25,92
M	30,25	28,73	27,93	28,53	28,10	25,56	25,46
Titânio	16,72	16,21	15,35	14,27	13,31	12,21	12,12
	24,38	18,87	16,76	16,41	14,35	13,94	13,35
	16,81	19,30	18,81	16,78	16,00	14,97	13,55
	20,07	17,69	16,79	15,52	14,50	13,49	12,87
	25,05	16,55	16,48	14,91	14,30	12,89	12,39
	17,38	17,52	16,54	15,23	14,56	13,46	12,94
M	20,07	17,69	16,79	15,52	14,50	13,49	12,87

Os testes estatísticos preliminares indicaram que a amostra era não normal, sendo empregado o teste não-paramétrico de Mann Whitney (Tabela 28).

Tabela 28- Teste de Mann Whitney - grampos em liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por indução - retenção 0,75 mm (N)

Tempo	Valores médios de força		Valores de U		% de Ho
	Co-Cr	Ti	U1	U2	
0	30,26	20,07	31	5	0,021*
6	28,73	17,69	36	0	0,001*
12	27,93	16,79	36	0	0,001*
24	28,53	15,52	36	0	0,001*
36	28,10	14,50	36	0	0,001*
48	25,56	13,49	36	0	0,001*
60	25,46	12,87	36	0	0,001*

* significante ao nível de 1%

As comparações apresentadas na Tabela 28 indicam que houve diferença estatisticamente significativa ao nível de 1% durante todo o ensaio de simulação de uso das estruturas metálicas de liga de Co-Cr e titânio cp.

5.2.4 Comparação entre Co-Cr e titânio cp fundidos por plasma

5.2.4.1 Retenção 0,25 mm

A Tabela 29 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em liga de Co-Cr e titânio cp fundidos por plasma, com retenção de 0,25 mm.

Tabela 29– Força de retenção - grampos em liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por plasma - retenção 0,25 mm (N)

Materiais	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Co-Cr	24,34	24,60	23,17	20,88	19,70	18,74	17,50
	16,64	21,09	21,11	20,95	20,17	22,41	24,32
	20,99	23,60	21,00	18,67	17,72	16,88	18,35
	16,63	16,15	16,05	16,58	16,91	16,65	16,28
	16,76	17,14	18,19	18,21	18,79	17,71	17,21
	18,87	27,36	26,49	26,14	25,12	24,33	24,30
M	19,04	21,66	21,00	20,24	19,74	19,45	19,66
Titânio	10,38	12,78	11,89	11,36	10,90	10,33	10,10
	17,13	15,71	15,04	12,94	11,64	10,23	10,25
	17,42	20,93	20,81	20,24	20,36	19,17	17,53
	17,19	15,98	15,21	13,12	11,85	10,40	10,37
	15,28	17,54	17,45	14,79	13,52	13,15	12,43
	17,42	18,73	18,38	17,30	15,82	15,11	13,62
M	15,80	16,95	16,46	14,96	14,02	13,07	12,38

Os testes estatísticos preliminares indicaram que a amostra era não normal, sendo empregado o teste não-paramétrico de Mann Whitney (Tabela 30).

Tabela 30- Teste de Mann Whitney - grampos em liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por plasma - retenção 0,25 mm (N)

Tempo	Valores médios de força		Valores de U		% de Ho
	Co-Cr	Ti	U1	U2	
0	19,04	15,80	24	12	0,197*
6	21,66	16,95	30	6	0,032*
12	21,00	16,46	31	5	0,021*
24	20,24	14,96	32	4	0,013*
36	19,74	14,02	31	5	0,021*
48	19,45	13,07	32	4	0,013*
60	19,66	12,38	33	3	0,008*

* significante ao nível de 1%

As comparações apresentadas na Tabela 30 indicam que houve diferença estatisticamente significativa ao nível de 1% durante todo o ensaio de simulação de uso das estruturas metálicas de liga de Co-Cr e titânio cp.

5.2.4.2 Retenção 0,50 mm

A Tabela 31 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em liga de Co-Cr e titânio cp fundidos por plasma, com retenção de 0,50 mm.

Tabela 31– Força de retenção - grampos em liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por plasma - retenção 0,50 mm (N)

Materiais	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Co-Cr	12,03	18,59	19,44	19,35	20,83	23,10	22,36
	19,34	24,49	23,98	24,44	25,10	26,52	26,17
	20,04	21,95	25,30	28,45	27,71	28,12	30,87
	15,21	16,11	16,12	18,14	18,47	19,99	14,08
	15,05	16,83	17,15	16,35	16,16	16,29	15,54
	21,59	30,46	31,65	29,23	34,61	34,31	33,08
M	17,21	21,41	22,27	22,66	23,81	24,72	23,68
DP	3,67	5,45	5,87	5,50	6,77	6,37	7,83
Titânio	14,71	20,47	21,50	19,78	19,29	18,66	17,30
	12,49	12,76	12,78	11,78	11,20	10,28	9,72
	13,60	14,61	14,47	13,36	12,32	11,96	12,22
	18,32	16,89	15,19	13,54	12,54	12,51	11,87
	15,98	16,72	14,78	13,82	11,89	11,69	11,08
	20,87	20,68	19,65	20,36	17,67	17,64	17,10
M	16,00	17,02	16,40	15,44	14,15	13,79	13,22
DP	3,13	3,14	3,39	3,66	3,42	3,47	3,20

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares indicou que a distribuição amostral era normal (63,54%) e homogênea (0,18)¹⁰, sendo aplicada a análise de variância.

Os resultados da análise de variância são apresentados na Tabela 32.

¹⁰ Valor tabelado para 14 variâncias e 5 graus de liberdade = 0,2319 (5%) e 0,2739 (1%)

Tabela 32- Análise de variância - grampos em Co-Cr e titânio cp - fundição por plasma - retenção de 0,50 mm

Fonte de variação	Soma de Quadrados	GL	Quadrados Médios	(F)	Prob. (H ₀) (%)
Entre tempos (T)	67,6751	6	11,2792	0,33	8,6080 ns
Resíduo I	1016,9304	30	33,8977		
Entre materiais (M)	1061,0978	1	1061,0978	64,93	0,0001*
Interação T x M	228,3293	6	38,0549	2,33	5,0162 ns
Resíduo II	653,7350	40	16,3434		
Varição Total	3027,7676	83			

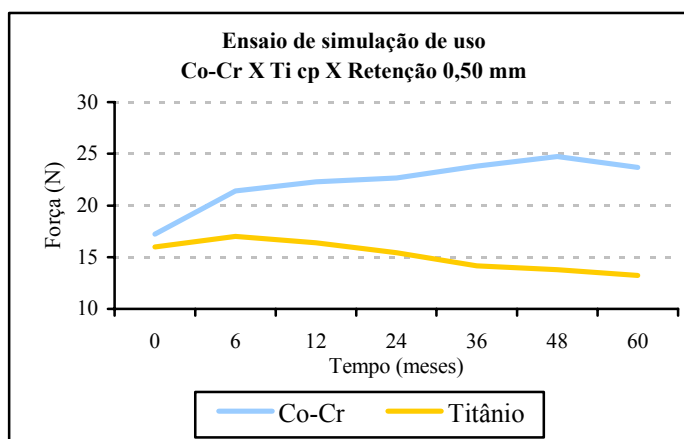
ns= não significante, *significante ao nível de 1%

Fator Materiais: entre os materiais foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre Co-Cr (22,25 N) e titânio cp (15,14 N).

Interação Materiais X Tempos: os dados da Tabela 33 foram utilizados para elaboração do gráfico da Figura 54.

Tabela 33- Interação materiais X tempo – liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por plasma - retenção 0,50 mm (N)

Materiais	Tempo (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Co-Cr	17,21	21,41	22,27	22,66	23,81	24,72	23,68
Titânio	16,00	17,02	16,40	15,44	14,15	13,79	13,22

**Figura 54-** Interação materiais X tempo, grampos de Co-Cr e titânio cp fundição por plasma, retenção 0,50 mm

No gráfico da Figura 54, cada linha descreve o comportamento de um material (liga de Co-Cr e titânio) ao longo do tempo de ensaio de simulação de uso. O não paralelismo observado em alguns dos seguimentos destas retas, confirma a significância revelada pela análise de variância. Houve relativo paralelismo nos seguimentos de 48-60, demonstrando tendência de comportamento semelhante para a liga de Co-Cr e para o Ti cp, fundidos por plasma.

5.2.4.3 Retenção 0,75 mm

A Tabela 34 apresenta os valores originais do ensaio de simulação de uso de estruturas de PPR confeccionadas em liga de Co-Cr e titânio cp fundidos por plasma, com retenção de 0,75 mm.

Tabela 34– Força de retenção - grampos em liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por plasma - retenção 0,75 mm (N)

Materiais	Tempos (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Co-Cr	33,76	33,35	31,36	29,04	26,62	28,80	32,86
	35,07	38,96	39,74	38,43	39,30	38,48	36,10
	24,06	23,21	22,99	23,55	25,95	25,46	23,90
	28,05	30,62	30,69	28,62	31,94	31,52	31,09
	31,02	32,68	31,63	30,21	30,67	31,54	30,72
	34,15	37,25	33,41	31,40	29,53	33,43	29,63
M	31,02	32,68	31,64	30,21	30,67	31,54	30,72
DP	4,27	5,56	5,38	4,84	4,82	4,39	4,03
Titânio	16,35	17,49	17,63	15,89	14,26	14,21	13,25
	13,91	15,42	15,16	15,00	15,50	13,82	13,78
	10,81	15,22	14,94	14,61	13,60	12,73	12,35
	17,38	22,68	22,91	19,68	19,38	18,64	15,51
	15,02	16,56	15,22	14,20	13,66	13,71	12,52
	21,39	24,35	23,15	19,17	17,20	14,49	12,69
M	15,81	18,62	18,17	16,43	15,60	14,60	15,35
DP	3,55	3,92	3,89	2,40	2,30	2,07	1,18

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares indicou que a distribuição amostral era normal (28,40%) e homogênea (0,14)¹¹ sendo aplicada a análise de variância.

Os resultados da análise de variância são apresentados na Tabela 35.

Tabela 35- Análise de variância - grampos em liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por plasma - retenção 0,75 mm

Fonte de variação	Soma de Quadrados	GL	Quadrados Médios	(F)	Prob. (H ₀) (%)
Entre tempos (T)	107,3893	6	17,8982	0,81	42,9302 ns
Resíduo I	661,9036	30	22,0635		
Entre materiais (M)	4805,5889	1	4805,5889	438,67	0,0000*
Interação T x M	42,0153	6	7,0026	0,64	29,9879 ns
Resíduo II	438,1966	40	10,9549		
Varição Total	6055,0938	83			

ns= não significante; * significante ao nível de 1%

Fator Materiais: entre os materiais foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre Co-Cr (31,21 N) e titânio cp (16,08 N).

Interação Materiais X Tempos: os dados da Tabela 36 foram utilizados para elaboração do gráfico da Figura 55.

