

MAURICIO JOSÉ ARRAIS

**ESTUDO *IN VITRO* DA DEFORMAÇÃO PERMANENTE EM
GRAMPOS A BARRA FUNDIDOS EM LIGAS DE COBALTO-CROMO
E TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO, SUBMETIDOS
A TESTES DE TENSÃO-DEFORMAÇÃO**

São Paulo

2005

Mauricio José Arrais

Estudo *in vitro* da deformação permanente em grampos a barra fundidos em ligas de cobalto-cromo e em titânio comercialmente puro, submetidos a testes de tensão-deformação

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Roberto Nobuaki Yamada

São Paulo

2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Arrais MJ. Estudo *in vitro* da deformação permanente em grampos a barra fundidos em ligas de cobalto-cromo e em titânio comercialmente puro, submetidos a testes de tensão-deformação [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo, ___/___/2005

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

*Aos meus queridos pais **Rivaldo** e **Yolanda**, pelo amor e dedicação muitas vezes infinitos.*

*Aos meus queridos filhos **Felipe** e **Rafaela**, por estarem sempre presentes em meu coração, e por permanecerem sorrindo, mesmo frente aos vários sacrifícios impostos pela vida.*

*À **Juliana**, pelo amor, carinho, compreensão e por ser minha companheira nos momentos felizes e nos difíceis.*

*Ao Prof. Dr. **Roberto Nobuaki Yamada**, pela confiança em mim depositada, pelos preciosos conhecimentos compartilhados desde a minha graduação até hoje, e por ser um exemplo de humildade a todos que o cercam e o admiram.*

*Ao Prof. Dr. **Bruno Costa**, pela amizade, empenho, e pelo exemplo de vida acadêmica e pessoal. Pela eterna paciência e inesgotável boa vontade, que me permitiram seguir a vida acadêmica.*

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, na pessoa do Diretor Prof. Dr. **Ney Soares de Araújo** pela dedicação e capacidade administrativa.

Ao Departamento de Prótese Dentária, na pessoa do seu chefe Prof. Dr. **Carlos Gil**, pela seriedade e competência nas decisões.

Aos membros da Comissão de Pós-Graduação da FOU SP, presidida pelo Prof. Dr. **João Humberto Antoniazzi**, pela qualidade do curso oferecido.

À Profa Dra. **Maria Cecília Miluzzi Yamada**, coordenadora do curso de Pós-Graduação de Prótese Dentária da FOU SP, pela oportunidade e incentivo na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. **Hamilton Navarro**, pelo exemplo de vida pessoal e acadêmica e pelo apoio e incentivo para a minha formação acadêmica e docente.

Aos Professores da Disciplina de Prótese Parcial Removível da FOU SP, pela alta qualidade de ensino proporcionado, pelo apoio e exemplo.

Aos meus queridos professores Prof. Dr. **José Berr Inês**, Prof. Dr. **Odilon José da Silva** e Prof. Dr **Eglas Edmur Bernardes** e **Reynaldo Todescan**, pelos ensinamentos, carinho, e pelos preciosos momentos compartilhados, sou-lhes eternamente grato.

Aos professores do curso de Pós-Graduação, cujas lições levo para a minha vida profissional.

Ao meu amigo, Prof. Dr. **Marcelo Alexandre Calamita**, pelos bons momentos compartilhados, pelo exemplo de amor, capacidade e dedicação na vida profissional e pelo apoio neste trabalho e em vários outros momentos de minha vida.

Aos amigos e colegas de ensino das disciplinas de Clínicas Odontológicas Integradas e de Prótese Parcial Removível da Universidade de Guarulhos, pela amizade, convívio e dedicação.

Ao amigo Prof **Eliseu Bueno**, pela amizade e exemplos de vida e profissional

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação, pela luta e convívio em comum.

Aos Laboratórios comerciais **Aliança** e **Central de Titânio**, pelo auxílio competente à disposição deste trabalho.

Às bibliotecárias da FOUSP, **Maria Aparecida, Vânia Oliveira Funaro** e **Águida Feliziani**, pela presteza e competência nas correções deste trabalho.

A todos os meus amigos uma frase de A. Destoef: *“As pessoas entram em nossas vidas por acaso, mas não é por acaso que permanecem”*.

“Quando nada parece ajudar, olho o cortador de pedras martelando a rocha talvez cem vezes sem que uma só rachadura apareça. Porém na centésima primeira, a pedra se abre em duas e sei que não foi aquela martelada que conseguiu, mas todas as que vieram antes”.

Jacob A. Riis

Arrais MJ. Estudo *in vitro* da deformação permanente em grampos a barra fundidos em ligas de cobalto-cromo e em titânio comercialmente puro, submetidos a testes de tensão-deformação [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

Foram realizados testes de inserção e remoção de grampos a barra em “I”, fundidos com liga de Cobalto-Cromo (CoCr) e com Titânio comercialmente puro (Ti). Foi utilizada uma máquina oscilante de teste para verificar o comportamento elástico destes grampos que atuaram sobre superfícies metálicas com graus de retenção de 0,25mm e 0,50mm. Dez grampos de CoCr e dez de Ti foram submetidos a 12.500 ciclos de teste (cada) sobre as superfícies metálicas. A ocorrência da deformação permanente dos grampos foi mensurada por meio de relógios comparadores colocados sobre as pontas dos retentores, sendo que a leitura destes relógios ocorreu a cada 500 ciclos. Os resultados desta pesquisa *in vitro* indicaram que, após os 12.500 ciclos, não foram observadas fraturas nos grampos. E ainda que os grampos feitos em liga de CoCr sofreram menores deformações permanentes do que os de Ti para ambas as retenções.

Palavras-chave: Prótese parcial removível; Grampos dentários

Arrais MJ. Permanent deformation *in vitro* study of “I” bar clasps cast with cobalt-chromium alloy and commercially pure Titanium, submitted to tension-deformation trials [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

ABSTRACT

Insertion and removal trials of “I” bar clasps cast with cobalt-chromium alloy and commercially pure Titanium were carried out. An oscillating trial machine was utilized to verify the elastic behavior of these clasps, which acted on metallic surfaces with 0.25mm and 0.50mm degrees of retention. Ten CoCr clasps and ten Ti clasps were submitted to 12,500 trial cycles (each) on the metallic surfaces. The permanent deformation of the clasps was measured by comparative gauges placed on the tips of the clasps, and the reading of the gauges was carried out every 500 cycles. The results of this *in vitro* research showed that after the 12,500 cycles clasp fractures were not observed and that clasps made with CoCr alloy suffered less permanent deformation than Ti ones for both degrees of retention.

Key words: Denture partial removable; Dental clasps

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

CoCr	cobalto-cromo
Cp	corpo (s) de prova (s)
min	minuto (s)
mm	milímetro (s)
pol	polegadas
PPR	prótese parcial removível(is)
Ti	titânio comercialmente puro

LISTA DE SÍMBOLOS

°C graus Celsius

* p-valores estatisticamente significativos

p-valores que tendem a ser significativos.

% porcentagem

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	17
3 PROPOSIÇÃO	73
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	74
5 RESULTADOS.....	91
6 DISCUSSÃO	109
7 CONCLUSÕES	120
REFERÊNCIAS.....	121
APÊNDICES.....	130

1 INTRODUÇÃO

Acredita-se que no ano de 2030 dois terços da atividade odontológica no Brasil estarão voltados à população acima de 65 anos de idade (PARAJARA; GUZZO, 2000). Assim, o tratamento reabilitador por meio de PPR é, e ainda será, indicado para um número significativo de pacientes, assumindo papel relevante na reabilitação oral de boa parte dos parcialmente edentados (MARCHINI et al., 2001). Mesmo em países onde as limitações econômicas são menos relevantes, percebe-se uma preocupação objetivando a melhoria na execução destas próteses, de modo a torná-las mais efetivas na manutenção da dentição natural, evitando assim, a necessidade precoce do uso das próteses totais (DOUGLASS, 1992; CHRISTENSEN, 1995; RODRIGUES, 2001).

Apesar da alta previsibilidade e do grande sucesso das reabilitações protéticas por meio de próteses fixas e próteses implanto suportadas, ainda se encontra dificuldade ao indicar estes tratamentos para um grande número de pacientes. As dificuldades ocorrem devido a fatores como alto custo, técnica complexa, limitações biológicas, restrições psicológicas e médicas, além de um maior tempo de tratamento.

Para fazer um correto planejamento protético das PPR, deve-se possuir alguns conhecimentos relativos às propriedades mecânicas dos grampos, para que estas possam desempenhar suas funções corretamente.

Morris et al. (1983) observaram que para exercer a sua função de maneira adequada, os grampos não deveriam sofrer deformações plásticas ou fraturas com

o uso, porém, freqüentemente, nos deparamos com a ocorrência destas pelas repetidas flexões durante a inserção e remoção das próteses. Dixon, Tiege e Breeding (1992) salientaram que considerando que o paciente realiza uma média de quatro remoções e re-inserções da prótese ao dia, ocorrerão, ao final de um ano, um total de 2920 deflexões dos grampos, sem contar as tensões exercidas sobre estes durante a mastigação, podendo promover a diminuição da retentividade destas próteses. Desta forma, uma das maiores preocupações dos profissionais e pacientes em relação ao tratamento reabilitador por meio das PPR é a efetivação da retenção destes aparelhos. Bates (1968), constatou que em muitos casos em que a estética não era fundamental, os pacientes deixavam de utilizar suas próteses devido, principalmente, à perda de retenção das mesmas. A perda das condições de retentividade pela ocorrência de deformação plástica ou fratura dos grampos nas PPR tem levado vários autores a realizar trabalhos visando estudar o comportamento destes grampos sob diversos aspectos e com diferentes metodologias.

Até hoje, muitas ligas foram utilizadas para a confecção de estruturas metálicas de PPR, porém, até o presente momento, não foi descoberta uma "liga ideal" para este fim, tornando-se necessário o contínuo aprimoramento e estudo de novas ligas. A grande maioria dos trabalhos, referem-se a grampos confeccionados em ligas de CoCr, já que esta ainda é a mais utilizada para confecção das PPR. Apesar do sucesso clínico destas ligas, elas apresentam algumas propriedades desfavoráveis, tais como baixo limite de fadiga, baixa ductilidade e trabalho de encruamento, que são responsáveis por um grande número de insucessos clínicos, principalmente com relação à perda de retenção dos grampos (GIAMPAOLO et al., 1991a, 1991b). Mjör e Christensen (1993)

observaram que alguns elementos presentes nas ligas alternativas continham elementos alergênicos e potencialmente tóxicos, como níquel, cobalto, cromo, cádmio e berílio.

Assim, nos últimos anos, começou-se a estudar o uso do Ti (titânio) como um metal para próteses odontológicas devido à sua baixa densidade específica, relação força-peso adequada, boa resistência à corrosão, excelente biocompatibilidade e preço razoável (HAMANAKA et al., 1989; TAIRA; MOSER; GREENER, 1989) além do fato destas armações poderem ser indicadas para pacientes alérgicos aos metais utilizados em ligas convencionais para armações de PPR (KÖNÖNEN et al., 1995). Wang e Fenton (1996) concluíram que o uso do Ti para próteses é promissor, contudo ainda depende de mais trabalhos que comprovem sua efetividade equivalente ou mesmo superior à outros metais.

Devido às características do Titânio, espera-se que grampos confeccionados com este metal, devido ao seu alto limite elástico, possuam boa resistência à deformação permanente e apresentem boa flexibilidade, podendo ser indicados inclusive em áreas retentivas mais cervicais (normalmente com retenções superiores a 0,25mm), melhorando a estética da PPR (BRIDGEMAN et.al., 1997; ONO, 2003; RODRIGUES, 2001).

A despeito de todas as vantagens relatadas, o titânio apresenta algumas desvantagens como alta temperatura de fusão (aproximadamente 1.700°C), alta reatividade com o molde de revestimento em temperaturas superiores a 600°C, difícil escoamento do metal devido à baixa densidade do metal (BESSING; BERGMAN, 1992; TAKAHASHI et al., 1990; TAKAHASHI; ZHONG; MASAYUKI et al., 1993a, THOMAS; LECHNER; MORI, 1997; WATANABE et al., 1997). Em função das dificuldades, o processo de fundição do Ti ainda se apresenta complexo.