Tabela 36- Interação materiais X tempo - liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por plasma - retenção 0,75 mm (N)

Materiais	Tempo (meses)						
	0	6	12	24	36	48	60
Co-Cr	31,02	32,68	31,64	30,21	30,67	31,54	30,72
Titânio	15,81	18,62	18,17	16,43	15,60	14,60	13,35

¹¹ Valor tabelado para 14 variâncias e 5 graus de liberdade = 0,2319 (5%) e 0,2739 (1%)

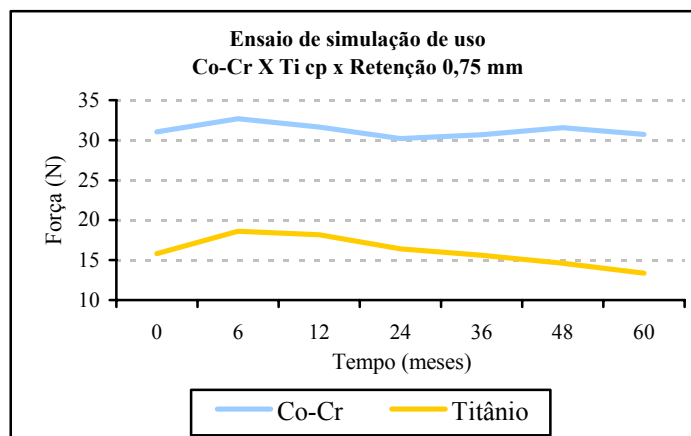


Figura 55- Interação materiais X tempo, grampos de Co-Cr e titânio cp, fundição por plasma, retenção 0,75 mm

No gráfico da Figura 55, cada linha descreve o comportamento de um material (liga de Co-Cr e titânio) ao longo do tempo de ensaio de simulação de uso. O não paralelismo observado em alguns dos seguimentos destas retas, confirma a significância revelada pela análise de variância. Houve relativo paralelismo nos seguimentos de 6-24 e de 48-60, demonstrando tendência de comportamento semelhante para a liga de Co-Cr e para o Ti cp fundidos por plasma.

5.2.5 Comparações gerais

O gráfico da Figura 56 representa a liga de Co-Cr fundida por indução e plasma, nas retenções de 0,25, 0,50 e 0,75 mm.

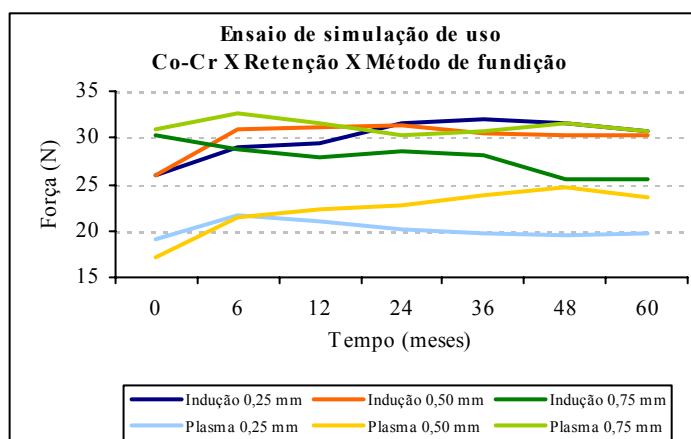


Figura 56- Comportamento médio da liga de Co-Cr em função do tempo de simulação de uso

O gráfico da Figura 57 representa o titânio cp fundido por indução e plasma, nas retenções de 0,25, 0,50 e 0,75 mm.

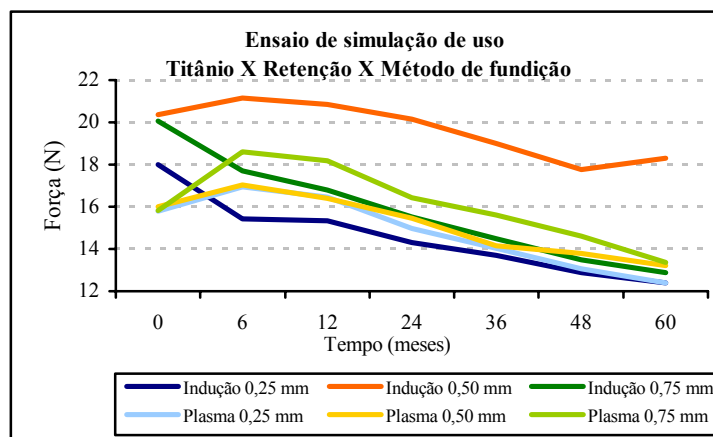


Figura 57- Comportamento médio do titânio cp em função do tempo de simulação de uso

O gráfico da Figura 58 representa o comportamento da liga de Co-Cr e do titânio cp, fundidos por plasma e indução, na retenção de 0,25 mm.

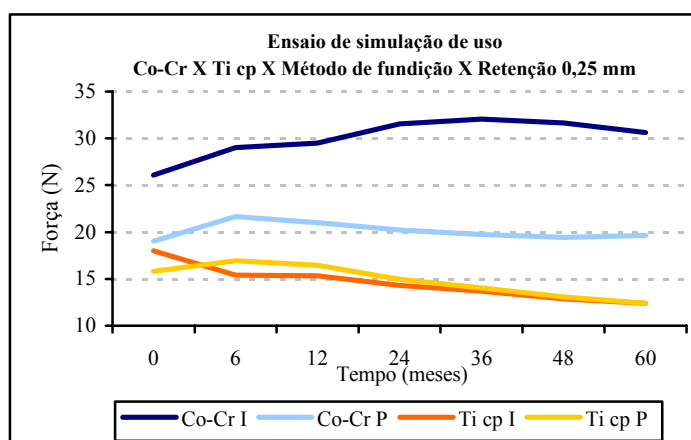


Figura 58 - Comportamento médio da liga de Co-Cr e do titânio cp na retenção de 0,25 mm

O gráfico da Figura 59 representa o comportamento da liga de Co-Cr e do titânio cp, fundidos por plasma e indução, na retenção de 0,50 mm.

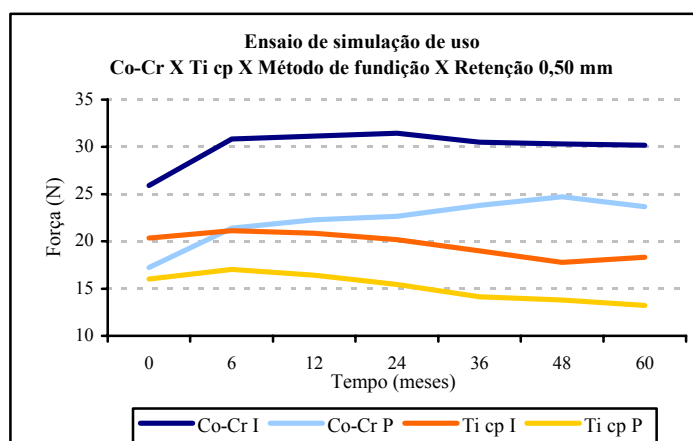


Figura 59 - Comportamento médio da liga de Co-Cr e do titânio cp na retenção de 0,50 mm

O gráfico da Figura 60 representa o comportamento da liga de Co-Cr e do titânio cp, fundidos por plasma e indução, na retenção de 0,75 mm.

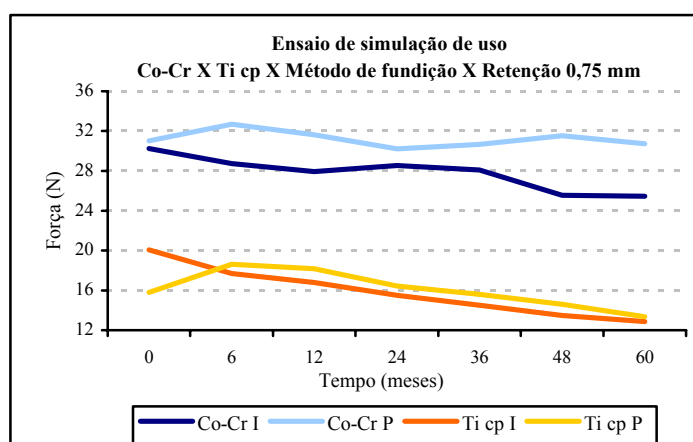


Figura 60 - Comportamento médio da liga de Co-Cr e do titânio cp na retenção de 0,75 mm

5.3 ENSAIO DE MICRODUREZA VICKERS

A Tabela 37 mostra os valores de microdureza Vickers de amostras de liga de Co-Cr e titânio cp fundidos pelos métodos de indução e plasma.

Tabela 37– Microdureza Vickers (VHN) - liga de cobalto-cromo e titânio cp -fundição por indução e plasma

Materiais	Método de fusão	
	Indução	Plasma
Co-Cr	382	322
	391	375
	384	381
	393	301
	395	350
M	389	346
Titânio	210	118
	207	112
	202	112
	217	116
	209	115
M	209	115

Os testes estatísticos preliminares indicaram que a amostra era não normal, sendo empregado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis (Tabelas 38 e 39).

Tabela 38– Teste de Kruskal-Wallis - microdureza Vickers de liga de cobalto-cromo e titânio cp - fundição por indução e plasma

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado	17,8706
Valor do X^2 para 3 graus de liberdade	17,87
Probabilidade de H_0 para esse valor	0,05%

Significante ao nível de 1%

Tabela 39– Comparação entre médias dos postos das amostras - liga de Co-Cr e titânio cp - fundição por indução e plasma

Amostras comparadas	Diferença Soma (postos)	Valores Críticos (α)			Sig. (%)
		0,05	0,01	0,001	
Indução Co-Cr X Plasma Co-Cr	5	2,1067	2,9027	3,9898	0,1*
Indução Co-Cr X Indução Ti	1	2,1067	2,9027	3,9898	0,1*
Plasma Co-Cr X Plasma Ti	1	2,1067	2,9027	3,9898	0,1*
Indução Ti X Plasma Ti	5	2,1067	2,9027	3,9898	0,1*

*Significante ao nível de 1%

A Tabela 39 indica diferenças estatisticamente significantes ao nível de 1% quando comparados corpos-de-prova fundidos por indução e plasma tanto para a liga de Co-Cr quanto para o titânio cp, e quando comparados os corpos-de-prova de liga de Co-Cr e titânio cp fundidos por indução e também quando fundidos por plasma.

5.4 MICROSCOPIA ÓTICA

As amostras da liga de Co-Cr fundidas por plasma e indução apresentam microestrutura dendrítica, evidenciando estruturas polifásicas de um estado bruto de fusão, com dendritas longitudinais e transversais, como pode ser observado nas Figuras 61 e 62. As estruturas dendríticas são diretamente afetadas com a variação da taxa de resfriamento da amostra no processo de fundição. O aumento da taxa de resfriamento produz um braço secundário dendrítico mais fino. Desta forma, pode-se observar que a amostra de Co-Cr, fundida pelo processo de plasma, tem estrutura dendrítica mais fina do que a mostra fundida por indução, causada exatamente pela maior taxa de resfriamento durante a solidificação da liga. Nota-se também que os braços dendríticos secundários da amostra fundida por plasma são menores, assim como o espaçamento existente entre eles.

As Figura 61 e 62 representam a microestrutura de amostras da liga de Co-Cr fundidas por indução e plasma., respectivamente.

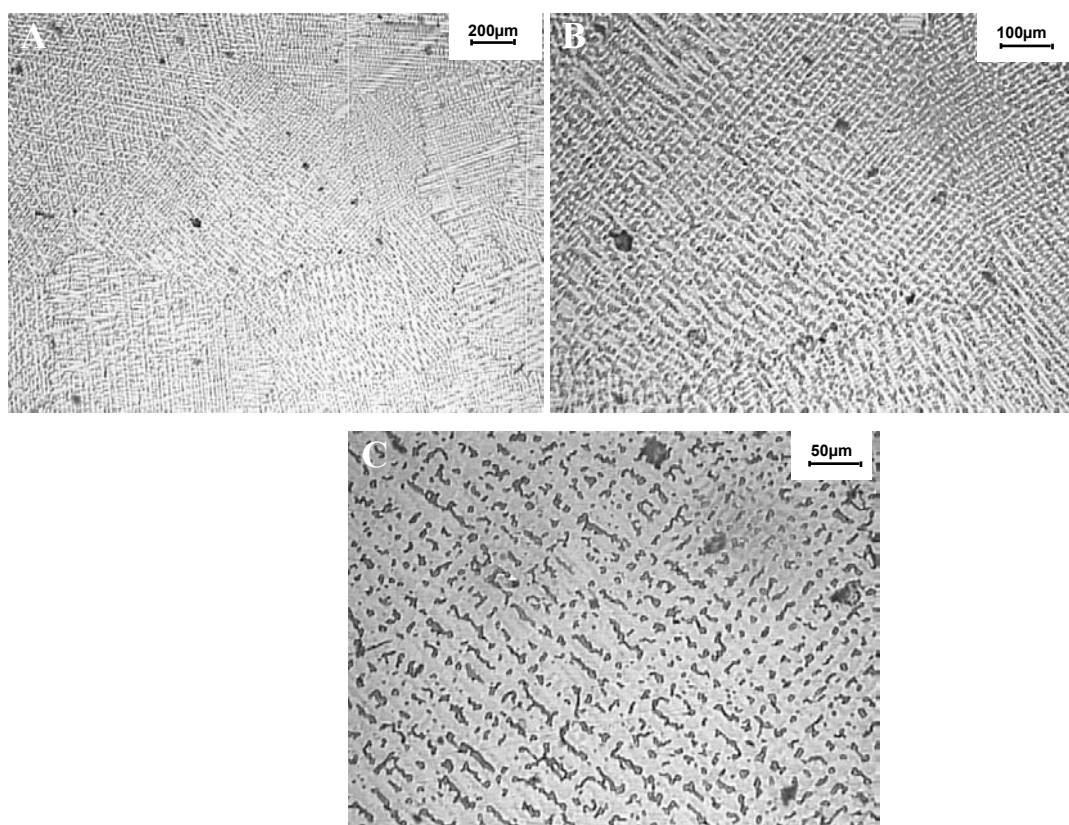


Figura 61- Microestrutura da matriz da liga de Co-Cr fundido por indução
a) aumento 50X; b) aumento 100X; c) aumento 200X

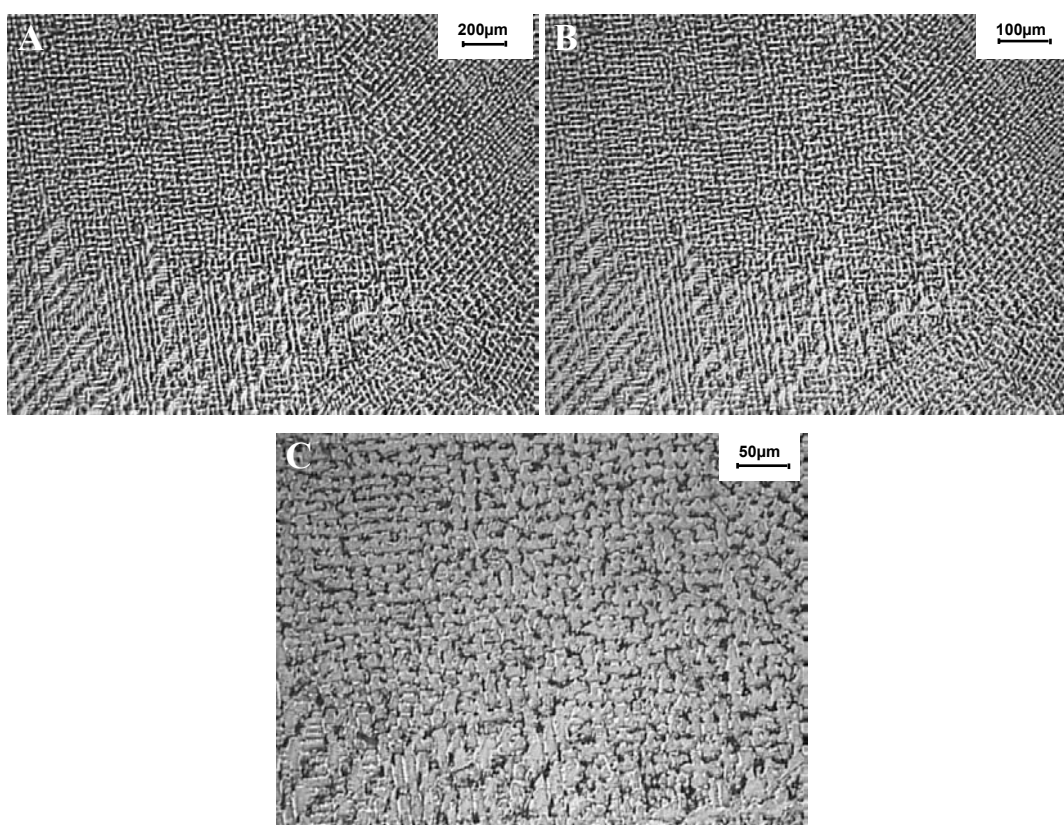


Figura 62- Microestrutura da matriz da liga de Co-Cr fundida por plasma
a) aumento 50X; b) aumento 100X; c) aumento 200X

A amostra de titânio cp fundido por indução (Figura 63) apresenta microestrutura homogênea em toda sua extensão. Na matriz do material, isto é, na parte mais interior da amostra, a microestrutura apresenta forma acicular e com grãos não muito definidos, não podendo desta forma, ser classificado o tamanho do grão. A solidificação ocorrida neste método de fusão é rápida e produz, conseqüentemente, granulometria grosseira. A microestrutura observada é do tipo Widmanstätten.

A amostra de titânio cp fundido por plasma (Figura 64) não apresenta uma microestrutura homogênea, como a amostra fundida por indução. Observa-se a presença de uma aparente segunda fase na matriz da amostra, no entanto, por ser titânio puro e este apresentar somente uma única fase α , esta outra estrutura provavelmente é proveniente da solidificação heterogênea do material após a fusão. A solidificação ocorrida neste método de fusão também é rápida e produz, conseqüentemente, granulometria grosseira. A microestrutura observada é do tipo *feather-like*, típica de um processo de resfriamento bastante rápido.

A Figura 63 apresenta a microestrutura do titânio cp fundido por indução e a Figura 64 apresenta a microestrutura do titânio cp fundido por plasma.

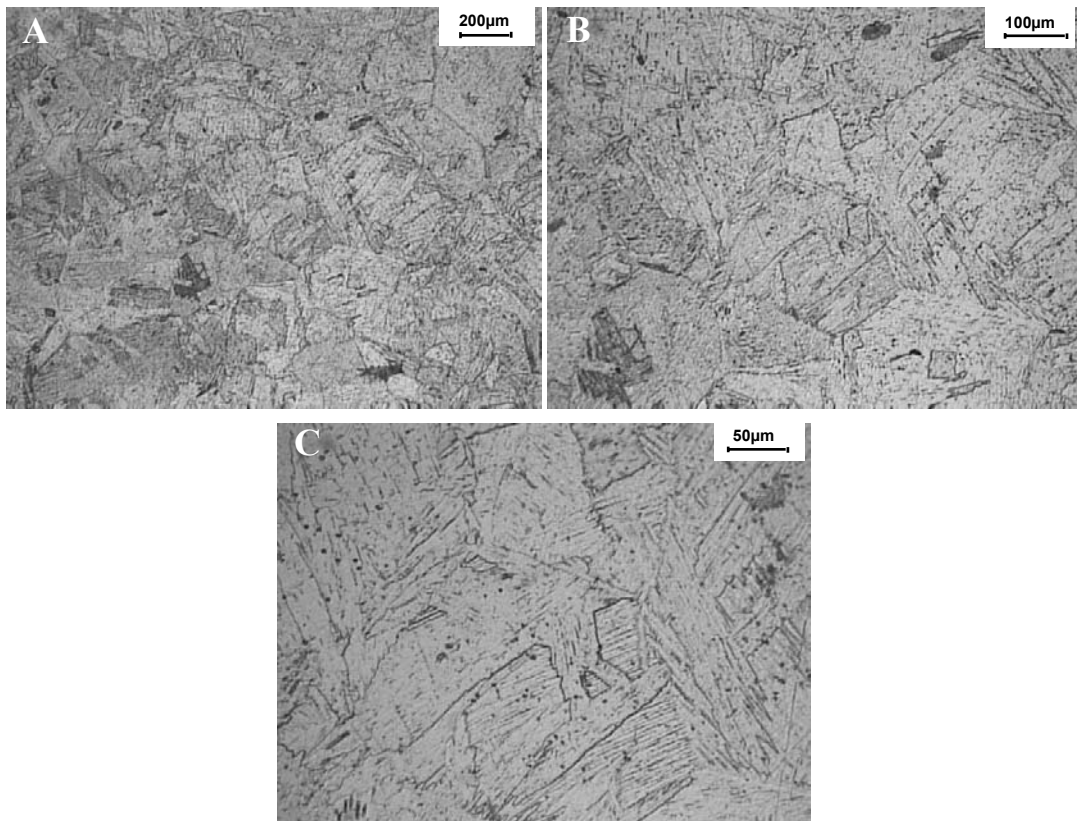


Figura 63- Microestrutura do titânio cp fundido por indução
a) aumento 50X; b) aumento 100X; c) aumento 200X.