Apesar da evidente importância da compreensão do comportamento físico dos grampos confeccionados com diferentes ligas, os trabalhos encontrados na literatura ainda são escassos, persistindo dúvidas a respeito do assunto. Assim, existe a necessidade de novos estudos visando compreender os vários aspectos relacionados às propriedades dos grampos confeccionados em CoCr e Ti, e a obtenção de mais subsídios que auxiliem no planejamento das PPR.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Girardot (1941) fez um levantamento da história e desenvolvimento da prótese parcial removível. O autor abordou em seu texto não só a história, citou também os autores que primeiramente descreveram cada elemento da prótese removível. Com o advento das próteses fundidas houve um período de muitos insucessos devido ao planejamento incorreto de próteses que não respeitavam os princípios fundamentais atualmente conhecidos. Na descrição dos meios de retenção, o autor explicou que placas e fios trefilados foram os primeiros meios de retenção utilizados antes do advento da técnica de fundição. A primeira referência sobre a reposição dental diz respeito à confecção de dentes artificiais em marfim, porém, naquela época, não havia conhecimento de técnicas de moldagem ou uso de modelos. Esse aparelho protético foi descrito por Heister¹ (1711, apud GIRARDOT, 1941). Neste artigo, Girardot (1941) também relata que o “Pai da Odontologia Moderna”, Fauchard² (1746, apud GIRARDOT, 1941), foi o responsável pela descrição da construção de uma prótese parcial removível cuja retenção se realizava às expensas de dois braços; vestibular e lingual, sendo os dentes confeccionados em marfim. Nessa prótese já encontramos um dos princípios dos conceitos atuais das próteses parciais removíveis, que é a presença de conectores rígidos unindo os demais elementos.

Delabarre³ (1817, apud GIRARDOT, 1941) em seu tratado *De la Partie de L'Art du Chirurgien Dentiste*, chamou os grampos de “compressores”, observando

¹ Altdorf: De dentium Dolore. 1711, p.618 (Published in 1718).

² Fauchard, Pierre: Le Chirurgien Dentiste. 1728.

³ Delabarre, C. F. : Discours d'ouverture d'un cours de medicine dentaire. 1817, p.390.

que estes deveriam estar bem adaptados e passivamente ajustados aos dentes, evitando-se deste modo os desgastes dentais por atrito.

Taggard (1907) descreveu a técnica de confecção de restaurações fundidas, sendo provavelmente um dos primeiros autores a sugerir a técnica para obtenção de armações para prótese parcial removível fundida, como ela é feita até hoje.

Henrichsen⁴ (1914, apud GIRARDOT, 1941) sugeriu o primeiro grampo a barra, o qual era construído com metal trefilado e dobrado que partia da sela da prótese, passando horizontal e gengivalmente ao suporte dental contíguo ao espaço protético, subindo e buscando retenção nas ameias, sem tocar a papila interdental. Possuía ponta ativa esférica, decorrente da fusão da parte terminal do fio.

Nesbett (1918) apresentou a técnica detalhada para confeccionar próteses removíveis com grampos fundidos. Para facilitar a aceitação de sua proposta, ele mostrou um aparato protético por ele mesmo utilizado durante três anos com conforto e eficiência. A técnica consta de obter os grampos através de enceramento para serem então fundidos separadamente e posteriormente soldados à sela. As ligas com alto teor de cobre foram desaconselhadas por serem frágeis e sem confiabilidade. O autor aconselhou a utilização de uma liga de ouro-platina.

Roach (1920) enumerou alguns princípios fundamentais a serem seguidos na confecção dos grampos de próteses parciais removíveis, como a necessidade da existência de um apoio, de reciprocidade e adequada adaptação dos grampos aos dentes.

Dresch (1924) descreveu os fundamentos para construção de grampos fundidos. O autor observou que seria desaconselhável a fundição da prótese parcial removível de uma só vez, sendo indicada a técnica de soldagens dos

⁴ Henrichsen SA. Ball clasps for partial dentures. Orthopaed U Prot, June 1914.

componentes. O autor também salientou a necessidade da rigidez dos grampos, para que estes pudessem reter as próteses adequadamente.

Akers (1925) descreveu uma técnica para se fazer a armação da prótese parcial removível, que em sua essência é seguida até hoje. Como pontos principais podemos destacar a fundição da prótese em uma única peça diretamente sobre o modelo, eliminando-se as várias soldagens entre os elementos constituintes, o que possibilita a confecção de alívios nas regiões interproximais, uso de apoios oclusais nos grampos e confecção de grampos com a seção transversal em meia-cana com menor recobrimento da superfície dental.

Peyton (1934), estudou a resistência à fadiga por flexão em vigas de ouro retangulares de diversas espessuras. O metal recebeu tratamento térmico endurecedor. O autor observou que quando a espessura do corpo-de-prova é diminuída, ocorre um aumento na resistência à fadiga. Por fim, o autor verificou que corpos-de-prova de metais com alto módulo de elasticidade, devem possuir menor espessura para terem maior resistência à fadiga.

Earnshaw (1956), observou a importância do conhecimento das propriedades mecânicas da ligas de CoCr para o correto planejamento das armações de PPR. O autor salientou que devido às características destas ligas, as armações estariam mais sujeitas a sofrerem deformações permanentes do que as confeccionadas em ouro. Por isso, seus retentores deveriam utilizar áreas dentais menos retentivas do que as utilizadas para o ouro. O autor também relatou que as ligas de CoCr tinham grande resistência à abrasão dificultando o processo de polimento. Devido à possibilidade de sofrerem endurecimento à frio, os reajustes poderiam levar à falhas prematuras. O autor recomendou o uso da fundição com chama de óxido-acetileno, sendo que a natureza da chama poderia influenciar nas propriedades finais da liga.

Johnson (1957), realizando vários testes, apresentou um estudo comparativo de propriedades entre uma liga de CoCr, uma liga de ouro amarelo e uma liga de ouro branco. Os resultados obtidos foram os seguintes:

- 1) para as propriedades mecânicas: limite de proporcionalidade, resistência à tração e porcentagem de alongamento o autor concluiu:
 - a) superioridade da liga de ouro amarelo.
 - b) em segundo lugar, vem a liga de CoCr, com bom desempenho.
 - c) a liga de ouro branco foi considerada insatisfatória.
- 2) o módulo de elasticidade do CoCr é aproximadamente o dobro daquele da liga de ouro. A implicação clínica está associada ao desenho do grampo;
- 3) as ligas de ouro amarela e branca são mais fáceis de fundir, O CoCr, devido ao alto ponto de fusão, necessita de fonte de calor mais potente, comumente é utilizado o maçarico de óxido-acetileno, o que é um problema pois, devido à chama carburante, pode alterar a liga;
- 4) As ligas de CoCr são muito menos onerosas, porém requerem equipamentos de custo maior.

Applegate (1960) publicou um estudo discutindo os critérios que deveriam ser considerados quando da escolha da liga utilizada para a confecção de próteses parciais removíveis. Neste trabalho o autor enumerou diversas características das ligas de ouro e de CoCr, tais como; rigidez, flexibilidade, alongação, dureza, resistência à corrosão, peso, propriedades de fundição e por último o custo,

ressaltando que a escolha deveria levar em consideração todos os aspectos e não exclusivamente o custo.

Beck (1960), observou a vantagem do uso da liga de ouro sobre as ligas de CoCr devido sua menor rigidez, sendo seu módulo de elasticidade, a metade daquela da liga de CoCr. Desta forma, quando se deseja a mesma força de resistência à remoção, basta utilizar o dobro da calibragem da retenção utilizada para o grampo de CoCr. No caso de serem utilizados braços retentivos com as mesmas dimensões posicionados na mesma calibragem de retenção, o braço de ouro resistirá à metade da força requerida para a remoção, o que pode ser vantajoso para diminuir as cargas que o grampo impõe ao dente retentor durante a mastigação.

Harcourt (1960), observou que os defeitos encontrados em muitas fundições de CoCr poderiam afetar as propriedades físicas da liga. O autor resolveu estudar a correlação entre esses defeitos com o método de fundição empregado. Naquela época, a fundição sob chama de oxigênio-acetileno era a mais utilizada, devido ao menor custo. O autor avaliou diferentes composições de chama de oxigênio-acetileno (neutra, carburante e oxidante), assim como a distância da ponta da chama à liga e seu efeito na textura superficial e homogeneidade das fundições. Concluiu ser possível prevenir a inclusão de gases com a ventilação do molde e através do uso correto da chama do maçarico. A correta inclusão dos padrões de cera, juntamente com a limpeza do cadinho, evitaria a formação de porosidades. O autor observou que, quando a chama era constituída de proporções iguais de oxigênio e acetileno, verificava-se a ocorrência da reação do monóxido de carbono e hidrogênio com o oxigênio do ar atmosférico. A formação de sub-produtos de combustão poderia causar a oxidação da liga. Durante a solidificação do metal os óxidos

reagem com o carbono, formando monóxido e/ou dióxido de carbono que, por sua vez, produzem porosidades irregulares. Também o hidrogênio poderia causar o aparecimento de porosidades esféricas.

Harcourt (1961) realizou uma pesquisa clínica na Universidade de Birmingham, onde avaliou a ocorrência de fraturas de estruturas fundidas sob chama de oxigênio-acetileno. Foram examinadas 160 próteses parciais em CoCr sendo então obtidos dois grupos: com defeitos aparentes e sem defeitos aparentes. Na análise das fundições, o autor verificou o tamanho dos grãos, inclusões, fase carboneto, porosidades e estrutura dendrítica. Nas fundições com defeitos aparentes na estrutura, os resultados mostraram que 11 das 21 fundições examinadas apresentaram defeitos que, provavelmente, conduziram a uma fratura por fadiga. Por fim, o autor concluiu que as inclusões estavam presentes em todas as amostras ocasionando fragilidade da liga, a fase carboneto estaria relacionada à atmosfera carburante durante a fundição e que o uso incorreto da chama seria responsável pela presença de porosidades.

Kabcenell (1962) realizou um estudo no qual relacionou alguns princípios de funcionamento dos grampos, tais como: estabilização do dente suporte e da prótese, transmissão de forças laterais e retenção. A estabilização e transmissão de forças laterais necessitam de rigidez. Quanto à retenção o autor também observou o fato, já registrado por outros autores, de que o grampo retentivo deverá ser flexível em sua porção terminal para poder atingir a área retentiva dental. Esta flexibilidade depende da forma da seção transversal e do comprimento do grampo, assim, quanto mais comprido e afilado for o braço retentivo do grampo, maior será sua flexibilidade. Outro fator influente na flexibilidade e na rigidez do grampo é o material empregado em sua confecção. Os grampos fundidos apresentam menor

flexibilidade em comparação aos feitos com metal trefilado. Quanto às ligas empregadas, as áuricas possuem um limite de proporcionalidade superior às ligas básicas, estando assim menos sujeitas às fraturas durante os eventuais ajustes dos grampos.

Bates (1963), estudou a flexão de braços de grampos fundidos em CoCr, confeccionados a partir de padrões plásticos pré-fabricados. O comprimento foi mantido constante, em 10 mm, e a curvatura do braço variou de zero (grampo reto) a 180° . Os resultados revelaram que, para o comprimento utilizado, a flexão máxima dos grampos circunferenciais comuns, normalmente utilizados, foi de aproximadamente 0,170 mm, considerada extremamente baixa. Algum aumento na curvatura, como no grampo em anel, reduz a flexão, porém, devido ao aumento natural do comprimento do braço nesse tipo de grampo, esta redução de flexão é compensada na prática. Na ocasião, o autor confeccionou grampos em anel com 30 mm de comprimento. O autor afirmou que esse grampo, quando reto, ou seja, sem curvatura, obtém flexão no limite proporcional de 0,920 mm, enquanto que com curvatura de 270° , obteve flexão de 0,254 mm e impôs uma carga aproximada de 1.200 gramas no dente. Em sua opinião, estes comprimentos de grampos são razoavelmente aceitáveis. Assim, concluiu que grampos curtos ou com curvaturas acentuadas, confeccionados em CoCr, possuem flexão insuficiente no limite de proporcionalidade para atuarem como retentores das próteses parciais removíveis.

Bates (1965a) apresentou um estudo sobre limite de fadiga flexural de uma liga de CoCr enumerando três maneiras de se obter a flexibilidade adequada aos grampos de próteses parciais removíveis: 1- usar grampos com comprimentos de 15mm; 2- reduzir a espessura dos mesmos; 3- diminuir a área retentiva dental, porém, das três maneiras citadas, a mais contra-indicada seria a redução da

espessura através do afilamento dos grampos, já que isto afetaria negativamente as propriedades mecânicas dos grampos. O autor chegou à conclusão de que estas ligas possuem um limite proporcional adequado para a sua utilização em próteses parciais removíveis, assim dificilmente haveria falhas por fadiga do material na ausência de fatores contribuintes, tais como: porosidade ou afilamento não uniforme dos grampos.