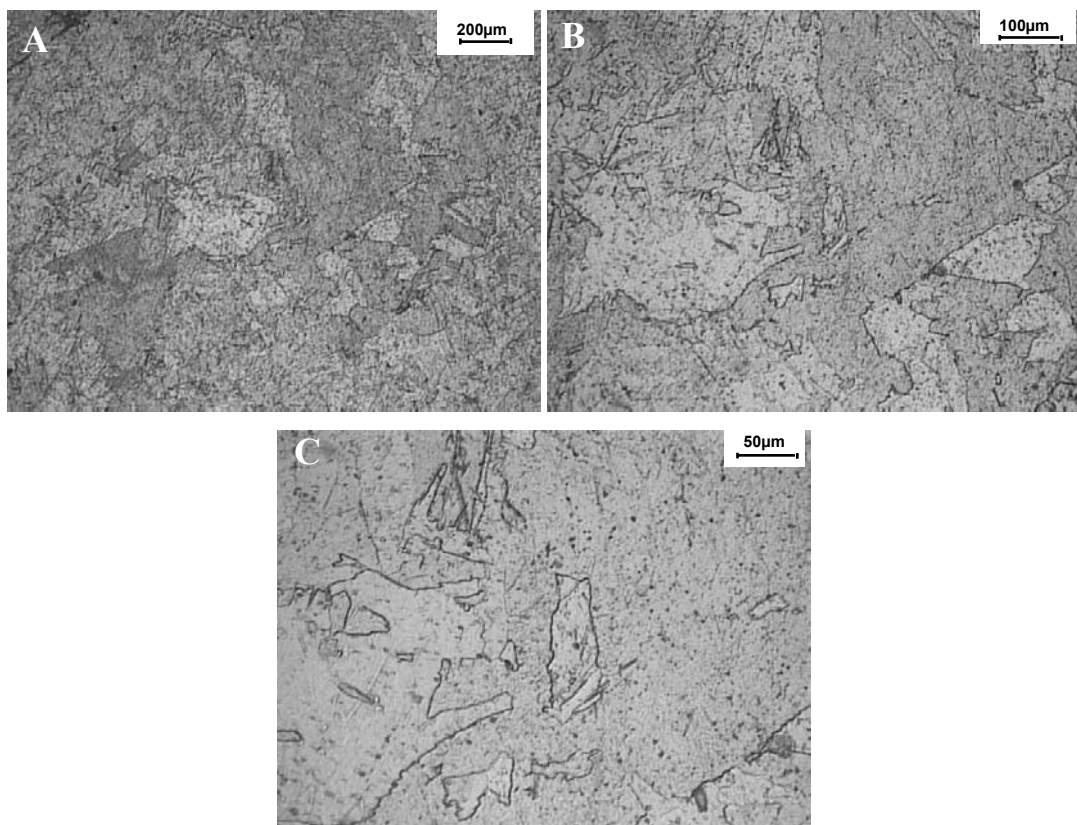


Figura 64- Microestrutura do titânio cp fundido por plasma
a) aumento 50X; b) aumento 100X; c) aumento 200X.

5.5 ANÁLISE QUÍMICA

A Tabela 40 apresenta a composição química da liga de Co-Cr (Magnum H50N) fornecida pelo fabricante.

Tabela 40- Composição química - liga de Co-Cr

Elementos	Co-Cr (%)
Co	64
Cr	28
Mo	6
C+Si+Mn	>2

A Tabela 41 apresenta os resultados a análise química da liga de Co-Cr fundida por indução.

Tabela 41- Resultados da análise química - liga de Co-Cr - fundição por indução

Elementos	Co-Cr Indução (%)	Especificação Norma ASTM F-75	Tolerância* F 75 (%)
Cr	27,61	27,00 – 30,00	0,30
Mo	6,71	5,00 – 7,00	0,15
Ni	0,16	0,50 máximo	0,05
Fe	0,13	0,75 máximo	0,03
Si	0,93	1,00 máximo	0,05
Mn	0,50	1,00 máximo	0,03
W	0,09	0,20 máximo	0,04
Al	0,04	0,10 máximo	0,02
Ti	0,002	0,10 máximo	0,02
P	0,010	0,020 máximo	0,005
C	0,568	0,35 máximo	0,02
S	0,005	0,010 máximo	0,003

* abaixo do mínimo/acima do máximo

A Tabela 42 apresenta os resultados da análise química da liga de Co-Cr fundida por plasma.

Tabela 42- Resultados da análise química - liga de Co-Cr - fundição por plasma

Elementos	Co-Cr Plasma (%)	Especificação Norma ASTM F-75	Tolerância* F 75 (%)
Cr	28,31	27,00 – 30,00	0,30
Mo	7,00	5,00 – 7,00	0,15
Ni	0,16	0,50 máximo	0,05
Fe	0,14	0,75 máximo	0,03
Si	0,91	1,00 máximo	0,05
Mn	0,54	1,00 máximo	0,03
W	0,11	0,20 máximo	0,04
Al	0,05	0,10 máximo	0,02
Ti	0,003	0,10 máximo	0,02
P	0,007	0,020 máximo	0,005
C	0,527	0,35 máximo	0,02
S	0,007	0,010 máximo	0,003

* abaixo do mínimo/acima do máximo

A Tabela 43 apresenta os resultados da análise química da pastilha de Ti cp.

Tabela 43- Resultados da análise química - titânio cp

Elementos	Ti cp (%)	Especificação Norma ASTM F-67 Grau - 1	Tolerância* F 67 Grau 1(%)
Fe	0,03	0,20 máximo	0,10
C	0,022	0,08 máximo	0,02

* abaixo do mínimo/acima do máximo

A Tabela 44 apresenta os resultados da análise química do Ti cp fundido por indução.

Tabela 44- Resultados da análise química - titânio cp - fundição por indução.

Elementos	Ti cp Indução (%)	Especificação Norma ASTM F-67 Grau - 1	Tolerância* F 67 Grau 1(%)
Fe	0,11	0,20 máximo	0,10
C	0,016	0,08 máximo	0,02

* abaixo do mínimo/acima do máximo

A Tabela 45 apresenta os resultados da análise química do Ti cp fundido por plasma.

Tabela 45- Resultados da análise química do Ti cp fundido por plasma.

Elementos	Ti cp Plasma (%)	Especificação Norma ASTM F-67 Grau - 1	Tolerância* F 67 Grau 1(%)
Fe	0,01	0,20 máximo	0,10
C	0,015	0,08 máximo	0,02

* abaixo do mínimo/acima do máximo

6. DISCUSSÃO

O uso do titânio para prótese dental tem aumentado nos últimos anos e pesquisas vêm sendo realizadas com objetivo de solucionar problemas existentes e difundir as várias possibilidades de uso deste material para prótese dental.

Os estudos para utilização do titânio para prótese tiveram início por volta de 1980 e, desde então, vários equipamentos e materiais vêm sendo desenvolvidos para que o titânio possa ser realmente uma alternativa às ligas convencionais. Apesar da excelente biocompatibilidade, propriedades físicas e mecânicas favoráveis, os problemas relacionados à fundição limitam seu uso (SUNNERKRANTZ, SYVERUD e HERÖ, 1990; HRUSKA e BORELLI, 1991; LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, 1993; WANG e FENTON, 1996; BALTAG; WATANABE e MIYAKAVA, 2004).

As maiores dificuldades na fundição do titânio estão relacionadas à alta temperatura de fusão, que impõe a necessidade de fontes especiais de calor, como o plasma (arco voltaico) ou indução eletromagnética, e sua grande reatividade acima de 600° C. Acima desta temperatura, o titânio reage não só com os principais gases atmosféricos, como também com o cadinho e o revestimento. Foi necessário o desenvolvimento de equipamentos que realizassem a fundição sob atmosfera inerte, geralmente de argônio, com cadinhos especiais para evitar a contaminação. Novos materiais de revestimento também foram desenvolvidos para minimizar a reação com o titânio.

Uma das características das ligas de Co-Cr, considerada vantajosa em relação às ligas áuricas é a densidade, de 8,9 e 19,3 g/cm³, respectivamente. Esta densidade mais baixa permite a obtenção de estruturas metálicas mais leves e confortáveis. A utilização alternativa do titânio implica numa redução ainda maior de densidade, com valores de 4,9 g/cm³. Esta menor densidade é um dos problemas apontados na literatura em função da força necessária para injeção da liga no molde (LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, 1993; WANG e FENTON, 1996).

Com o objetivo de solucionar estes problemas, novas máquinas de fundição tiveram que ser desenvolvidas. Inicialmente, foram utilizadas máquinas de vácuo-pressão com apenas uma câmara e posteriormente com duas câmaras, sendo a superior chamada de câmara de fusão e a inferior câmara do molde, sempre utilizando gás inerte durante o processo de fundição. Centrífugas também foram aperfeiçoadas, utilizando gás inerte e maior força de centrifugação.

No processo de fundição por indução, a temperatura seria controlada através do pirômetro óptico. No entanto, Lewis, em 1975, relatou que a temperatura poderia ser excedida, pois o pirômetro registra apenas a temperatura superficial da liga. No processo de fundição por plasma, também não há controle preciso da temperatura de fundição, sendo que a fusão do titânio geralmente ocorre em temperatura bem superior a 1668° C, atingindo até 3000° C, segundo o fabricante da máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil), utilizada neste estudo. Concordantes com as afirmações acima, Takahashi, Zhang e Okazaki (1993) relataram que é muito difícil controlar a temperatura de fusão nestes equipamentos, e, segundo Taira, Moser e Greener (1989) a temperatura de fusão seria maior que 2000° C.

Nas máquinas de fundição por indução não há interação entre a fonte de calor (bobina eletromagnética) e o metal/liga a ser fundido. Diferentemente, nas máquinas de fundição por plasma (arco-voltaico), cujo eletrodo é parte integrante do sistema gerador da corrente que funde o metal/liga, há possibilidade de contaminação com tungstênio proveniente do eletrodo.

Vários trabalhos têm atestado a viabilidade de uso do titânio para próteses, mas poucos trabalhos avaliaram a relação entre os métodos de fundição e a qualidade das estruturas fundidas.

Shanley et al. (1981) não encontraram diferenças na precisão dimensional de estruturas de PPR, em Co-Cr, fundidas por centrifugação e vácuo-pressão. Ressaltaram que na

fundição por centrifugação, devido à grande força de injeção do metal durante o preenchimento do molde, pode haver contaminação do metal com lascas de revestimento e que, na fundição por vácuo-pressão, o metal fluido entra lentamente, não havendo este tipo de contaminação.

Neste estudo, ambos os métodos de fundição não evidenciaram reatividade exagerada em relação ao material do molde. Em relação à análise química, para o titânio cp foram detectadas pequenas alterações do conteúdo de Fe (Indução: 0,11%; Plasma: 0,01%), mas dentro dos padrões indicados na Norma ASTM F-67 Grau 1 ($0,2 \pm 0,1\%$), sendo que de modo geral não houve indicação de contaminação resultante dos métodos de fundição utilizados. Para a liga de Co-Cr, houve alteração do conteúdo de C (indução: 0,568%; Plasma: 0,527%), para ambos os métodos de fundição, em relação à Norma ASTM F-75 ($0,35 \pm 0,02\%$), provavelmente em função de interação com o material de revestimento.

Em relação à precisão dimensional, apesar de não ter sido objeto deste estudo, também não foram encontradas diferenças entre os dois métodos, sendo que tanto os corpos-de-prova de titânio cp quanto de Co-Cr tiveram boa adaptação.

Lautenschlager e Monaghan (1993) relataram que o sistema de centrifugação cria uma aceleração inicial vinte vezes maior que a gravidade, produzindo fundições mais precisas. Watanabe et al. (2000) relataram que a injeção do titânio fundido no molde por centrifugação produz forças de 40-60 vezes maior que a injeção por vácuo-pressão.

Em relação à fusibilidade, Takahashi, Zhang e Okasaki (1993) encontraram melhores resultados com a máquina de centrifugação, seguidos pelos da máquina de vácuo-pressão com uma e duas câmaras, respectivamente. Watanabe et al. (2000) relataram que a utilização de centrífuga de alta velocidade favorece a obtenção de melhores resultados que as fundições realizadas por vácuo-pressão, sendo a fusibilidade similar à das ligas de Ni-Cr fundidas por métodos convencionais. Contrariamente aos autores anteriores, Bessing e Bergman (1992)

encontraram melhores resultados com a máquina de vácuo-pressão de duas câmaras, entretanto, relataram a utilização de uma centrífuga de apenas 1000 rpm, enquanto os estudos anteriormente citados utilizavam centrífuga de 3000 rpm.

Neste estudo foi utilizada a máquina de fundição por indução (Neutrodyn Easyti), cuja velocidade da centrífuga não está determinada. Segundo informações do fabricante (F.lli Manfredi), independentemente da velocidade atingida, o torque é alto e justifica os bons resultados obtidos.

As porosidades nas fundições de titânio são os defeitos mais freqüentemente relatados por diversos autores (HERO, SYVERUD e WAARLI, 1993; WATANABE et al., 2000; ZINELIS, 2000; EISENBURGER e ADDY, 2002).

Vários fatores podem levar à ocorrência de porosidades nas fundições de titânio como: diferença de pressão entre as câmaras de fusão e do molde, permeabilidade do material de revestimento, difusão de gás para dentro da câmara do molde, reação do titânio com o material de revestimento e grande diferença entre a temperatura de fundição e a temperatura do molde, levando à rápida solidificação do metal e dificultando o escape de gases.

Devido à baixa densidade do titânio, é possível realizar radiografias das estruturas com aparelho de raios X odontológico, possibilitando o controle de qualidade dessas estruturas antes de sua instalação, prevenindo que peças com defeitos em áreas críticas sejam instaladas, comprometendo o trabalho protético (WANG e BOYLE, 1993; CECCONI et al., 2002).

Para verificar a ocorrência de porosidades nas estruturas fundidas neste estudo, foram realizadas radiografias em unidade laboratorial de raios X (UniXS, Dentaureum) com tensão de 70 kV, corrente de 8 mA, distância foco-filme de 200 mm e tempo de exposição de 1,5 segundo. Para o titânio, devido à baixa densidade, a identificação das porosidades foi realizada sem qualquer problema. No entanto, para os corpos-de-prova em liga de Co-Cr não foi possível identificar nenhum defeito, o que pode ter ocorrido devido à tensão de 70 kV não

ser suficiente, sendo necessário para estas ligas o uso de aparelhos médicos ou industriais, que utilizam maior tensão. Este fato é concordante com o observado por Kin et al. (2004), que realizaram radiografias de estruturas de Co-Cr nas mesmas condições e não visualizaram defeitos, concluindo que tensão mais alta seria necessária.

Segundo Elarbi et al. (1985), um aparelho com no mínimo 90 kV seria necessário para detectar defeitos em estruturas de Co-Cr. Dharmar, Rathanasamy e Swaminatan (1993) relataram que uma unidade radiográfica de 200 kV seria adequada para detectar pequenos defeitos em estruturas confeccionadas em Co-Cr.

Para as fundições de titânio cp foi observado elevado número de porosidades, sendo que para as realizadas por indução e centrifugação a taxa de porosidade foi de 16,66% e para as realizadas por plasma e vácuo-pressão a taxa de porosidade foi de 50%. Estes dados são concordantes com vários trabalhos, que sempre apontam maior ocorrência de porosidades para as fundições por vácuo-pressão (BESSING e BERGMAN, 1992; TAKAHASHI, ZHANG e OKASAKI, 1993; WATANABE et al., 2000).

Neste estudo, a pressão de fundição utilizada na máquina de vácuo-pressão (Discovery Plasma), segundo informação do fabricante, é de 1471,12 torr. Esta seria uma possível causa para o grande número de porosidades encontrado quando utilizado este método, pois segundo Bauer (2002) quanto maior a pressão de injeção, maior o turbilhonamento do metal líquido e, conseqüentemente, maior a incorporação de gases. Takahashi, Zhang e Okazaki, em 1993, também compararam amostras fundidas por vácuo-pressão e centrifugação, utilizando pressão de 1500 torr na máquina de vácuo-pressão, semelhante à utilizada neste estudo e observaram que as amostras fundidas por vácuo-pressão apresentaram maior número de porosidades. Em 1997, Watanabe et al. também verificaram a ocorrência de maior número de porosidades quando havia grandes diferenças de pressão, indicando que seus melhores resultados foram obtidos com pressão de 150 torr.

Em 2002, Rodrigues et al. realizaram radiografias, em aparelho odontológico convencional, de corpos-de-prova de Co-Cr fundidos por centrifugação e de titânio, fundidos por vácuo-pressão. Para os corpos-de-prova em Co-Cr também não foi possível visualizar defeitos, mas para o titânio cp encontraram 20% de porosidades nos grampos. Já MORI et al. (1997) obtiveram 40% de porosidades para fundições de PPR em titânio.

A maior ocorrência de porosidades nas máquinas de vácuo-pressão pode acontecer pela incorporação de gás durante o processo de fundição, através da passagem de argônio da câmara de fusão para a câmara do molde, sendo que este argônio acaba incorporado ao metal, levando à formação de porosidades. Segundo Hero, Syverud e Waarly (1993), a grande diferença entre a temperatura de fundição e a temperatura do molde propicia a rápida solidificação e resfriamento do metal, dando pouco tempo para o escape de gases. Estes autores, assim como Watanabe et al. (1997), recomendaram o uso de canais de ventilação para maior escape de gases e conseqüente diminuição das porosidades.

Neste estudo, estes canais não foram utilizados, pois sua remoção poderia comprometer a padronização dos corpos-de-prova em relação à dimensão dos braços dos grampos. É válido ressaltar que todos os corpos-de-prova foram incluídos com revestimento de baixa porosidade (à base de óxido de silício)¹² e, segundo Syverud e Hero (1995) os revestimentos à base de oxido de magnésio são mais porosos e permitem melhor escape de gases, diminuindo as porosidades nas fundições.

Uma das razões para a menor ocorrência de porosidades nas fundições por centrifugação, segundo Watanabe (2000), é que o argônio pode escapar mais rapidamente devido à grande força centrífuga, que chega a ser 40-60 vezes maior que a força exercida pela diferença de pressão. Suzuki et al.¹³ (1996 *apud* Wu et al., 1998) mostraram que a força

¹² Rematitan Plus, Dentaaurum: 5-10% MgO; 5-10% NH₄H₂PO₄; 55-75% SiO₂; 10-25% Al₂O₃ (informação do fabricante)

¹³ Suzuki, K.I.; Nishikawa, K.; Watanabe, S. Mold filling and solidification during centrifugal precision casting of Ti6Al4V alloys. **Materials Transactions, JIM**. v. 37, p. 1793-1801, 1996.

imposta pela centrífuga durante a fundição pode aumentar a remoção de gases e reduzir o número de defeitos para níveis muito pequenos, concordando com os dados deste estudo.

Já os resultados encontrados por Eliopoulos, Zinelis e Papadopoulos, em 2004, não mostraram diferenças estatisticamente significantes para o número de porosidades entre as fundições realizadas por vácuo-pressão e centrifugação. Segundo os autores, a fundição por centrifugação produz mais poros, mas de tamanho menor que os encontrados nas peças fundidas por vácuo-pressão. Provavelmente, a força centrífuga divide as bolhas de gás que originalmente entram juntamente com o metal fluido durante o preenchimento do molde, reduzindo, assim, o tamanho final das porosidades.

As porosidades podem causar vários problemas nas peças fundidas, como a redução da espessura da estrutura, este fator é especialmente importante para estruturas de PPR, porque os vazios reduzem a secção transversal do metal e causam concentração de estresse, tornando estes locais sujeitos à fratura. As fraturas, segundo Eisenburger e Addy (2002), são responsáveis por 16 a 19% das falhas e a consequente substituição da PPR.

Embora a porosidade seja um fator indicador da qualidade da fundição, é importante a discriminação do local das porosidades, pois esta localização irá influenciar a utilização ou não da estrutura. Neste estudo, corpos-de-prova que apresentaram porosidades localizadas nos braços de retenção, especialmente em regiões com característica de flexibilidade, foram descartados.

Uma das características do titânio que despertou grande interesse para confecção de estruturas de PPR foi seu baixo módulo de elasticidade, que permite o posicionamento dos grampos em áreas mais cervicais, portanto mais estéticas, sem gerar cargas excessivas sobre os dentes pilares (LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, 1993; HUMMEL et al., 1994; BRIDGEMAN et al., 1997; JANG, YOUN e KIN, 2001).

Neste estudo, foram testados grampos de titânio cp, sendo possível observar que aqueles com retenção de 0,50 e 0,75 mm tiveram força retentiva semelhante aos grampos de Co-Cr fundidos por plasma, com retenção de 0,25 e 0,50 mm, respectivamente, concordando com dados obtidos por Lautenschlager e Monaghan (1993), Hummel et al. (1994) e Bridgeman et al. (1997). Os grampos de Co-Cr fundidos por indução sempre tiveram valores de força de retenção mais altos. Quando, nas mesmas retenções, foram comparados grampos de titânio cp e Co-Cr, os de titânio cp sempre apresentaram menor força retentiva e comportamento mais uniforme durante todo o ensaio e os grampos de Co-Cr apresentaram maiores valores de força e sofreram maior variação de força de retenção durante todo o período de simulação de uso.

Observando o comportamento dos grampos, constatou-se que os de Co-Cr com retenção de 0,25 e 0,50 mm tiveram aumento dos valores de força registrados durante todo o período de simulação, concordando com os dados encontrados por Ribeiro (1998), Silva et al. (2003) e Silva (2004). Já os corpos-de-prova de titânio, em todas as retenções, apresentaram queda dos valores de retenção durante todo o ensaio.

Este aumento de força observado para o Co-Cr, segundo Bombonatti, Garlipp e Barros (1968), deve ser causado, provavelmente, pelo encruamento do metal, resultante da constante aplicação e remoção de cargas, levando ao endurecimento do grampo e, conseqüentemente, aumentando sua fragilidade.

Kin et al. (2004) observaram que grampos de Co-Cr tiveram diminuição significativa da retenção dos primeiros 500 para 1000 ciclos, perdendo 35% da força inicial.

Costa, Bonachela e Carvalho, em 1999, observaram que depois de 5 anos de uso simulado, 70% das estruturas em Co-Cr apresentavam retenção adequada e somente 40% das estruturas em titânio tinham retenção adequada para uso clínico. Destaque-se, no entanto, que compararam grampos em “T” confeccionados em titânio e Co-Cr.

As comparações entre os métodos de fundição foram feitas para cada retenção. Assim, na retenção de 0,25 mm foram observados, para a liga de Co-Cr, maiores valores de força de retenção para os corpos-de-prova obtidos por indução em relação aos obtidos por plasma. Durante o ensaio de simulação, as estruturas fundidas por indução apresentaram tendência de aumento da força de retenção do início para o final do ensaio, enquanto aquelas fundidas por plasma mantiveram valores muito próximos entre si, com comportamento mais homogêneo. Os corpos-de-prova de Ti cp apresentaram valores muito próximos para ambos os métodos, e a tendência geral foi de diminuição dos valores de força do início para o final do ensaio de simulação.