Bates (1965b) discutiu as propriedades mecânicas das ligas de CoCr relacionando-as com os planejamentos e construções das próteses parciais removíveis. O autor enumerou fatores que influem no desenho dos grampos: as propriedades mecânicas das ligas; a forma do grampo (comprimento, curvatura, secção transversal e adelgaçamento do braço) e a deflexão da ponta retentiva (a quantidade de retenção dental deveria ser inferior à capacidade do grampo flexionar-se sem sofrer deformação permanente). O autor também observou que valores dos limites de proporcionalidade em uma mesma liga, obtidos por ensaios de flexão, são maiores que os valores obtidos por ensaios de tração.

Hastes com secções transversais de mesma área, mas com formas diferentes produzem valores de limite de elasticidade distintos. Uma haste com secção transversal de forma circular poderá suportar uma alta tensão antes da deformação permanente, comparado a uma haste com secção transversal de mesma área, mas com perfil quadrado ou em forma de trilho. Em uma viga de secção transversal constante com flexão em balanço, a região de maior esforço irá se concentrar na extremidade fixa, portanto é importante fazer o braço do grampo cônico para produzir um nível de tensão constante ao longo de seu comprimento. Com relação à forma da secção transversal, os melhores resultados são obtidos com uma proporção largura e espessura de 2, isto é, um padrão semicircular.

As ligas de metais básicos são mais rígidas do que as ligas de ouro; o módulo de elasticidade das ligas de metais básicos é o dobro do verificado na liga de ouro. A deflexão de uma extremidade livre de uma viga em balanço construída em ouro será o dobro daquela da liga CoCr, para uma mesma carga.

As medidas obtidas da deflexão da ponta de grampos fundidos em CoCr, com comprimento de 10mm e 15mm foram 0,15mm e 0,28mm respectivamente. A menor retenção a ser utilizada no dente deve ser de 0,25mm. Retenções menores provaram não ter sucesso devido à precisão da fundição. Estes fatos inviabilizam o uso de grampo circunferencial nos pré-molares, onde dificilmente obtém-se comprimento suficiente.

A deflexão de uma estrutura curva será menor que a de uma estrutura reta, de mesmo comprimento, já que a curvatura promove maior rigidez. Um braço de grampo molar de 15mm apresenta uma deflexão satisfatória, porém este mesmo comprimento em um grampo anel teria sua deflexão reduzida. Caso se empregasse um grampo de CoCr, com margem de segurança do seu limite de proporcionalidade, deveríamos utilizar retenção no dente de 0,12mm que, na experiência do autor, provou não ser suficiente, sendo os grampos de ouro preferíveis.

Bates (1966), afirmou que a deformação permanente não se origina da simples utilização da PPR, já que as tensões funcionais, em geral, estariam abaixo do limite de proporcionalidade. Entretanto, é possível que o encruamento por polimento ou flexões com alicates para readaptações poderiam favorecer o acúmulo de tensões acima do limite de fadiga. Pode ser também que a produção de falhas por fundição aumente a concentração de tensões, conduzindo a um aumento de tensão local sobre o limite de fadiga nas próteses parciais removíveis. Um certo número de falhas ocorreu devido à porosidade que não só atuava como ponto de

aumento de tensão e fragilidade das peças. Ainda do experimento realizado, obteve-se a indicação do nível de tensão presente na barra lingual em função, que era a metade do limite de proporcionalidade. As forças laterais presentes foram 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. Em contraste, a tensão no grampo de retenção está no limite de proporcionalidade e muito próxima do limite fadiga, sendo que as tensões desenvolvidas são dependentes do grau de retenção selecionado durante a fase de planejamento, da forma do grampo e das propriedades mecânicas da liga utilizada. Para o autor, se não houver proporção correta das dimensões dos grampos, provavelmente já durante a primeira inserção da prótese, ocorrerá deformação permanente.

Firtell (1968) realizou um estudo para verificar a retenção de vários tipos de grampos. Para tanto, utilizou uma matriz metálica composta de 3 esferas com diâmetro de 9,5mm dispostas em uma placa, formando um triângulo equilátero elaborado como uma situação ideal para receber uma prótese parcial removível, com retenção padronizada de 0.5mm. Sobre 9 duplicações desta matriz, em revestimento, foram esculpidas 9 armações variando o tipo de grampo. Os grampos utilizados foram dos seguintes tipos: circunferencial de Akers; circunferencial de Akers com o braço retentivo com fio trefilado de ouro; grampo em anel; grampo de ação reversa; grampo "U"; grampo "T"; grampo "I"; grampo "I" com o braço retentivo em fio trefilado de ouro e grampo nº2 da Ney com braço retentivo. Foi verificada a resistência ao deslocamento vertical, mencionando que sua flexibilidade é determinada pelo comprimento, diâmetro e forma do braço do grampo, além das

características das ligas. Os resultados obtidos, em ordem decrescente de resistência, foram: grampo em “U”; grampo em anel; grampo circunferencial de Akers; grampo circunferencial de Akers de fio de ouro trefilado; grampo tipo “I” de fio de ouro adaptado; grampo Ney nº2; grampo em “T” e grampo de ação reversa.

Analisando a perda de retenção dos grampos fundidos em ligas de CoCr, Bates (1968) apontou várias causas possíveis para este problema: imprecisão das fundições, desenho incorreto dos grampos ou alterações nos tecidos de suporte depois da inserção da prótese, abrasão no esmalte e na superfície do grampo; variação na flexão do grampo pela alteração da trajetória de inserção da peça; migração e mobilidade dos dentes suportes. A maior possibilidade da ocorrência de perda de retenção, segundo o autor, está relacionada ao manuseio incorreto da prótese, realizado pelo paciente. Outro fator influente seria a possibilidade de que o polimento do metal também possa resultar na perda de resistência friccional ou de retenção dos grampos. Também foi observado que a inserção ou remoção da prótese, efetuada pelo paciente fora da trajetória de inserção, ocasionaria grande deflexão no braço do grampo podendo resultar em deformação permanente ou até fratura da estrutura. Assim, a deflexão planejada para os grampos de PPR não deve exceder metade da deflexão observada no limite de proporcionalidade. Foram utilizados padrões retos de 30mm de comprimento (Wipla 16), como braços do grampo que envolveu o dente, fundidos em ligas Croform 5C e polidos. A flexão da ponta do braço foi fixada em 0,38mm a 0,51mm (0,015 a 0,020 pol), através do auxílio de microscópio; flexão esta, situada aproximadamente na metade do limite de elasticidade do grampo. A velocidade de inserção do grampo feito pela máquina foi de aproximadamente 25,4 mm/seg. Os resultados mostraram que o desgaste presente na região do dente que esteve em contato com o grampo, depois de

25.000 ciclos, foi menor que 0,03mm (0,001 pol). Esta quantidade de desgaste com o uso da prótese é muito suave, não parecendo afetar a retenção. 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.

Bombonatti, Garlipp e Barros (1968) estudaram a resistência à flexão de grampos por meio de testes de fadiga flexural de corpos-de-prova fundidos em três ligas de CoCr, ressaltando que em condições normais as estruturas sofriam sucessivas flexões nos atos de inserção e remoção do aparelho, assim como durante a mastigação. Os autores atentaram para o fato de que se uma estrutura qualquer fosse submetida a uma tensão abaixo do seu limite de proporcionalidade, ao se remover essa tensão, a estrutura voltaria a sua forma original, sem alterações em suas propriedades ou estrutura interna. Porém, no caso de repetidas ocorrências e por um longo período de tempo, sobreviria o fenômeno de 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 o seu limite proporcional. A fratura ocorre como resultado da propagação gradual de uma fenda, sendo denominada fratura por fadiga. Os autores, determinaram a resistência à flexão de 3 (três) ligas de CoCr (Vitallium, Detallium e Stern). Para essa finalidade, utilizou-se de um aparelho de flexões repetidas que submetia os corpos-de-prova, simultaneamente, a testes de tração e flexão inferiores ao limite de proporcionalidade das ligas empregadas. Sob o aspecto quantitativo, consideraram a estrutura tanto mais resistente à fadiga quanto maior o número de flexões

suportadas até a ruptura. Os autores concluíram através deste estudo que quando submetidas ao teste de fadiga flexural, as ligas tiveram comportamentos diferentes.

Asgar, Techow e Jacobson (1970) apresentaram as propriedades mecânicas de várias ligas de CoCr, enumerando algumas desvantagens da utilização destas ligas em armações de próteses removíveis: 1) grampos feitos com estas ligas podem se quebrar quando em uso, isto podendo ocorrer em um tempo relativamente curto; 2) Devido à alta dureza e baixo alongamento destas ligas, alguns ajustes necessários quando da entrega da prótese, mesmo que mínimos, são dificultados; 3) Devido à alta dureza dos grampos, poderiam promover um desgaste dental. Buscando minimizar estes problemas, os autores desenvolveram uma série de ligas de cromo-cobalto-níquel combinadas com outros elementos visando melhoria na ductilidade sem a perda da resistência. Os melhores resultados foram obtidos com a redução do molibdênio e do carbono das ligas.

Reisbick e Caputo (1973) observaram que a grande desvantagem das estruturas metálicas confeccionadas em CoCr era a fratura dos grampos, quando necessitavam serem ajustados. Para que isso não ocorresse, seria necessário aumentar os valores de alongamento das ligas através da adição de outros elementos, sem que esses prejudicassem as propriedades desejadas. Os autores testaram então uma nova liga de CoCr-Ti de nome comercial Crutanium, do laboratório Krupp, a qual apresenta valores de alongamento variando de 10 a 15%, segundo o fabricante, e de formulação contendo de 4 a 10% de Ti, 5 a 10% de cromo, 5 a 15% de níquel, 3% Mo, 1% silício, Mg e C, balanceados em Co. Os resultados obtidos pelos autores não confirmaram as alegações do fabricante,

principalmente com relação aos valores de alongamento, porém a diferença poderia ser atribuída às metodologias empregadas nos testes.

Reisbick e Caputo (1975), estudaram as propriedades de três ligas convencionais de CoCr usadas para prótese removível e uma nova fórmula atípica, variando a velocidade de aplicação da força em três níveis. As ligas foram submetidas a teste de tração com velocidades de 0,05 mm/min, 0,625 mm/min e 6,25 mm/min. As propriedades mecânicas analisadas foram alongamento, resistência ao escoamento, resistência à tração e módulo de elasticidade. A velocidade de aplicação da força não influenciou estatisticamente na ordenação dos resultados. As maiores diferenças neste estudo se deram em função da composição química das ligas. A liga Crutanium apresentou maior módulo de elasticidade, maior resistência à tração, maior limite de escoamento e um alongamento muito maior. Os autores não souberam precisar se a superioridade desta liga nas propriedades físicas seria proporcional no desempenho clínico. E que provavelmente as diferenças encontradas estavam mais relacionadas às diferenças químicas entre os materiais analisados do que devido às diferenças na aplicação das cargas.

Lewis (1977a) estudou a influência da temperatura e tamanho do molde e da temperatura da liga na ocorrência de porosidades internas em estruturas fundidas em ligas de CoCr e de NiCr através de análises radiográfica e metalográfica. O autor observou que as porosidades e defeitos superficiais agem como locais iniciadores de trincas, além de reduzirem a secção transversal da estrutura. Com o aumento da velocidade de resfriamento do molde, 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 espessuras de metal, dificulta a obtenção de uma

correta fundição. O superaquecimento da liga também promoveria o aparecimento de porosidades em áreas críticas.

Lewis (1977b) pesquisou a correlação entre a técnica de fundição e o aparecimento de porosidades. Três tipos de ligas: CoCr (Vitallium), NiCr (Ticonium Premium 100) e outra experimental de NiCr-C foram fundidas de três modos diferentes: por indução em cadinho de alta resistência, sob chama de oxigênio-acetileno e por indução sob atmosfera inerte de argônio. As amostras foram submetidas à análise radiográfica e metalográfica. Ao final da pesquisa o autor observou que os melhores resultados foram obtidos na fundição com oxigênio-acetileno. E que as fundições por indução produziram padrões mais grosseiros, provavelmente devido ao superaquecimento da última porção de metal com contaminação do metal por gases atmosféricos.