Considerando a retenção de 0,50 mm, os corpos-de-prova de Co-Cr fundidos por indução também tiveram maior força de retenção quando comparados aos fundidos por plasma, sendo que ambos os métodos propiciaram tendência geral de aumento dos valores observados até o final do ensaio de simulação. Para os corpos-de-prova de Ti cp foram observados, da mesma maneira, maiores valores de força de retenção para os fundidos por indução em relação aos fundidos por plasma. Ao contrário do observado para a liga de Co-Cr, o Ti cp apresentou tendência geral de diminuição dos valores de força do início para o final do ensaio. É importante observar que os valores obtidos para os corpos-de-prova de Co-Cr fundidos por plasma são muito próximos aos dos corpos-de-prova de Ti cp fundidos por indução.

Quando analisada a retenção de 0,75 mm, os corpos-de-prova fundidos em Co-Cr, ao contrário do observado nas demais retenções, tiveram os maiores valores de força quando fundidos por plasma em relação aos fundidos por indução. Ainda se pode verificar que, para os grampos fundidos por plasma houve maior homogeneidade de valores do início ao final do ensaio de simulação, enquanto que para os fundidos por indução, houve pequena diminuição dos valores de força de retenção. Para o Ti cp foram observados valores de força de retenção

muito próximos entre os corpos-de-prova fundidos por plasma e indução, maiores para os de plasma. No entanto, ambos os métodos apresentaram tendência geral de diminuição dos valores de força observados durante o ensaio de simulação de uso das estruturas metálicas.

Quando se analisa os valores de força apresentados neste estudo, deve ser lembrado que os dentes pilares utilizados constituem sistema rígido, garantido pela própria construção da matriz de ensaio, com planos guia efetivos, enquanto na boca existe o ligamento periodontal, que permite pequena movimentação do elemento dental.

Esta movimentação acaba por levar à acomodação do dente, em maior ou menor grau, dependendo, dentre alguns fatores, da força gerada pelo grampo em questão e causa, conseqüentemente, diminuição das forças resultantes, conforme Bates (1968). Na boca, a trajetória de inserção e remoção pode não ser única, já que a obtenção de planos guia realmente efetivos fica condicionada a aspectos anatômicos, por natureza limitantes, e, para o autor, a cada inserção e/ou remoção, o paciente pode variar a trajetória pela qual desloca a prótese, levando à geração de cargas maiores sobre o elemento dental, causando deformação permanente do grampo em pouco tempo.

Para Bates, em 1966, a simples inserção e remoção da PPR na trajetória de inserção definida não seria suficiente para causar deformações permanentes, porque os grampos geralmente trabalham sob tensões abaixo do limite de proporcionalidade durante os ciclos mastigatórios.

Em 1978, Lewis relatou que numa PPR, algumas partes, como os grampos de retenção, são planejadas para que sofram deformação elástica durante a função. Mas, quando a liga está sujeita a flexões, estas tensões elásticas podem se concentrar em locais específicos e causar fratura. Esta observação é comum para ligas com alto módulo de elasticidade, como as de Co-Cr.

Outro fator importante a ser considerado, são as condições sob as quais o estudo foi realizado. Para Baran (2004), fatores como altas temperaturas, umidade, ambiente salino com proteínas e pH flutuante, tendem a reduzir os valores de resistência à fadiga encontrada em testes laboratoriais ao ar livre e em temperatura ambiente. Estes relatos são concordantes com o estudo de Zavanelli et al. (2000), que revelaram drástica redução da resistência quando soluções estão presentes. Segundo os autores, o ambiente ao qual o material está sujeito é crítico na determinação da fadiga.

Levando em consideração as observações destes autores, pode-se sugerir que grampos em titânio cp com retenção de 0,25 mm podem não apresentar força suficiente para utilização clínica.

Em relação à força de retenção de grampos, foi possível observar que as estruturas fundidas por indução e centrifugação apresentaram maior rigidez durante o ensaio de simulação de uso. Estes dados são especialmente importantes quando se utilizam grampos de Co-Cr, pois a menor rigidez das peças fundidas por plasma poderia ser vantajosa por transmitir menos carga para o dente pilar.

Observando os gráficos das Figuras 50 e 52 (págs. 118 e 124, respectivamente) verifica-se que, sob retenção de 0,75 mm, os grampos de Co-Cr e Ti cp fundidos por plasma têm valores de força de retenção superiores àqueles dos grampos fundidos por indução, embora com menor diferença para os grampos de Ti cp. Somente nesta condição experimental foi detectada deformação permanente dos grampos testados. Para os grampos de liga de Co-Cr, os fundidos por indução tiveram perda evidente de força de retenção, provavelmente em função da maior rigidez inicial, enquanto aqueles fundidos por plasma mantiveram valores mais homogêneos entre o início e o final do ensaio. Para os grampos de Ti cp houve diminuição dos valores de força de retenção do início ao final do ensaio de simulação para ambos os métodos.

Para Bauer et al. (2002), os maiores problemas da fundição por vácuo-pressão estão relacionados aos valores de pressão utilizados. Pressões acima de 300 torr produzem estruturas com alto grau de porosidade e com propriedades mecânicas inferiores. Neste estudo foi observado que a dureza dos corpos-de-prova fundidos por indução/centrifugação foi muito próxima da dureza informada pelo fabricante, sendo 390 VHN para a liga de Co-Cr e 209 VHN para o titânio cp. Já os corpos-de-prova fundidos por plasma/vácuo-pressão apresentaram valores de dureza inferiores, sendo 346 VHN para a liga de Co-Cr e 115 VHN para o titânio cp. Esta redução nos valores de dureza pode ser atribuída à elevada pressão de fundição utilizada pela máquina Discovery Plasma (1471,12 torr).

As amostras da liga de Co-Cr fundidas por plasma e indução apresentam microestrutura dendrítica, que é diretamente afetada pela variação da taxa de resfriamento da amostra no processo de fundição. O aumento da taxa de resfriamento produz um braço secundário dendrítico mais fino. Desta forma, pôde-se observar que a amostra de Co-Cr fundida pelo processo de plasma tem estrutura dendrítica mais fina do que a amostra fundida por indução, causada provavelmente pela maior taxa de resfriamento durante a solidificação da liga. Essas diferenças microestruturais provavelmente justifiquem a maior rigidez dos grampos e a maior dureza superficial para as ligas fundidas por indução.

A amostra de titânio cp fundido por indução apresenta microestrutura homogênea em toda sua extensão, de granulometria grosseira e tipo *Widmanstätten*, típica de processo de resfriamento rápido. A amostra de titânio cp fundido por plasma não apresenta uma microestrutura homogênea como a amostra fundida por indução, a qual, provavelmente, é proveniente da solidificação heterogênea do material após a fusão. A solidificação ocorrida neste método de fusão também é rápida e produz, conseqüentemente, granulometria grosseira, porém o resfriamento ocorrido na fundição por plasma é ainda mais rápido e produz uma microestrutura do tipo *feather-like*. Para o titânio essa diferença microestrutural, à semelhança

do que aconteceu para a liga de Co-Cr, também pode justificar a maior rigidez dos grampos e a maior dureza superficial do metal, quando fundidos por indução.

Em função do observado para os dois métodos de fundição empregados parece haver diferenças na velocidade de resfriamento após a injeção do metal líquido no molde, mas não há relatos que abordem este aspecto na literatura. Okabe (2005), Zinelis (2005) e Papadopoulos (2005) concordam que o efeito da taxa de resfriamento sobre a microestrutura e, conseqüentemente, sobre as propriedades resultantes para o titânio cp, devem ser pesquisados. Prevêem-se, no entanto, algumas dificuldades, já que as máquinas de fundição empregadas consistem de sistemas automatizados e fechados, com pouca ou nenhuma interferência direta do operador.

Os autores são unânimes em dizer que um dos grandes obstáculos para maior utilização do titânio para prótese está relacionado aos problemas de fundição. Entre os métodos testados, cada um possui suas vantagens e desvantagens, dependendo da situação que será utilizado, mas nenhum deles pode ser considerado ideal.

Analisando os resultados obtidos neste estudo verifica-se que, embora sem análise mais precisa, ambos os métodos foram adequados em termos de adaptação das peças fundidas. Em relação às porosidades, o método de fundição por indução com injeção do metal por centrifugação apresentou menor ocorrência em relação à fundição por plasma com injeção por vácuo-pressão, mas há que se considerar a pressão de argônio do equipamento utilizado (1471,12 torr), bastante acima do indicado em outros estudos anteriores. Quanto à força de retenção gerada pelos grampos, por um lado, poder-se-ia considerar que os menores valores obtidos para os corpos-de-prova fundidos por plasma fossem vantajosos, transmitindo menor estresse aos dentes pilares. No entanto, também há que se considerar a necessidade de testes em condições diferentes das aqui utilizadas, ou seja, meio úmido, sistema não rígido com simulação do ligamento periodontal, por exemplo, as quais poderiam permitir melhor

avaliação da capacidade retentiva das estruturas metálicas. Ainda, os corpos-de-prova de titânio cp fundidos por indução, com níveis de força de retenção mais altos em relação aos anteriores, sugerem capacidade retentiva adequada, já que seus valores são próximos aos observados para os corpos-de-prova de Co-Cr com retenção de 0,25 e 0,50 mm.

Com base nestas observações, fica evidente a necessidade de avaliação de vários aspectos antes que o titânio cp possa ser indicado como material de escolha na confecção das estruturas metálicas de próteses parciais removíveis, continuando as ligas de cobalto-cromo como o material mais indicado.

Assim, embora ainda apresentem problemas técnicos a serem resolvidos, ambos os métodos de fundição, indução/centrifugação e plasma/vácuo-pressão, permitem a obtenção de resultados satisfatórios na produção de estruturas metálicas de PPR em Ti cp.

7. CONCLUSÕES

Baseado na metodologia empregada e nos resultados obtidos neste estudo conclui-se que:

- 1- Os métodos de fundição interferem nas características dos materiais estudados (Ti cp e liga de Co-Cr);
- 2- As peças em titânio cp fundidas por plasma/vácuo-pressão apresentaram maior número de porosidades (50%) do que as fundidas por indução/centrifugação (16,66%). Para as peças fundidas em liga de Co-Cr, segundo a metodologia empregada, não foi possível observar a ocorrência de porosidades;
- 3- As peças fundidas por plasma/vácuo-pressão apresentaram maior flexibilidade e as fundidas por indução/centrifugação apresentaram maior rigidez. Conseqüentemente, as forças de retenção foram, em geral, maiores para os corpos-de-prova obtidos por indução/centrifugação do que para aqueles obtidos por plasma/vácuo-pressão, com exceção da condição experimental de retenção 0,75 mm;
- 4- Os corpos-de-prova fundidos por indução/centrifugação apresentaram, tanto para o Ti cp quanto para a liga de Co-Cr, maiores valores de microdureza Vickers do que os fundidos por plasma/vácuo-pressão;
- 5- O Ti cp fundido pelo método de indução/centrifugação resultou em microestrutura de aspecto Widmanstätten, enquanto quando fundido pelo método de plasma/vácuo-pressão tem aspecto metalográfico tipo *feather-like*. Para a liga de Co-Cr, ambos os métodos resultaram em microestrutura dendrítica, mais fina para o método de plasma/vácuo-pressão. Ambos os materiais, Ti cp e liga de Co-Cr, parecem ser afetados pela velocidade de resfriamento associada ao equipamento utilizado;

6- Em relação à análise química, para o titânio cp foram detectadas pequenas alterações do conteúdo de Fe, mas dentro dos padrões indicados na Norma ASTM F-67 Grau 1, sendo que de modo geral não houve indicação de contaminação resultante dos métodos de fundição utilizados neste estudo. Para a liga de Co-Cr, houve alteração do conteúdo de C, para ambos os métodos de fundição, em relação à Norma ASTM F-75, provavelmente em função de interação com o material de revestimento.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

¹⁴AFZALI, D.; MARIC, B.; FENTON, A. Titanium RPD clasps performance. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 74, Special Issue, p. 227, Mar. 1995. /Abstract 1723/

AL-MESMAR, H.S.; MORGANO, S.M.; MARK, L.E. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 82, n. 1, p. 15-21, Jul., 1999.