Lewis (1977c) estudou a influência de três tipos de revestimento (base de gesso, sílica e fosfato) no aparecimento de porosidades nas fundições. O autor observou que o ar existente no molde deveria ser dissipado através dos espaços (poros) existentes no revestimento no ato da fundição devido ao escoamento do metal fundido. Este escape dos gases seria fundamental, já que a presença de gases no molde pode impedir o livre escoamento do metal fundido, além de causar porosidades por contaminação deste. Através deste estudo, o autor concluiu 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.

Asgar, Techow e Jacobson (1977) relataram várias alterações que poderiam ocorrer durante o processo de fundição, como a contração do padrão de cera e a contração de solidificação da liga após a fundição. Para haver a compensação

destas alterações deveríamos contar com a 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 mecânica do revestimento além da rugosidade presente na peça fundida. Durante o processo de fundição, a chama de oxigênio-acetileno era a mais usada para ligas de CoCr. Como essas ligas têm grande afinidade por carbono, poderia ocorrer contaminação da liga pela chama, tornando a liga mais dura e friável. No caso de fundição por indução, com o uso de centrífugas, a eliminação de gases do molde é influenciado pela densidade da liga fundida. Assim, no caso das ligas de CoCr, devido à baixa densidade destas, haveria uma dificuldade do escoamento da liga. O autor concluiu que a prioridade não seria de se desenvolverem novas ligas, mas sim, a de se aperfeiçoarem os materiais e os processos relacionados à fundição, soldagem e acabamento, pois estes foram originalmente desenvolvidos para ligas áuricas.

Lewis (1978) estudou as falhas ocorridas em armações de próteses parciais removíveis durante o uso. O autor listou os dois tipos de problemas mais comuns: 1-relacionados com as mudanças nas dimensões, que são relativas à variedade de materiais empregados durante a confecção da prótese 2- a segunda dificuldade é a ocorrência de fratura de parte da armação durante o uso. O autor relatou diversos fatores predisponentes para as falhas, entre ele cabe destacar a presença de microporos e bolhas no interior do metal facilitando a ocorrência de fraturas, outro fator importante é a fadiga que ocorreu principalmente em áreas onde houve concentração de forças.

Victorin, Julin e Möllersten (1979) investigaram defeitos internos de armações protéticas de CrCo com o uso dos raios X após o polimento. Foram estudadas, em 66 armações, a frequência e localização dos defeitos internos. Das 66 armações,

somente 2 não apresentaram defeitos radiograficamente visíveis. Nas outras 64 armações, 294 poros ou trincas foram registrados. Nesse trabalho, os autores utilizaram um aparelho de raio X odontológico, com 70 kVp e distância focal de 45-50 cm. A maioria (53%) dos defeitos foi localizada nas selas com presença de poros. Nos braços dos grampos ocorreram poucos defeitos (1,2%). Os autores concluíram serem necessários exames prévios para detecção de defeitos internos diminutos em prótese de cromo-cobalto, antes da instalação das próteses.

Para Bates (1980) a retenção dos grampos de próteses parciais removíveis depende de vários fatores como: 1) número e posição das selas e planos guias; 2) mobilidade dental, 3) propriedades mecânicas das ligas; 4) dimensões dos grampos: forma, comprimento e afilamento e 5) desenho dos grampos.

Com relação às propriedades mecânicas das ligas, o autor observou que o módulo de elasticidade é uma medida de rigidez. O CoCr possui um alto módulo de elasticidade (duas vezes maior que o ouro), devendo por isso ter sua espessura reduzida para que mantenha a flexibilidade (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. Porém, 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 esse 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 CoCr são similares. Ainda segundo o autor, o tamanho dos grãos nas ligas também possui grande importância para a função das estruturas metálicas de PPR. O tamanho dos grãos nas ligas de ouro pode ser reduzido a pequenas dimensões, e assim, um grampo em secção transversal pode ter até 100 grãos, enquanto que nas ligas de CoCr têm um número duas ou três vezes menos. Com grampos de dimensão reduzida, a fluidez da liga assume papel fundamental para que se possam obter fundições livres de porosidades, evitando a ocorrência de fraturas.

Com relação ao desenho dos grampos Bates afirmou o seguinte: 1) os grampos de ouro, idealmente, deveriam ter aproximadamente 15mm de comprimento e estarem aplicados numa área retentiva de 0,37mm; 2) os grampos de CoCr deveriam ter mais de 15mm de comprimento e nunca ter curvaturas maiores que 180°. Em sendo necessária a redução em espessura, essa redução não deveria chegar a dois terços da espessura dos grampos de ouro. Se o grampo ultrapassa a curvatura horizontal do dente, o seu comprimento deve aumentar para 20mm ou 25mm a fim de se obter adequada flexibilidade.

Morris, Asgar e Tillitson (1981) observaram que muitas das informações obtidas sobre as propriedades das ligas a serem utilizadas para a construção de grampos de próteses parciais removíveis não são fidedignas para se antever o comportamento destas na clínica. Isto é devido ao fato destas informações terem sido obtidas através de testes de tração e fadiga. Desta forma, os autores desenvolveram uma metodologia para se testar grampos fundidos e trefilados através de ciclagem com tensão-relaxamento visando aproximar-se da situação clínica. Foram utilizados corpos-de-prova de 15mm de comprimento e 1mm de diâmetro, que foram submetidos a uma ciclagem com força crescente para se

obter diferentes flexões. Nesse trabalho os autores propuseram um “índice de rigidez”, que seria a força necessária para se produzir uma deflexão de 0,125mm. Também obtiveram dados relativos à fadiga de grampos. Os testes forneceram dados e informações como: 1) a força necessária para se produzir uma determinada deflexão da amostra; 2) o grau da deflexão produzida por uma dada força aplicada; 3) a ação elástica da amostra testada; 4) a deformação permanente resultante, quando esta ocorrer; 5) a resistência de uma liga ou de um determinado grampo à fadiga; 6) o índice de rigidez de um corpo-de-prova.

Brudvik e Morris (1981), usando fios de quatro diâmetros da liga Ticonium e de liga nobre com comprimentos de 5mm e 10mm, estudaram, através de testes de tensão-relaxação em superfícies retentivas de 0,25 e 0,5mm, o comportamento mecânico e a resistência à fadiga. Os resultados mostraram que a retenção de 0,25 é mais adequada quando se deseja menor esforço sobre o dente suporte. Grampos de 5mm de comprimento são muito rígidos, e podem causar torque excessivo sobre os dentes pilares.

Ida et al. (1982) fizeram um estudo sobre revestimentos especiais para fundição do Ti à base de magnésio, fosfato aglutinado por sílica e suas derivações em mistura, sendo investigadas propriedades mecânicas como: força de tensão, alongamento e dureza, além da inspeção de rugosidade superficial do Ti fundido. Quanto aos revestimentos, foram observados a distribuição e tamanho de partículas, força compressiva, taxa de expansão térmica e propriedades mecânicas destes materiais. Nos testes foi utilizada uma máquina para fundições metálicas denominada “Castamatic”, a qual apresentava arco de tungstênio como fonte de calor, além de possuir duas câmaras (fusão e injeção) em atmosfera de argônio a vácuo. O cadinho era feito de cobre ou grafite, por causa da reação do Ti com a

cerâmica em altas temperaturas. Ao final dos testes, os autores concluíram que os revestimentos de magnésio se mostraram mais adequados e que o Ti puro apresentou características mecânicas semelhantes às ligas de ouro tipo III e IV com indicação para uso em próteses fixas e que nos casos onde houvesse necessidade de melhores propriedades mecânicas de dureza e resistência à tensão, as ligas de Ti seriam mais indicadas.

Morris et al. (1983) fazendo uso da metodologia de seus trabalhos anteriores com testes de tensão-relaxamento, estudaram o comportamento de grampos fundidos em liga de CoCr. Estes grampos foram confeccionados utilizando-se padrões de cera pré-fabricados, os quais apresentavam diferenças no comprimento, diâmetro do braço, proporção largura/espessura e afilamento. Dentre as diversas conclusões do trabalho, cabe destacar; 1- o afilamento dos padrões pré-fabricados variou de 0,017 a 0,067, sendo que a maioria variou de 0,02 a 0,03, 2- a proporção largura/espessura variou entre 1,1 e 2,5. Assim, houve uma marcada similaridade entre as dimensões dos afilamentos e das proporções largura/espessura, isso ocorreu já que há uma limitação nas variações dos padrões devido à pequena área utilizável para braços de grampos. Os autores salientaram que durante a fase de enceramento dos grampos, devido a manipulação dos padrões de cera no acabamento e polimento dos grampos, podem ocorrer modificações nas formas e medidas dos mesmos; 3- as variações dos padrões produziram dramáticas mudanças na ação dos grampos; 4- as forças registradas para a flexão dos grampos foram superiores à força requerida para movimentar um dente; 5- a máxima deflexão elástica registrada para grampos de 10mm de comprimento variou entre 0,175 até 0,250mm; 6- o "índice de rigidez" forneceu um novo meio de comparar a ação de grampos; 7- os testes de tensão-

relaxação forneceram informações valiosas para teste de liga para prótese parcial removível e desenho de grampos; 8- a seleção da forma do grampo é uma importante etapa do planejamento da prótese removível e de responsabilidade do cirurgião-dentista.

Iwama (1985) preocupada com os fracassos de tratamentos realizados através de PPRs devido a ocorrência de fraturas e deformações plásticas de grampos, estudou a fadiga em corpos-de-prova compostos de 2 (dois) grampos circunferenciais fundidos em liga de CoCr ligados por um conector e aplicados no primeiro pré-molar e segundo molar superiores. Estes corpos-de-prova foram fundidos em 6 (seis) diferentes laboratórios de prótese. Cada laboratório fundiu 12 grampos circunferenciais, com suas normas, técnicas de fundição e liga própria. Outros 12 grampos circunferenciais foram fundidos com as técnicas próprias de cada laboratório, porém com liga Crobballit fornecida pela autora. Estes grampos foram então, submetidos a ciclagens simulando o movimento de colocação e remoção da prótese, ao longo de 20 anos (21.600 ciclos) e em seguida foi observada a ocorrência de fraturas ou deformações plásticas nos grampos. Ao final do trabalho, a autora concluiu que o número de ciclos influenciou na magnitude da deformação, mas o valor numérico foi muito baixo para representar grande importância clínica. Das 72 peças fundidas, 17 foram levadas à fratura por fadiga, devido a falhas de fundição. Segundo a autora, estas falhas foram causadas pela inobservância da técnica apropriada de fundição para as ligas de CoCr.

Segundo Morris e Brudvik (1986), durante o acabamento dos grampos de próteses removíveis deveremos estar atentos para as eventuais modificações nas propriedades dos grampos. As dimensões dos grampos fundidos podem ser alteradas durante o acabamento, o que poderia ocasionar redução da força exigida

pela deflexão num dado grampo, tornando-o assim mais flexível. O trabalho de endurecimento, por outro lado, teria um efeito oposto e tenderia a aumentar a rigidez do grampo. A influência final de qualquer mudança dimensional ou trabalho de endurecimento são desconhecidos até o momento, e concluíram que os procedimentos de polimento induziram a um ligeiro aumento da flexibilidade, e que qualquer influência resultante de um possível trabalho mecânico foi compensado pela redução na espessura do grampo.

Hamanaka et al. (1989), através de testes de tração, estudaram as propriedades mecânicas do Ti puro e ligas de NiTi (níquel com titânio). Os corpos-de-prova foram fundidos com uma técnica utilizando uma nova máquina de fundição. Este equipamento promoveu um ambiente de alto vácuo, diminuindo a reação entre o metal líquido e o molde. Assim, houve melhoria da fundibilidade das ligas, prevenindo a ocorrência de defeitos internos e melhorando, desta forma, as propriedades mecânicas do Ti puro e das ligas de NiTi, as quais puderam ser fundidas sem perda do efeito de memória de forma ou características de superelasticidade. Assim, a utilização desta nova máquina se mostrou promissora para a utilização na fundição do Ti e ligas de NiTi.

Taira, Moser e Greener (1989), estudando a estrutura metalúrgica, propriedades mecânicas e resistência à corrosão do Ti puro e suas ligas para fundições odontológicas (Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu e Ti-30Pd), relataram que o Ti apresenta um grande número de qualidades como, por exemplo, baixa densidade específica, relação força peso adequada, boa resistência à corrosão, excelente biocompatibilidade e preço razoável. Já a alta reatividade química do Ti com o oxigênio a elevadas temperaturas (acima de 600°C), torna o procedimento de fundição muito difícil, havendo necessidade de procedimentos de fundições, material

do molde e equipamentos especiais para prevenir a contaminação do metal. As amostras foram fundidas por vácuo-pressão em máquina de duas câmaras sob atmosfera de argônio. Houve uma ocorrência maior de falhas nas barras de Ti mais espessas, com ocorrência de porosidade interna devido a contração de solidificação do metal e a incorporação do argônio no metal. Os autores ressaltaram que no processo de fundição odontológica é necessário o aquecimento do revestimento, favorecendo a contaminação do metal. Os testes de corrosão mostraram a baixa reatividade do metal, mesmo em ambiente oral sob condições ácidas. Os resultados indicaram a viabilidade da utilização destes metais para fins odontológicos.

Ghani e Mahood (1990) avaliaram em laboratório o comportamento de grampos fundidos em ligas de CoCr. Foram produzidos dois grupos de grampos: com forma afilada e comprimento de 12 e 20mm, e outro não afilado com os mesmos comprimentos. Padrões plásticos e de cera foram utilizados nos modelos refratários. Quarenta corpos-de-prova, fundidos por indução, foram resfriados à temperatura ambiente e submetidos ao acabamento, sendo removidos os excessos e rebarbas, tomando-se o cuidado de se manterem os contornos e dimensões originais. Através de gabarito, flexões de 0,25 mm foram realizadas em cada ponta do grampo a uma velocidade de 1,0 mm/min, sendo as cargas das flexões registradas. Simulando a utilização da prótese durante os períodos de um e seis meses, 240 e 1440 flexões foram realizadas, respectivamente. Um mostrador do micrômetro garantiu a flexão de 0,25 mm para cada amostra. Foi considerado que rotineiramente uma prótese seria removida e inserida no máximo oito vezes ao dia. A máquina foi ajustada para realizar 30 flexões/minuto. Os autores observaram que a força necessária para deflexão de 0,25mm nos grampos de 12mm foi muito elevada, sendo inadequada para a saúde do dente suporte. A perda de retenção do

grampo, por deformação permanente, resultaria na redução das forças necessárias para passagem do grampo até a área retentiva. Assim, os autores ressaltaram a necessidade do cuidado e da atenção de técnicos e dentistas em todas as fases de confecção da prótese, pois qualquer mudança nas dimensões promoveria alterações no comportamento dos grampos.

Cucci et al. (1990) estudaram a fadiga de grampos para prótese parcial removível do tipo em "T" de Roach, variando-se a liga, espessura e técnica de fundição. Utilizou-se uma máquina de ensaios cíclicos, que simulava a inserção e remoção do grampo em um dente pré-molar superior, reproduzido em CoCr. Um sensor eletrônico desligava a máquina no momento em que ocorria a fadiga no corpo-de-prova. Utilizou-se a velocidade de 30 ciclos/min de inserção e remoção. Quanto à espessura, os autores verificaram que, com relação ao aspecto força/deflexão, um grampo com secção circular é mais favorável entre os padrões pré-formados testados pelos autores, sendo que o padrão com relação igual a 2,5 entre largura e espessura se apresentou com comportamento mais favorável.

Takahashi et al. (1990) estudaram a reatividade de cinco diferentes tipos de revestimentos aglutinados por fosfato de sílica utilizados na fundição do Ti puro (Rema® Exakt, Ceramigold, Complete, Tai-Vest e Full-Vest) a 3500 C em máquina de vácuo-pressão sob atmosfera de argônio. Foram observadas as expansões térmicas, a resistência à compressão destes materiais, fundibilidade, dureza Knoop, adaptação e microestrutura metálica de restaurações metálicas tipo MOD e coroas totais de Ti puro. Estes revestimentos diferiam entre si principalmente devido à porcentagem de cristobalita e quartzo na composição. O teste de fundibilidade mostrou que os resultados com revestimento Rema® Exakt foram significativamente inferiores aos demais. Em relação à adaptação de inlays, os resultados indicaram

que as fundições com Rema® Exakt. Tai-Vest e Full-Vest foram superiores às realizadas com Ceramigold e Complete. Quando fundições de Ti com Rema® Exakt foram comparadas àquelas de NiCr e CoCr, o grau de adaptação dessas ligas foi mais baixo que as de Ti puro, sugerindo que a contração do Ti era menor que a dos outros metais. A análise microestrutural sugeriu a ocorrência de reação do Ti com o material de revestimento. Os autores concluíram que as fundições de Ti realizadas diferiram em relação à fundibilidade, adaptação e espessura da camada de reação para cada revestimento, e que existe correlação significativa entre expansão térmica (a 350° C) e precisão das fundições.

Blackman, Barghi e Tran (1991) avaliaram as mudanças dimensionais que ocorriam em 20 PPR fundidas em Ti através da comparação da medida de distância entre 2 pontos. Para a realização desse estudo foi confeccionada uma matriz metálica simulando uma maxila e a partir dela foram obtidos vinte modelos de gesso, que foram duplicados. As estruturas de PPR foram enceradas, incluídas e fundidas de forma padronizada, sendo a seguir medidas no plano horizontal e vertical através de marcações feitas anteriormente. Os resultados mostraram que o Ti puro sofre 2,6% de alteração no sentido horizontal e 1,8% de expansão vertical e que no sentido ântero-posterior (horizontalmente), as alterações são praticamente nulas. Relataram ainda que o Ti possui boas propriedades como: baixo peso específico, alta dureza e resistência à fadiga e corrosão, sendo hipoalergênico. Os autores concluíram que as mudanças dimensionais das estruturas fundidas em Ti são similares às encontradas nas fundições com ligas metálicas comumente usadas em PPR.

Giampaolo et al. (1991a, 1991b), afirmaram que algumas propriedades desfavoráveis das ligas de CoCr, tais como limite de fadiga, ductilidade e trabalho de

encruamento, são responsáveis por um grande número de insucessos clínicos, principalmente com relação à perda de retenção dos grampos. Assim, os autores resolveram verificar a interação dos fatores: ligas, comprimentos de grampos e técnicos de fusão na resistência à flexão. Para tanto, foi construída uma máquina de ensaios cíclicos, que realizava inserções e remoções dos grampos em um modelo padrão em CoCr que simulava um dente com os preparos necessários para receber uma PPR (nicho, planos-guia e retenção de 0,25mm). Foram confeccionados grampos T de Roach em 3 comprimentos: 13, 15 e 17mm, os quais foram fundidos por duas técnicas de fusão:oxigênio-acetileno e oxigênio-gás, com as ligas Biosil, Steldent e Duracrom. Com um contador de giros, controlou-se o número de ciclos realizados pelos corpos-de-prova até o momento em que os grampos entravam em fadiga, momento em que todo o sistema desligava-se automaticamente. A liga Duracrom apresentou os melhores resultados, segundo os autores, devido ao maior teor de níquel na composição, o que seria responsável pelo aumento da flexibilidade. Com relação ao comprimento, os grampos com 15mm apresentaram os melhores resultados, e a fusão por oxigênio-acetileno produziu resultados 100% maiores para a resistência à flexão que a fusão com oxigênio-gás.

Hruska e Borelli (1991) observaram que devido a alta reatividade do Ti sob altas temperaturas, podem ocorrer falhas durante processos de fundição e soldagem. No processo de fundição, o Ti exposto ao ar absorve nitrogênio, oxigênio, hidrogênio e carbono, tornando-se um metal friável. Assim, os autores apresentaram um aparelho que permite a remoção do ar do molde de revestimento, mantendo um vácuo durante o processo de fundição, evitando a contaminação do metal.

Dixon, Tietge e Breeding (1992) estudaram o desgaste provocado nos grampos e nas superfícies de laminados de porcelana com retenções de 0,25mm. Foram confeccionados grampos a barra fundidos em forma de "I" de Roach em liga de CoCr. Antes do início dos testes, cada conjunto (dente-laminado-grampo) foi submetido a uma análise fotomicrográfica feita com microscopia eletrônica para análise da adaptação dos conjuntos. Os autores utilizaram uma máquina para realizar as ciclagens de inserção-remoção dos grampos sobre as superfícies dentais com as convexidades obtidas através das cimentações de laminados cerâmicos. Esta máquina possuía um mecanismo para promover uma compressão horizontal do grampo sobre a superfície retentiva de 1.000 g, evitando assim que em caso de desgaste do laminado ou do grampo, houvesse a perda de contato entre estes elementos. Os autores simularam um uso de 2 anos, através de 2.920 inserções-remoções (assumindo que o paciente remova e recoloca a prótese 4 vezes ao dia). Durante os testes, os conjuntos estiveram imersos em saliva artificial. Após os testes foram tomadas impressões do conjunto dente-laminado com polivinilsiloxano, sendo o modelo obtido com resina epóxica. As réplicas foram então analisadas através de fotomicrografia com microscopia eletrônica para se quantificar os desgastes causados pelos grampos. As fotomicrografias pré e pós-testes foram comparadas através de digitalização das imagens e análise em computador. Como resultado, os autores observaram que as retenções criadas por meio da cimentação de laminados cerâmicos não se despregam dos dentes com o atrito provocado pelos grampos durante um período estimado de 5 anos. Os desgastes dos conjuntos (laminados-grampos) e (esmalte-grampos) não tiveram diferença significativa quanto ao desgaste. Porém os grampos em I, contactando

os laminados, exibiram maior desgaste do que os grampos em I contactando o esmalte.

Bessing e Bergman (1992), com o objetivo de avaliar a fundibilidade do Ti comercialmente puro, confeccionaram 30 coroas fundidas em Ti com três diferentes sistemas de fundição: vácuo-pressão sob atmosfera de argônio - Castmatic-5 (Iwatani Int.Corp., Osaka, Japão); Cyclarc (J. Morita Corp., Tokyo, Japão) e centrifugação sob argônio - Titaniumer, (Ohara Co., Ltd. Osaka, Japão). (VERIFICAR SE ESTÁ CERTO COMO COLOQUEI, pois da outra forma parecia que estavam SENDO CITADOS APENAS DOIS SISTEMAS E NÃO TRÊS). O diâmetro das margens das coroas foram medidos e os resultados mostraram ser difícil a obtenção de margens precisas para fundições de Ti. Qualquer dos três sistemas avaliados foi capaz de produzir fundições clinicamente aceitáveis. O sistema Titaniumer falhou na produção de duas coroas. As razões das falhas poderiam estar relacionadas à alta reatividade química do Ti em temperaturas elevadas, não apenas com a atmosfera circundante, mas também com o material do cadinho e o revestimento. Outras variáveis, como rugosidade superficial e adaptação das fundições deveriam ser estudadas para que se chegasse a conclusões precisas sobre a fundibilidade do Ti nos diversos sistemas. Os autores ressaltaram que deveriam ocorrer melhorias nas técnicas de fundição para que o Ti pudesse ser utilizado rotineiramente.

Snyder e Duncanson (1992) estudaram o efeito da forma de grampos circunferenciais fundidos quanto à ocorrência e a magnitude da deformação permanente. Os autores obtiveram 5 grupos de grampos com diferentes formas, variando-se a relação entre a largura/espessura da secção transversal. As proporções utilizadas foram de 1.76, 1.51, 1.47, 1.13, 1.03. Os grampos possuíam a

forma da secção em meia-cana, 160° de curvatura e 11,25 mm de comprimento. Usaram a liga Ticonium 100 para a fundição de 12 corpos-de-prova para cada um dos 5 tipos. Os 60 corpos-de-prova foram submetidos a 1500 ciclos de flexão de 0,01 de polegada em aparelho especialmente desenvolvido, a uma velocidade de 60 ciclos por minuto. Mediu-se o grau de deformação e desgaste na ponta de cada grampo no fim de cada ciclagem. Ao final dos testes os autores concluíram que: 1) somente os grampos pertencentes ao grupo com a forma mais espessa não apresentaram deformação permanente clinicamente significativa (0,001 de polegada); 2) os grampos do grupo mais fino tiveram a maior incidência de deformação permanente; 3) a proporção largura/espessura da secção transversal não apresentou correlação com a ocorrência de deformação permanente; 4) não ocorreram diferenças significantes de desgaste contra um modelo metálico entre as 5 formas cicladas e 5) não foi demonstrada diferença significativa entre os vários grupos para deformação permanente.