ASGAR, K. Melting and casting alloys. In: VALEGA, T.M. **Proceedings of alternatives to gold alloys in Dentistry**. Maryland, 1977. p. 166-85.

BALTAG, I. et al. Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: Influence of sprue direction on porosity in circumferential clasps of a clinical framework design. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 2, p. 151-8, Aug. 2002.

BALTAG, I.; WATANABE, K.; MIYAKAVA, O. Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: influence of sprue direction and diameter on porosity in simplified circumferential clasps. **Dent. Mater.**, Copenhagen, 2004. Disponível em <<http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2004.07.017>> Acesso em 10/12/2004.

BARAN, G. R. Ligas metálicas fundidas e trefiladas. In: CRAIG, R. G. **Materiais Dentários Restauradores**. São Paulo: Santos, 2004. p. 479-94.

¹⁴ As referências bibliográficas foram normatizadas de acordo com as normas da ABNT NBR 6023/2002 e normas do SIBi/USP. (FUNARO, V. M. B. O. et al. **Diretrizes para apresentação de Teses e Dissertações da USP: documento eletrônico ou impresso**. São Paulo, 2003

BATES, J.F. Cast clasps for partial dentures. **Int. Dent. J.**, London, v. 13, n. 4, p. 610-4, 1963.

BATES, J.F. Retention of partial dentures. **Br. Dent. J.**, London, v. 149, n. 6, p. 171-4, 1980.

BATES, J.F. Studies on the retention of cobalt-chromium partial dentures. **Br. Dent. J.**, London, v. 125, n. 3, p. 97-102, 1968.

BATES, J.F. Studies related to the fracture of partial denture. Flexural fatigue of cobalt-chromium alloy. **Br. Dent. J.**, London, v. 118, n. 11, p. 532-7, Jun. 1965.

BATES, J.F. Studies related to the fracture of partial dentures. The functional strain in cobalt-chromium dentures: a preliminary report. **Br. Dent. J.**, London, v. 120, n. 2, p. 79-83, 1966.

BATES, J.F.; SCOTT, J. Studies related to the fracture of partial dentures – Fractography of cobalt-chromium alloys. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 7, n. 5, p. 419-29, Sep. 1973.

BAUER, J.R.O. et al. Titânio e ligas de titânio: propriedades e técnicas de fundição. **Rev. Pós-Grad. da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v. 9, n. 2, p. 179-185, Abr./Jun. 2002.

BEN-UR, Z. et al. The fracture of cobalt-chromium alloy removable partial dentures. **Quintessence Int.**, New Malden, v. 17, n. 12, p. 797-801, Dec. 1986.

BERG, E. Dentists' opinions on aspects of cast titanium restorations. **J. Dent.**, Kidlington, v. 25, n. 2, p. 113-7, Mar. 1997.

BERGMAN, M. Cast titanium in dental constructions. **Manuals DPNOVA AB**, Malmö, 1995, 26p.

BESSING, C.; BERGMAN, M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. **Swed. Dent. J.**, Jonkoping, v. 16, n. 3, p. 109-13, 1992.

BEZZON, O.L.; PEDRAZZI, H.; ZANIQUELLI, O.; SILVA, T.B.C. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: A comparative study with titanium. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n. 3, p. 274-277, Sep. 2004.

BLACKMAN, R.; BARGHI, N.; TRAN, C. Dimensional changes in casting titanium removable partial dentures frameworks. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 65, n. 2, p. 309-15, Feb. 1991.

BOMBONATTI, P.E.; GARLIPP, O.A.; BARROS, L.E. Resistência a flexões sucessivas de ligas de cromo-cobalto. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v. 22, n. 6, p. 241-5, nov./dez. 1968.

BRIDGEMAN, J.T. et al. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 2, p. 187-93, Aug. 1997.

BROCKHURST, P.J. A new design for partial denture circumferential clasp arms. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v. 41, n. 5, p. 317-23, Oct. 1996.

BROCKHURST, P.J.; McLAVERTY, V.G. Chemical analysis, castability, and tensile properties of twenty-one dental base metal casting alloys for removable dental appliance. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v. 28, n. 6, p. 370-7, Dec. 1983.

BURNETT, C.A.; MAGUIRE, H. Sprue design in removable partial denture casting. **J. Dent.**, Kidlington, v. 24, n. 1-2, p. 99-103, Jan.-Mar. 1996.

CANAY, S. et al. Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behavior. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 25, n. 10, p.759-64, Oct. 1998.

CECCONI, B.T. et al. Casting titanium partial denture frameworks: A radiographic evaluation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 3, p. 277-80, Mar. 2002.

CHAI, T-I., STEIN, R.S. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 73, n. 6, p. 534-41, Jun. 1995.

COSTA, S.C., BONACHELA, W.C., CARVALHO, M.C.F.S. Análise comparativa da capacidade retentiva de grampos tipo "T" usados em prótese parcial removível em armações de titânio e cobalto-cromo. **Rev. FOB**, Bauru, v. 7, n. 1/2, p.1-6, Jan/Jun. 1999.

DHARMAR, S.; RATHNASAMY, J.; SWAMINATHAN, T.M. Radiographic and metallographic evaluation of porosity defects and grain structure of cast chromium-cobalt removable partial denture. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 69, n. 4, p. 369-73, Abr. 1993.

DOUGLASS, C.W. Future needs for dental restorative materials. **Adv. Dent. Res.**, Maryland, v. 6, p. 4-6, Sep. 1992.

EARNSHAW, R. Cobalt-chromium alloys in Dentistry. **Br. Dent. J.**, London, v. 101, n.3, p. 67-75, Aug. 1956.

EISENBURGER, M., ADDY, M. Radiological examination of dental castings – a review of the method and comparisons of the equipment. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 7, p.609-14, Jul. 2002.

ELARBI, E.A. et al. Radiographic detection of porosities in removable partial denture castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 54, n. 5, p. 674-7, Nov. 1985.

ELIOPOULOS, D., ZINELIS, S., PAPADOPOULOS, T. Porosity of cp Ti casting with four different casting machines. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n. 4, p. 377-81, Out. 2004.

FERENCZI, A.M.; DEMRI, B.; MORITZ, M.; MUSTER, D. Casted titanium for dental applications: an XPS and SEM study. **Biomaterials**, Guilford, v. 19, n.16, p. 1513-15, Aug. 1998.

GREENER, E.H. et al. Properties of centrifugally cast commercial Ti and Ti-6Al-4V. **J. Dent. Res.**, Washington, v.65, special issue, p.317, Jan. 1986. /Abstract 1329/

HAMANAKA, H; DOI, H.; YONEYAMA, T. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 68, n. 11, p. 1529-33, Nov. 1989.

HARCOURT, H.J.; COTTERILL, W.F. Induction melting of cobalt-chromium alloys. A comparison with flame melting. **Br. Dent. J.**, London, v. 118, n. 5, p. 323-9, Apr. 1965.

HENRIQUES, G.E.P. **Desempenho clínico de infra-estruturas de próteses removíveis em titânio c.p. e ligas de Ti-6Al-4V e Co-Cr-Mo: a deformação plástica de grampos e rugosidade superficial.** Piracicaba, 2000. 146p. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas.

HENRIQUES, G.E.P. et al. Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 2, p. 146-52, Aug. 1997.

HERÖ, H. Effects of casting temperature on some properties of Co-Cr-Mo dental casting alloys. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v. 42, n. 6, p. 371-7, Dec. 1984.

HERÖ, H.; SYVERUD, M.; WAARLI, M. Mold filling and porosity in castings of titanium. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 9, n. 3, p. 15-8, Jan. 1993.

HRUSKA, A.R.; BORELLI, P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated casting. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 4, p. 561-5, Oct. 1991.

HUMMEL, K.S. et al. Retentive force of titanium versus Co-Cr RPD clasps. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 73, Special Issue, p. 287, Mar. 1994. /Abstract 1483/.

HUNG, C.C.; HOU, G.L.; TSAI, C.C.; HUANG, C.C. Pure titanium casting into zirconia-modified- magnesia- based investment molds. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 20, n. 9, p. 846-51, Nov. 2004.

IDA, K.; TSUTSUMI, S.; TOGAYA, T. Titanium and titanium alloys for dental castings. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 59, p. 985, Jun. 1980 /Abstract/.

IWAMA, C.Y.; PRESTON, J.D. Cobalt-chromium-titanium alloy for removable partial dentures. **Int. J. Prosthodont.**, St. Louis, v. 10, n. 4, p. 309-17, Jul.-Aug. 1997.

JANG, K-S., YOUN, S-J., KIM, Y-S. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 93-8, Jul. 2001.

KIM, D. et al. Comparison of cast Ti-Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 4, p. 374-82, Apr. 2004.

KOTAKE, M. et al. Fatigue resistance of titanium-nickel alloy cast clasps. **Int. J. Prosthodont.**, St. Louis, v. 10, n. 6, p. 547-52, Nov.-Dec. 1997.

LASSILA, L.V.J.; VALLITTU, P.K. Effect of water and artificial saliva on the low cycle fatigue resistance of cobalt-chromium dental alloy. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 6, p. 708-13, Dec.1998.

LAUTENSCHLAGER, E.P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int. Dent. J.**, London, v. 43, n. 3, p. 245-53, Jun. 1993.

LEWIS, A.J. Changes in the composition of a nickel-base partial denture casting alloy upon fusion and casting. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v. 20, n. 1, p. 14-8, Feb. 1975.

LEWIS, A.J. Radiographic evaluation of porosities in removable partial denture castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 39, n. 3, p. 278-81, Mar. 1978.

LEWIS, A.J. The effect of variations in mould temperature, metal temperature and mould size on the development of internal porosity in cast structures. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v. 22, n. 4, p. 243-6, Aug. 1977a.

LEWIS, A.J. The effect of variations in the technique of metal fusion on the development of internal porosity in cast structures. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v. 22, n. 5, p. 356-9, Oct. 1977b.

LEWIS, A.J. The influence of the refractory investment on the development of porosity in cast structures. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v. 22, n. 6, p. 455-7, Dec. 1977c.

LOMBARDAS, P. et al. Dimensional accuracy of castings produced with ringless and metal ring investment systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 1, p. 27-31, Jul. 2000.

LUO, X.P. et al. Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 18, n., p. 512-15, 2002.