Dharmar, Rathnasamy e Swaminathan (1993) realizaram um estudo radiográfico e microestrutural em dezenove estruturas de PPR confeccionadas em CoCr. Para isso, utilizaram um aparelho radiográfico industrial com 200kVp e fotomicroscópio ótico. Os grampos sofreram vários tipos de tratamento térmico. A análise microestrutural revelou granulação grosseira, podendo interferir nas propriedades físicas da liga. A dureza não foi afetada pelo tamanho dos grãos, porém os grãos menores resultariam em melhores propriedades físicas.

Herö, Syverud e Waarli (1993) estudando a fidelidade ao molde e a porosidade das fundições de Ti, avaliaram o efeito da pressão de argônio, da abertura de escapes de ar no molde e da permeabilidade do revestimento sobre o preenchimento do molde. Os autores mencionaram que na temperatura de fusão do

Ti (1600°C) ocorreria uma afinidade por oxigênio, hidrogênio e nitrogênio, onde ocorrem reações do Ti com os materiais de revestimento, resultando na formação de gases que favorecem a contração pela solidificação precoce no sprue. Além disso, os gases formados ficam aprisionados devido à diferença de temperatura entre o Ti fundido e o interior do molde (aproximadamente 800°C). As amostras foram fundidas em máquina de duas câmaras, a superior preenchida com argônio e a inferior com vácuo de 0,1torr. Foram utilizados grupos com e sem escapes, sob pressão de 50 e 400torr. Para análise das fundições foram medidas as densidades, além de análise radiográfica. Observaram resultados superiores nos moldes sem orifício de escape, que produziram fundições mais perfeitas e que as amostras fundidas sob pressão de 50torr tiveram precisão significativamente maior que as realizadas com 400torr. Os autores observaram que o argônio expandia e empurrava o Ti fluido para as paredes do molde. Porém, a rápida solidificação do metal e um inadequado escape de gases aprisionavam o argônio na fundição. Por fim, os autores também observaram que quanto mais espessa a fundição, maior a tendência da ocorrência de porosidades internas.

Lautenschlager e Monaghan (1993) observaram que graças à característica de ser um metal passivo, o Ti apresenta-se com alta resistência à corrosão, sendo por isso biocompatível. Este metal, quando exposto ao ambiente, forma uma camada de óxido superficial, no caso, óxido de Ti. Algumas outras ligas também se apresentam resistentes à corrosão graças à camada de óxido superficial, como por exemplo, as ligas de CoCr. Segundo os autores, uma das maiores dificuldades da fundição odontológica do Ti e suas ligas tem sido encontrar materiais de revestimento capazes de suportar a sua alta temperatura de fusão ao redor de 1700°C, sem que ocorra a reação do metal com o revestimento. Os autores também

observaram que devido ao seu baixo módulo de elasticidade, as armações feitas em Ti deveriam possuir os grampos mais largos quando comparados aos feitos em ligas de CoCr, com o objetivo de prevenir a ocorrência de deformação permanente durante a função. Outra vantagem do baixo módulo de elasticidade é que os grampos de Ti 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 Ti, 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 Ti com baixa fusão (900 a 1100°C), que retenham a resistência à corrosão e a biocompatibilidade do Ti puro, permitindo assim a utilização de revestimentos convencionais.

Vandenbrink, Wolfaardt e Faulkner (1993) estudaram os materiais e procedimentos envolvidos na confecção de grampos de próteses parciais removíveis. Nesse trabalho os autores confeccionaram seis braços de grampos em ligas nobres, seis em ligas básicas e dois em materiais termoplásticos para serem utilizados no experimento. Os corpos-de-prova possuíam aproximadamente 1,0 mm de diâmetro e comprimento médio de 9,0 mm, retilíneos e fixos a uma base retangular. Dentre as ligas de metais básicos a Vitallium e a Ticonium também foram testadas com afilamento em 50 e com secções circulares e semicirculares (largura de 1 mm e espessura de 0,5 mm na junção da base). As amostras foram submetidas a cargas de flexões crescentes em suas extremidades e, através de um micrômetro, eram registradas as deformações. A cada 0,125 mm de deformação era registrada a força aplicada em um microcomputador acoplado ao sistema. Através da análise dos resultados, dentre outras, os autores chegaram às seguintes conclusões: 1) as ligas

de metais básicos fundidas em secções circulares e semicirculares foram mais rígidas, com limites de elasticidade não apropriadas para a utilização em braços retentivos curtos com retenção padrão de 0,25 mm; 2) rigidez e limite de proporcionalidade podem ser utilizados como uma ferramenta na seleção dos materiais do braço do grampo e nos procedimentos de fabricação, dependendo das circunstâncias clínicas; 3) os dados apresentados nesse estudo são válidos para braços de grampos simples, retilíneos e testados com flexão unidirecional. Com a diminuição do raio de curvatura, cuidados devem ser tomados quando os dados forem extrapolados para braços de grampos curvos, em virtude do aumento da rigidez e diminuição dos limites de proporcionalidade.

Takahashi, Zhong e Okazaki (1993 b), preocupados com a grande reatividade do Ti com os revestimentos com sílica, estudaram a fundibilidade e a dureza superficial de placas fundidas em Ti. Avaliaram doze tipos de pós de revestimento feitos pela mistura de pó de quartzo (dois diâmetros pequeno e grande), pó de cristobalita, fosfato de amônia monobásico e óxido de magnésio. A avaliação de fundibilidade foi feita pelo volume de porosidade de fundição (calculado pelo volume do padrão de cera, peso da placa fundida e a densidade específica do Ti puro). As placas foram, então, examinadas por uma inspeção radiográfica e cortadas pela metade para analisar a microdureza com teste de dureza knoop utilizando carga de 200g. Os autores utilizaram pós de revestimento feitos com mistura de pó de quartzo, de cristobalita, fosfato de amônia monobásico e óxido de magnésio.

Concluíram que os moldes de revestimento com cristobalita tiveram menor fundibilidade e maior dureza superficial do que os moldes de revestimento com quartzo. A diferença de reatividade da cristobalita e do quartzo com o Ti fundido pode ser devida à maior temperatura necessária para formar o quartzo do que a

crystalita, além dos moldes com quartzo reagirem com Ti fundido em temperaturas menores. Em contrapartida, o processo artificial de produção da cristobalita é dado pela adição de outros materiais, onde restos destes aditivos permanecem como impurezas reagindo com o Ti fundido, formando bolhas, reduzindo, então, a fundibilidade e aumentando a porosidade.

Takahashi, Zhong e Masayuki (1993a) estudaram os efeitos dos métodos de fundição em Ti comercialmente puro, usando revestimento aglutinado por sílica e 3 diferentes máquinas: uma do tipo de 2 câmaras (fusão e injeção) separadas; uma segunda com uma câmara única; e a terceira, sendo uma máquina de fundição centrífuga de 3.000 rotações por minuto. Para isto utilizaram 2 corpos-de-prova, sendo um em forma de tela (20X22mm, com 100 círculos abertos) e outro em forma de placa (20X22mm, com 1mm a 1,5mm de espessura). As amostras foram então incluídas em revestimento especial para Ti (aglutinado por sílica) e então fundidas nas diferentes máquinas. Os autores encontraram melhores resultados, isto é, a presença de menor porosidade, para as fundições realizadas através da fundição centrífuga. Isto ocorreu provavelmente devido à possibilidade de escape dos gases durante a fundição pelo método da centrífuga. Nas máquinas de injeção ocorreu o resfriamento do Ti fundido quando em contato com o revestimento, formando uma barreira que impediu a fuga dos gases através do revestimento. Assim, ao final do trabalho, concluíram que são fatores que influenciam na fundibilidade do Ti: temperatura de fusão, máquina de fundição e temperatura e permeabilidade do molde.

Wang e Boyle (1993) relataram que o uso do Ti e de suas ligas para a confecção de implantes e próteses tinha aumentado nos últimos anos devido a excelente biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e propriedades físicas

desejáveis. Porém, um dos problemas encontrados nas fundições de Ti foi um alto índice de porosidade. Como o Ti apresenta baixa densidade, existe a possibilidade de identificação destas falhas através de radiografias odontológicas de rotina. Assim, os autores desenvolveram um método simples para a inspeção de porosidade em fundições de Ti através da realização de uma tomada radiográfica da armação com uma película oclusal, permitindo que um clínico possa facilmente identificar porosidades internas na armação, que poderiam resultar em falhas futuras. A técnica consistia em: 1- colocação do filme oclusal sobre uma superfície plana 2- antes da prova da estrutura, colocação desta sobre o filme oclusal; 3- ajuste do aparelho de raios X para 90kV, 25mA e tempo de exposição de 0,30 segundos; 4- manutenção do cone à distância de 10cm da estrutura; 5- exposição do filme e processamento da radiografia de forma usual.

Mjör e Christensen (1993) observaram que alguns elementos presentes nas ligas alternativas possuíam elementos alergênicos e potencialmente tóxicos, como por exemplo, níquel, cobalto, cromo, cádmio e berílio. Os autores também relataram que as reações mais comuns associadas à utilização de próteses removíveis são diferentes tipos de estomatites. O potencial alérgico e tóxico destes metais ocorrerá proporcionalmente à capacidade do metal sofrer corrosão e conseqüentemente à liberação de produtos desta.

Low, Best e Mori (1994) estudaram técnicas de fundição de Ti segundo um modelo experimental. Construíram um modelo que tinha a forma de grade com 36mm de altura, 29mm de largura e 0,9mm de espessura, com 100 círculos com diâmetro de 2,5mm e o espaço entre cada círculo era, no máximo, de 1mm. Utilizaram um sprue de 6mm de diâmetro, incluíram em um revestimento à base de óxido de alumínio e magnésio, sendo que a temperatura final do molde era de

620°C. Utilizaram como metais para o estudo o Ti puro e a liga 90 Ti6Al4V. As fundições foram avaliadas em radiografias oclusais, com filme Kodak, e os corpos radiografados com 0,5seg de exposição em aparelho de raio X de 70kV e 70mA.

Os resultados demonstraram que todos os círculos de retenção foram fundidos quando utilizado Ti puro e a massa final da fundição foi de 2g; já para a liga de Ti, apenas 54% dos círculos de retenção foram fundidos e o peso final foi de 1,33g. Quanto à avaliação radiográfica, em nenhuma das fundições de liga de Ti, e em nenhuma das fundições de Ti comercialmente puro, havia ausência de porosidade, embora esta fosse menor na liga de Ti. As fundições realizadas com a liga de Ti mostraram-se incompletas, o que indicaria que armações construídas com esta liga deveriam ter sua espessura aumentada.

Marei (1995) relatou que esforços devem ser concentrados para tentar diminuir a incidência de cargas aos dentes pilares quando do planejamento das próteses parciais removíveis. O autor observou que a flexibilidade do braço retentivo do grampo é um item que pode influenciar diretamente neste aspecto.

Com uma máquina de ensaios, foram realizados testes onde se mensurou a força necessária para deslocar grampos fundidos com secção transversal em meia cana e circular, de coroas de molar e pré-molar com diferentes retenções (0,25, 0,50 e 0,75mm). A carga necessária para o deslocamento foi medida, sendo o teste repetido seis vezes para cada grampo. Ao fim do trabalho não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para os resultados, o que indicaria o uso de grampo de secção circular fundido nos casos onde a readaptação desses grampos fosse desejada para redução das forças ao dente pilar.

Könönen et al. (1995) publicaram um caso clínico de uma paciente alérgica ao cobalto de uma armação de prótese parcial removível inferior, que apresentou um

quadro alérgico, o qual foi solucionado através de eletrodeposição de ouro sobre a estrutura metálica. Porém após dois anos de uso, houve a exposição do metal da armação da prótese parcial removível em alguns pontos, ocorrendo novamente o processo inflamatório alérgico. A problemática foi sanada através da confecção de uma armação metálica de Ti comercialmente puro. Os autores também salientaram que a adaptação e a retentividade desta prótese foi adequada, mantendo-se desta forma no controle após dois anos de uso. Assim, os autores concluíram a eficácia do uso do Ti para próteses parciais removíveis, devido a sua biocompatibilidade, além das suas boas propriedades mecânicas.