MATTOS, M.G.C. **Liga de cobalto-cromo contendo titânio (experimental) para prótese parcial removível**. Ribeirão Preto, 1990. 162p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

MORI, T. et al. Titanium for removable dentures. I. Laboratory procedures. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 24, n. 6, p. 338-41, May 1997.

MÜLDERS, C.; DARWISH, M.; HOLZE, R. The influence of alloy composition and casting procedure upon the corrosion behavior of dental alloys: an *in vitro* study. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 23, n. 12, p. 825-31, Dec. 1996.

NAKAJIMA, H.; OKABE, T. Titanium in dentistry: developments and research in the USA. **Dent. Mater J.**, London, v. 15, n. 2, p. 77-90, Dec. 1996.

NOKUBI, T. et al. Dimensional stability of a commercially available clasps pattern used for cast clasps in partial dentures. **J. Osaka Univ. Dent. Sch.**, Osaka, v. 27, p. 167-74, Dec. 1987.

OKABE, T. Publicação eletrônica [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por <rribeiro@forp.usp.br> em 10/01/2005.

PAPADOPOULOS, T. Publicação eletrônica [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por <rribeiro@forp.usp.br> em 12/01/2005.

REISBICK, M.H.; CAPUTO, A.A. Crutanium: a partial denture alloy containing Titanium. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 52, n. 1, p. 1162, Sep.-Oct. 1973.

RIBEIRO, R.F. **Análise da força de retenção de grampos para prótese parcial removível obtidos em titânio comercialmente puro**. Ribeirão Preto, 2001. 113p. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RIBEIRO, R.F. **Análise do comportamento de ligas de cobalto-cromo em diferentes condições de reaproveitamento**. Ribeirão Preto, 1998. 168p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RIBEIRO, R.F. **Avaliação de alguns efeitos de refundições sobre ligas de cobalto-cromo, acrescidas ou não de liga virgem**. Ribeirão Preto, 1993. 173p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RIVAS G., M.A. Evaluacion visual y radiográfica de discontinuidades en estructuras metálicas de prótesis parciales removibles. **Acta odontol. venez.**, Caracas, v. 39, n. 2, p. 1-19, Abr. 2001.

ROCHA, S.S. **Efeito de tratamentos térmicos na resistência à tração e na dureza Vickers do Ti cp e da liga Ti-6Al-4V obtidos por fundição odontológica**. Araraquara, 2002. 132p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista.

RODRIGUES, R.C.S., RIBEIRO, R.F., MATTOS, M.G.C., BEZZON, O.L. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 3, p. 290-6, Sep. 2002.

SATO, Y. et al. Effect of friction coefficient on Ackers clasp retention. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 1, p. 22-7, Jul. 1997.

SATOH, Y. et al. Studies on the castability of Co-Cr alloy for cast plates. Part 1: The effects of sprue attachment direction to wax plates and the investment direction of refractory models **J. Nihon Univ. Sch. Dent.**, Tokyo, v. 31, n. 1, p. 397-407, Mar. 1989.

SATOH, Y. et al. Studies on the castability of Co-Cr alloy for cast plates. Part 2: Effect of form of sprue attachment to the wax pattern **J. Nihon Univ. Sch. Dent.**, Tokyo, v. 32, n. 1, p. 27-34, Mar. 1990.

SATOH, Y. et al. Studies on the castability of Co-Cr alloy for cast plates. Part 3: Effect of alloy fusion temperature and the heating temperature of the cast ring. **J. Nihon Univ. Sch. Dent.**, Tokyo, v. 35, n. 1, p. 49-56, Mar. 1993.

SHANLEY, J.J. et al. A comparative study of the centrifugal and vacuum-pressure techniques of casting removable partial denture frameworks. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 45, n. 1, p. 18-23, Jan. 1981.

SILVA, E.P et al.. Avaliação da força de retenção de grampos circunferenciais para prótese parcial removível obtidos por dois métodos de fusão. **ROBRAC**, Goiânia, v. 12, n.34, p. 61-65, Dez. 2003.

SILVA, E.P. **Análise comparativa da resistência ao desgaste de resinas compostas indiretas e direta sob ação de grampos circunferenciais de Prótese Parcial Removível obtidos em liga de Co-Cr e titânio cp.** Ribeirão Preto, 2004. 158p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

SUNNERKRANTZ, P.A.; SYVERUD, M.; HERÖ, H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 98, n. 3, p. 268-72, Jun. 1990.

SYVERUD, M.; OKABE, T.; HERÖ, H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in an Ar-arc casting machine. **Eur. J. Oral Sci.**, Munksgaard, v. 103, n. 5, p. 327-30, Oct. 1995.

SYVERUD, M., HERÖ, H. Mold filling of Ti casting using investments with different gas permeability. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 11, n. 1, p. 14-18, Jan. 1995.

TAIRA, M., MOSER, J.B., GREENER, E.H. Microhardness and microstructure of Ti based dental casting alloys. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 64, Special Issue, p. 317, Jan. 1985.

/Abstract 1985/

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

TAKAHASHI, J. et al. Casting pure titanium into commercial phosphate-bonded SiO₂ investment molds. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 69, n. 12, p. 1800-5, Dec. 1990.

TAKAHASHI, J., ZHANG, J-Z., OKASAKI, M. Effect of casting methods on castability of pure titanium. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 12, n.2, p. 245-252, Dec. 1993.

THOMAS, C. J.; LECHNER, S.; MORI, T. Titanium for removable dentures. II. Two year observation. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 24, n. 6, p. 414-8, Jun. 1997.

TRAINI, T. et al. Adherence of investment to Au-Pd alloy using a vacuum-argon pressure casting machine. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 19, n.8, p. 732-38, Dec. 2003.

VALLITTU, P.K. Transverse strength, ductility, and qualitative elemental analysis of cobalt-chromium alloy after various durations of induction melting. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 6, n. 1, p. 55-60, Mar. 1997.

VALLITTU, P.K.; KOKKONEN, M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 4, p. 412-9, Oct. 1995.

VALLITTU, P.K.; LUOTIO, K. Effect of cobalt-chromium alloy surface casting on resistance to deflection fatigue and surface hardness of titanium. **Int. J. Prosthodont.**, St. Louis, v. 9, n. 6, p. 527-32, Nov. 1996.

VALLITTU, P.K.; MIETTINEN, T. Duration of induction melting of cobalt-chromium alloy and its effect on resistance to deflection fatigue of cast denture clasps. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 3, p. 332-6, Mar. 1996.

WANG, R.R.; BOYLE, A.M. A simple method for inspection of porosity in titanium casting. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 70, n. 3, p. 275-6, Sep. 1993.

WANG, R.R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. **Quintessence Int.**, New Malden, v. 27, n. 6, p. 401-8, Jun. 1996.

WATANABE, I. et al. Effect of casting method on castability of titanium and dental alloys. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, Boston, v. 11, n. , p. 547-553, 2000.

WATANABE, K. et al. Casting behavior of titanium alloys in a centrifugal casting machine. **Biomaterials**, Guilford, v. 24, n. 10, p. 1737-43, May. 2003.

WATANABE, T. et al. Effect of pressure difference on the quality of titanium cast. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 76, n. 3, p. 773-9, Mar. 1997.

WICTORIN, L.; JULIN, P.; MÖLLERSTEN, L. Roentgenological detection of casting defects in cobalt-chromium alloy frameworks. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 6, n. 2, p. 137-46, Apr. 1979.

WU, M. et al. Computer aided prediction and control of shrinkage porosity in titanium dental castings. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 14, n. 5, p. 321-328, Sep. 1998.

WU, M. et al. Numerical simulation of porosity-free titanium dental castings. **Eur. J. Oral Sci.**, Munksgaard, v. 107, n. 4, p. 307-15, Aug. 1999.

ZAVANELLI, R.A. et al. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 3, p. 274-9, Sep. 2000.

ZINELIS, S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 5, p. 575-82, Nov. 2000.

ZINELIS, S. Publicação eletrônica [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por <rribeiro@forp.usp.br> em 10/01/2005.

ZINELIS, S., TSETSEKOU, A., PAPADOPOULOS, T. Thermal expansion and microstructural analysis of experimental metal-ceramic titanium alloys. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 4, p. 332-8, Oct. 2003.

APÊNDICES

Apêndice A

Comparação entre os postos das amostras de titânio cp fundido por indução com retenção de 0,50 mm

Períodos de tempo comparados (meses)	Diferenças Soma (postos)	Valores Críticos (α)			Significância (%)
		0,05	0,01	0,001	
0 X 6	10,0000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
0 X 12	6,5000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
0 X 24	0,5000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
0 X 36	10,0000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
0 X 48	18,0000	12,6599	19,1787	30,8298	5
0 X 60	10,0000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
6 X 12	3,5000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
6 X 24	9,5000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
6 X 36	20,0000	12,6599	19,1787	30,8298	1
6 X 48	28,0000	12,6599	19,1787	30,8298	1
6 X 60	20,0000	12,6599	19,1787	30,8298	1
12 X 24	6,0000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
12 X 36	16,5000	12,6599	19,1787	30,8298	5
12 X 48	24,5000	12,6599	19,1787	30,8298	1
12 X 60	16,5000	12,6599	19,1787	30,8298	5
24 X 36	10,5000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
24 X 48	18,5000	12,6599	19,1787	30,8298	5
24 X 60	10,5000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
36 X 48	8,0000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
36 X 60	0,0000	12,6599	19,1787	30,8298	ns
48 X 60	8,0000	12,6599	19,1787	30,8298	ns

Apêndice B

Comparação entre os postos das amostras de titânio cp fundido por plasma com retenção de 0,50 mm

Períodos de tempo comparados (meses)	Diferenças Soma (postos)	Valores Críticos (α)			Significância (%)
		0,05	0,01	0,001	
0 X 6	7,0000	9,6649	14,6415	23,5362	ns
0 X 12	3,0000	9,6649	14,6415	23,5362	ns
0 X 24	5,0000	9,6649	14,6415	23,5362	ns
0 X 36	12,0000	9,6649	14,6415	23,5362	5
0 X 48	19,0000	9,6649	14,6415	23,5362	1
0 X 60	23,0000	9,6649	14,6415	23,5362	1
6 X 12	4,0000	9,6649	14,6415	23,5362	ns
6 X 24	12,0000	9,6649	14,6415	23,5362	5
6 X 36	19,0000	9,6649	14,6415	23,5362	1
6 X 48	26,0000	9,6649	14,6415	23,5362	0,1
6 X 60	30,0000	9,6649	14,6415	23,5362	0,1
12 X 24	8,0000	9,6649	14,6415	23,5362	ns
12 X 36	15,0000	9,6649	14,6415	23,5362	1
12 X 48	22,0000	9,6649	14,6415	23,5362	1
12 X 60	26,0000	9,6649	14,6415	23,5362	0,1
24 X 36	7,0000	9,6649	14,6415	23,5362	ns
24 X 48	14,0000	9,6649	14,6415	23,5362	5
24 X 60	18,0000	9,6649	14,6415	23,5362	1
36 X 48	7,0000	9,6649	14,6415	23,5362	ns
36 X 60	11,0000	9,6649	14,6415	23,5362	5
48 X 60	4,0000	9,6649	14,6415	23,5362	ns