Vallittu e Kokkonen (1995) estudaram o efeito da fadiga por deflexão constante em grampos fundidos em Ti puro, liga de Ti, ligas de CoCr e ouro tipo IV. A carga usada promovia uma flexão de 0,60mm, sendo mantida até a fadiga. Os grampos foram divididos em dois grupos; com grampos não ativados e ativados. As superfícies das fraturas dos grampos foram analisadas por meio de microscopia de varredura. Para a ocorrência de fraturas foram necessários 2500 ciclos com a liga de CoCr, 4500 com o Ti puro, 20000 com a liga de Ti e 21000 para liga de ouro. Os autores também observaram que os grampos confeccionados em ligas de CoCr e ouro, após sofrerem ajustes para reativação, tiveram a durabilidade prolongada nos testes de fadiga, apesar de haver uma diminuição na retentividade dos mesmos. Nas ligas de Ti deveremos evitar a ativação sob o risco de diminuir a resistência à fadiga dos grampos. Os autores concluíram que existem diferenças significativas quanto a resistência à fadiga para os diversos tipos de metais usados no experimento.

Vidovic, Chung e Mori (1995) avaliaram a influência da temperatura do revestimento e do diâmetro do conduto de alimentação na capacidade de fundição

do Ti. No trabalho foi realizada a fundição em máquina com dois compartimentos, utilizando as seguintes temperaturas finais: 620°C, 350°C e menos de 100°C (experimento 1) e também, a influência do número de sprues e seus diâmetros para fundição de Ti puro (experimento 2), seguindo as orientações de cada fabricante quanto às técnicas de fundição e utilização/manipulação do revestimento. Utilizaram, para os dois experimentos, um outro grupo de fundição com o revestimento Rematitan, no qual a temperatura máxima do molde utilizada foi de 430°C, padronizado para comparação dos resultados. Obtiveram como resultado para o experimento 2 utilizando os revestimentos Rematitan (com sprues de 4 e 6 mm de diâmetro) e T-Invest (com sprue de 6mm de diâmetro e 5mm de comprimento), completas fundições, não apresentando diferenças entre os de 20 e 26mm de comprimento. O índice de sucesso diminuía quando o diâmetro do sprue era de 4mm. Para o revestimento Rematitan, todos os corpos-de-prova foram completamente fundidos, com insignificância quanto ao diâmetro do sprue e seu comprimento, sendo 5% a taxa de falhas com o uso desse revestimento.

Afzali, Maric e Fenton (1995) compararam as propriedades mecânicas de grampos confeccionados em Ti fundido (Dentaurum), CoCr fundido (Nobilium), e de fio trefilado de NiCr (Ticonium). Os autores confeccionaram oito grampos de PPR com 10mm de comprimento para o NiCr, Ti e CoCr, e com 15mm para os de Ti e CoCr. Os grampos foram flexionados em superfícies retentivas de 0,25mm e 0,50mm em máquina Instron. Foram registradas a carga e a deformação residual do grampo. As forças (em gramas) necessárias para flexionar os grampos em 0,25mm foram: 410 (Ti 15mm), 800 (CoCr 15mm), 1172 (NiCr 10mm), 1273 (Ti 10mm) e 1700 (CoCr 10mm). Para produzir 0,50mm de deflexão as forças necessárias foram: 801 (Ti 15mm), 1500 (CoCr 15mm), 2100 (NiCr 10mm), 2330 (Ti 10mm) e 2800

(CoCr 10mm). Deformação permanente foi observada quando os grampos foram flexionados em 0,50mm: 0,04mm (NiCr 10mm), 0,05 (CoCr 15mm) e 0,08 (CoCr 10mm). Quando as amostras foram submetidas a três ciclos com flexão de 0,50mm, somente os grampos de 10mm de CoCr apresentaram encruamento e deformação permanente, os demais grampos de Ti e NiCr não apresentaram este problema. Os autores concluíram que os grampos de Ti possuíam boas propriedades mecânicas, sendo que sua flexibilidade era intermediária ao NiCr e CoCr. Segundo os autores, o Ti pode ser um material superior para a confecção de grampos de PPR.

Vallittu e Miettinen (1996) estudaram o efeito da duração da fusão por indução nas ligas de CoCr e seu efeito na resistência à fadiga por deflexão. Os autores fundiram grampos usando padrões pré-fabricados com braços de 5mm em uma liga de CoCr através da indução por alta frequência, evitando assim a adição do carbono à liga, como ocorre na fundição convencional com oxigênio e acetileno ou propano. Desta forma procurou-se evitar a diminuição da ductilidade do metal. Foram usados 5 diferentes tempos de fundição. Nos testes, os grampos sofreram flexões de 0,6mm com intervalos de 300 milissegundos, e após a ocorrência das fraturas, estes braços foram analisados através de microscopia eletrônica de varredura. Também foi medida a dureza Vickers dos grampos. Ao final do trabalho, os autores observaram que nos casos em que houve um maior tempo de fundição o metal se apresentou com maiores grãos em sua estrutura devido ao longo período de solidificação. Porém, ao contrário do que se esperava, estas ligas se apresentaram com melhores propriedades mecânicas quanto à resistência à fadiga. Também não foram encontradas diferenças entre os grupos quanto à força necessária para provocar deflexão nos grampos. Os autores, entretanto, ressaltaram que é provável que estes grampos que foram fundidos usando-se um

tempo superior ao recomendado poderiam apresentar um decréscimo da resistência à tensão e da ductilidade.

Fenton e Afzali (1996) estudaram a precisão de fundição em estruturas metálicas de PPR confeccionadas em Ti e CoCr. Para o trabalho, os autores obtiveram uma matriz metálica simulando um paciente classe II de Kennedy superior. Após a obtenção de modelos de gesso a partir da matriz, os autores enviaram os modelos para fundições em Ti e em CoCr. Ao receber os modelos os autores verificaram a adaptação e o peso das armações antes e após a realização dos ajustes necessários para a instalação. As próteses em titânio necessitaram de menos ajustes em comparação às de CoCr.

Meloncini (1996) estudou a retenção de grampos circunferenciais para PPR. Utilizou quatro ligas (três de CoCr e uma de níquel-cromo, sendo elas: Remanium GM 380, Dentorium, Vera PDI e Regalloy 100), grampo padrão e extra (mais fino), dentes molar e pré-molar. Foram realizados ciclos de inserção e remoção em um aparelho regulado através de reostato, com velocidade de 500 ciclos/minuto e feitas determinações das medidas de forças iniciais e após cada período de ciclos (0, 1000, 5000, 15000 e 25000 ciclos). Para tanto, foi utilizada uma matriz em CoCr contendo a réplica dos dentes naturais envolvidos, para que nela fossem realizadas as ciclagens e os testes de tração axial. Durante o ensaio, os grampos que perderam retenção foram ajustados com alicate. O autor, em relação à força de resistência à remoção, concluiu que as ligas apresentaram diferenças significantes de força com grampo padrão, mas não com o extra, e as maiores forças foram encontradas no dente molar com o grampo padrão. A força de retenção diminuiu até 1000 ciclos e após esse período não houve queda significativa. Os grampos que sofreram ajustes perderam retenção 11 vezes mais rápido que os não ajustados.

Wang e Fenton (1996) reportaram que a tentativa de substituição das ligas convencionais por Ti tem se mostrado promissora, devido a sua alta biocompatibilidade, resistência à corrosão e boas propriedades físicas e mecânicas. O interesse do uso deste metal em próteses é crescente, já que o Ti é um material disponível em abundância e economicamente viável. Os autores relataram que as propriedades mecânicas deste metal são desejáveis: baixa densidade, alta ductibilidade e baixa condutibilidade térmica.

Keltjens et al. (1997) realizaram um estudo em pacientes portadores de próteses parciais removíveis de extremo livre, para observar como se encontravam os retentores diretos após 8 anos de uso das próteses. Os autores observaram a adaptação dos grampos aos dentes suportes, isto é, se houve a deformação permanente destes. Ao final da pesquisa os resultados revelaram um grande número de grampos desadaptados, porém como os pacientes continuavam usando as próteses diariamente os autores concluíram que estas perdas de adaptação se mostravam aceitáveis do ponto de vista dos pacientes. Os resultados também evidenciaram a correlação do tempo de uso da prótese com o aumento da perda de adaptação dos grampos aos dentes.

Watanabe et al. (1997) verificaram se com o aumento da diferença de pressão entre as duas câmaras de fundição, o Ti apresentaria menos porosidades e melhores propriedades mecânicas. Para esse estudo, corpos-de-prova foram fundidos com a forma de uma barra de 20mm de comprimento e 2,9mm de diâmetro e incluídos do mesmo modo com o T-Invest (alumina com aglutinante fosfatado), levados ao forno por aproximadamente 12 horas e, posteriormente, fundidos. A máquina usada para fundição era 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 nas seguintes pressões: 50, 150, 300 e 450torr. Testes de alongamento e dureza foram realizados em máquina universal de ensaios nos corpos-de-prova, além de exame radiográfico para a avaliação das porosidades. As superfícies fraturadas foram estudadas através de microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que para as pressões de 300 e 450torr, houve aumento na porosidade interna e redução na resistência à tensão e alongamento, e que os melhores resultados, tanto em relação às propriedades físicas quanto ao número de porosidades, foram conseguidos quando se usou pressão de 150torr. Os pesquisadores explicaram os resultados afirmando que a pequena pressão de 50torr não foi suficiente para promover a completa fundição, não conseguindo escoar no molde devido a grande diferença de temperatura entre o revestimento e o metal. O aumento exagerado da pressão, por sua vez, promoveu a inclusão do argônio na fundição, aumentando as porosidades pelo fato ter criado uma grande turbulência.

Wakabayashi e Ai (1997) publicaram um trabalho no qual relataram o acompanhamento clínico de cinco pacientes, portadores de PPRs confeccionadas em uma liga superelástica de Ti, durante três anos. Os grampos das próteses foram confeccionados em ouro tipo IV, e os conectores em Ti. Ao final do trabalho, os autores concluíram que o Ti é um material promissor, pois apresenta ótimas características como: excelente biocompatibilidade, baixa densidade e custo acessível, porém ainda apresenta limitações e dificuldades durante o processo de fundição.

Muzilli (1997) estudou a retenção e a ocorrência de deformação plástica em grampos a barra tipo "I" de Roach. Através de ciclos de inserção-remoção dos grampos sobre uma matriz metálica simulando um dente pré-molar superior, confeccionada em liga de CoCr, comparou grampos de quatro dimensões (curto-fino,

curto-grosso, longo-fino e longo-grosso) feitos com dois tipos de ligas à base de CoCr (Vera PDI e Wironit). As tomadas dos valores da força de retenção foram realizadas em ciclo zero e subseqüentes ciclagens ($\times 1000$: 1, 2, 5, 10, 20). As mensurações da ocorrência das deformações permanentes foram feitas no início e ao final dos 20.000 ciclos com um paquímetro. O autor concluiu que a liga Wironit foi a que apresentou maior força de retenção; os grampos curto-grossos foram os mais retentivos e os longo-finos os menos. As deformações permanentes dos grampos foram pequenas, não sendo consideradas dependentes das variáveis estudadas e nem influenciando na diminuição da força retentiva.

Mori et al. (1997) descreveram procedimentos laboratoriais para a confecção de estruturas de PPR em Ti e CoCr. As estruturas foram pesadas e, as confeccionadas em Ti, radiografadas. Os autores observaram que não houve falhas em nenhuma das estruturas de CoCr durante a fundição, enquanto para as de Ti obtiveram sucesso de 60%, devido principalmente à inclusão de defeitos internos no metal em função da diferença entre a alta temperatura de fusão (1668°C) e a baixa temperatura do molde, o que implica na rápida solidificação do metal fundido, ressaltando a necessidade da busca por revestimentos estáveis sob temperaturas mais altas. Os autores observaram, no entanto, que estes defeitos também poderiam ocorrer com estruturas em CoCr, porém a evidenciação radiográfica seria dificultada pela maior densidade do metal, o que seria uma desvantagem clínica importante em comparação com as ligas de Ti. A diferença de peso das estruturas de Ti e CoCr foi de 1,3 para 3,9g, que foi considerada insignificante no caso de próteses superiores extensas.

Thomas, Lechner e Mori (1997) observaram que a maior diferença entre o Ti e as ligas de CoCr está no módulo de elasticidade, promovendo forças de retenção

diferentes nos grampos de PPR em CoCr quando comparados aos de Ti com o mesmo desenho. O alto módulo de elasticidade das ligas de CoCr poderiam promover flexibilidade adequada somente em grampos com pouca espessura ou grande comprimento (15mm), o que seria clinicamente inviável para grande número de casos. Segundo os autores, aparentemente não existe necessidade de reconsiderar o desenho e as dimensões das estruturas em Ti para aumentar a rigidez. Preferivelmente, as dimensões dos retentores confeccionados em CoCr mereceriam novas considerações, mas isto é difícil dentro das técnicas de fundição atualmente utilizadas. Muitos desenhos de grampos pré-fabricados usados para CoCr foram desenhados para ligas de ouro, que possuem uma flexibilidade ideal com um módulo por volta de 90GPa. Flexibilidade similar é conseguida com fundições em Ti (85-105GPa), o que significa que o Ti pode ser utilizado em substituição às ligas de ouro, por uma fração do seu custo.

Iwama e Preston (1997) compararam as propriedades físicas de ligas de CoCr-Ti, tendo diferentes porcentagens de Ti na fórmula (4%, 5%, 6%, 8% e 12%), com o vitallium e o Ti puro. Foram analisadas as propriedades de resistência à tensão, resistência ao escoamento, alongamento e módulo de elasticidade com uma máquina universal de ensaios. Os grampos sofreram flexões repetidas de 0,5mm até se fraturarem. As amostras foram analisadas através de microscopia eletrônica de varredura. Ao final dos testes a liga contendo 5% mostrou as melhores características em comparação com o Ti puro e o vitallium.

Bridgeman et al. (1997) fizeram um estudo comparativo entre os grampos de CoCr, os de ligas de Ti (Ti-6Al-4V) e os de Ti comercialmente puro, simulando três anos de uso. Seis grampos de cada metal, Ti puro e CoCr foram testados em duas calibragens diferentes, utilizando retenções de 0,25mm e 0,75mm, representando

um problema de dificuldade clínica devido aos requisitos estéticos requererem colocar os grampos mais próximos à gengiva para ocultá-los. Os grampos foram feitos com o formato de um grampo circunferencial de Akers com apoio mesial, aplicados no primeiro molar inferior. Os procedimentos de enceramento, acabamento e polimento dos grampos foram realizados por um mesmo técnico. As tomadas das forças de retenção foram feitas a cada 500 ciclos. A velocidade de inserção e remoção era de 10 ciclos por minuto. Após cada medição os grampos foram readaptados com um alicate sobre os dentes para simular um ajuste dos grampos nos pilares, procedimento que foi repetido 10 vezes para simular três anos de uso clínico (5.000 ciclos). Foram realizadas radiografias e microscopia eletrônica de varredura. A microscopia eletrônica de varredura detectou pontos de fadiga e o raio X as porosidades. Os resultados demonstraram que para a retenção de 0,25mm, os maiores e menores valores foram para o Ti comercialmente puro, porém a análise estatística demonstrou que não houve grandes diferenças de variação. Como era de se esperar, a maior quantidade de força de retenção a 0,75mm foi para CoCr, mas essa quantidade de força é inaceitável para uso clínico. Depois do teste de simulação de 3 anos de uso, CoCr mostrou um aumento da sua retentividade depois de 9 a 10 ciclagens, Ti comercialmente puro desenvolveu forças semelhantes e a liga de Ti mostrou pouca variação em função. Os grampos de Ti puro e liga de Ti mantiveram um alto grau de retenção e mostraram menor fadiga do que os grampos de cobalto cromo em retenção 0,75mm, o que possibilitaria ocultá-los, favorecendo a estética. Existiram deformações permanentes com os três tipos de grampos, e em 19% destes a fratura ou perda total de retenção estiveram presentes tanto na retenção de 0,25mm como na de 0,75mm. Os autores concluíram que os grampos de Ti6Al4V, com retenção de 0,75mm, mostraram menor quantidade de

endurecimento a frio e deformação permanente; mudanças destes grampos foram uniformes durante 03 anos de simulação clínica e a perda de retenção, depois de três anos de simulação clínica, foi menor para os grampos de Ti comercialmente puro e os de liga de Ti, do que para os de CoCr. Ainda no mesmo teste, os autores relataram que nos grampos que falharam, havia porosidade evidente para a liga de Ti e para o Ti puro, com 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.

Kotake et al. (1997), estudaram a resistência à fadiga por deflexão em grampos fundidos em liga de níquel-titânio (NiTi), comparados a grampos fundidos em Ti puro, CoCr e liga de ouro-prata-paládio-cobre (Au-Ag-Pd-Cu). Utilizaram como suporte uma matriz em aço inox simulando um primeiro molar superior com retenções de 0,25mm e 0,50mm. Foram obtidos grampos circunferenciais com apoio oclusal. Ao todo, foram confeccionados 10 grampos de cada liga, sendo 5 para cada retenção testada; os de Ti e níquel-Ti foram fundidos com arco de argônio e os outros, por fundição de indução em centrífuga. Foram realizados, numa máquina universal de ensaios, 1010 ciclos de inserção e remoção com velocidade de 10mm por minuto, numa temperatura de 37°C. A força necessária para remover o grampo foi registrada em 6 diferentes intervalos. Os resultados obtidos mostraram que a maior força de remoção dos grampos para retenções de 0,25mm ocorreu para a liga de CoCr (10,5N), seguida pela liga de Ti (aproximadamente 10N) e a de menor força foi para grampos de NiTi (4,5N). Ao final dos testes, para a retenção de 0,25mm, o CoCr e Au-Ag-Pd-Cu mostraram diminuição gradual da força retentiva. O grampo em Ti mostrou grande queda na retenção do primeiro para o segundo intervalo,

perdendo 33% da força inicial, e os grampos de NiTi mantiveram a retenção constante nos seis intervalos. Já para a retenção de 0.50mm, a força inicial maior foi para cobalto cromo (14N), seguido por Ti (12N), liga áurica (10N) e NiTi (que permaneceu constante, com aproximadamente 7N); apresentando como força final: CoCr com 10N, Ti de 8N e liga áurica 7,5N, aproximadamente. Desta forma, os autores concluíram que os grampos de NiTi se mostraram adequados para serem utilizados como retentores de próteses parciais removíveis, já que não houve perda significativa de retentividade durante os testes.

Wang, Welsch e Cedeno (1998), estudando as reações da interface do molde com o Ti fundido, mencionaram que ocorriam reações do Ti líquido com a sílica, o oxigênio, o nitrogênio e o hidrogênio, presentes em fundições comuns, que alteram as propriedades físicas e degradam as propriedades mecânicas do Ti.

Cinco corpos-de-prova em forma de cilindro foram fundidos para cada grupo de experimento. O primeiro grupo não recebeu tratamento superficial, sendo incluído com revestimento para CoCr (Prevest). No segundo, uma camada de Tycast foi aplicada sobre o cilindro a ser fundido e posteriormente incluído com revestimento Tycast convencional. No terceiro grupo o óxido foi aplicado apenas em uma metade do cilindro, para ser então recoberto pelo revestimento de CoCr. As fundições foram feitas na centrífuga vertical e atmosfera de argônio, que posteriormente sofreram embebição com resina epóxica. Ao final dos testes, os autores concluíram que o itrium e a zircônia aplicados como cobertura funcionaram como barreira para a reação do Ti com o revestimento, entretanto não preveniram a incorporação de oxigênio na superfície. Sugeriram ainda alternativas para compor revestimentos especiais e proceder à fundição adequadamente, tais como: silicato de alumínio, zircônio, silicato de zircônio, magnésio e silicato de ferro.

Lassila e Vallittu (1998), sabendo que a maioria dos trabalhos de resistência à fadiga foram realizados em ambiente seco, e que a ocorrência de corrosão no metal poderia afetar as características mecânicas dos componentes das próteses parciais removíveis, resolveram estudar o efeito da água e da saliva na resistência à fadiga de ligas de CoCr. Foram realizados testes de fadiga por deflexão em barras confeccionadas nesta liga, em ambiente seco, com água e com saliva artificial. Através da espectroscopia de absorção atômica e energia dispersiva espectroscópica foi verificada a ocorrência de corrosão da liga nos diversos meios. 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, o que pode ser devido a um menor potencial redutor da saliva, quando comparada à água, já que a saliva possui alguns componentes inorgânicos que atuariam diminuindo o mecanismo de corrosão da liga de CoCr.

Arrais (1999), utilizando uma máquina oscilante de teste (ESD) desenvolvida para simular movimentos de inserção e remoção de grampos sobre superfícies retentivas, verificou o efeito da abrasão do grampo a barra em "I", fundido, sobre restaurações de resina composta fotopolimerizável e de amálgama de prata. Dez corpos-de-prova, cinco de cada material, foram submetidos a 12.500 ciclos de teste sobre a superfície convexa da amostra da restauração, com a retenção fixada inicialmente em 0,25mm (0,01"). A perda progressiva desta retentividade e a deformação permanente do grampo foram mensuradas a cada 500 ciclos de inserção/remoção por meio de um relógio comparador colocado sobre a ponta do retentor. Os resultados desta pesquisa *in vitro* indicaram que não houve diferença

estatisticamente significativa entre a resistência dos dois materiais restauradores estudados e que a magnitude da perda sofrida provavelmente não causaria uma redução relevante da retentividade em situações clínicas análogas.

Al-Mesmar, Morgano e Mark (1999) avaliaram a influência de três diferentes desenhos de canal de alimentação sobre a presença de porosidades em estruturas de Ti. A intenção foi verificar qual seria o melhor modo de se injetar o metal proporcionando a menor porosidade possível na fundição. Os autores observaram que porosidades podem ocorrer por vários motivos como: contração da liga e apreensão de gases durante a solidificação, porosidade do revestimento, a qual facilita o escape de gases do molde e alta pressão de argônio, que teoricamente produz mais força para empurrar o Ti fluido para dentro do molde, expelindo os gases. Trinta estruturas de PPR foram fundidas em Ti, sendo 10 com o conduto e câmara no formato de árvore, 10 em círculo e o outro terço em esfera. O diâmetro dos condutos utilizados foi de 3,25mm. A máquina de fundição continha duas câmaras. Através desse estudo os autores concluíram que o desenho do canal de alimentação deve se adaptar às propriedades específicas do Ti, e que os resultados demonstraram não haver diferenças estatisticamente significantes entre os três grupos quanto ao número de porosidades, mas as que apresentaram 100% de sucesso foram as com o conduto e câmara em forma de esfera. 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%.

Costa (1999) estudou a capacidade retentiva de grampos tipo "T" em prótese parcial removível (PPR), comparando armações confeccionadas em liga de CoCr e

Ti. Foram utilizados dez corpos-de-prova com cada tipo de liga que foram levados a um dispositivo para simular a inserção e remoção de armações de PPR simulando situações clínicas por períodos de 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos. Depois de cada período de simulação, estes corpos-de-prova foram levados a uma máquina de tração para se medir a quantidade de retenção ainda presente em cada armação, respectivamente, em ambiente seco e umedecido com saliva artificial. Depois disso, eram pesados em uma balança de precisão para se observar prováveis perdas de peso, tanto das armações quanto dos dentes naturais dos corpos-de-prova. A análise estatística dos resultados nos permitiu concluir que não houve diferença estatisticamente significativa de retenção entre as armações confeccionadas em CoCr e Ti nos períodos de tempo simulados, tanto em ambiente seco quanto umedecido com saliva artificial.

Mutarelli (2000) realizou um estudo experimental *in vitro* para investigar a deformação e fadiga de grampos circunferenciais simples de prótese parcial removível, fundidos em uma liga de CoCr e em Ti comercialmente puro. Para os ensaios foi idealizado um dispositivo experimental construído a partir de um propulsor pneumático, que tinha o objetivo de simular repetidamente o movimento de introdução e remoção dos corpos-de-prova, com velocidade de 10 ciclos por minuto, sobre uma matriz metalo-cerâmica. Na matriz idealizou-se uma ilha metálica, com retenção de 0,25mm, para receber o terminal retentivo dos espécimes ensaiados. Ao contato das estruturas metálicas, fechava um circuito elétrico do comando eletrônico do propulsor pneumático. Por fim, o autor não observou a ocorrência de deformações permanentes por abertura ou fratura por fadiga ao final dos 20.000 ciclos para os 40 grampos circunferenciais, sendo 20 fundidos em CoCr e 20 em Ti comercialmente puro.

Zavanelli et al. (2000), estudaram a resistência à fadiga em corpos-de-prova confeccionados em Ti puro e com liga Ti-6Al-4V, sendo estes metais armazenados em diferentes meios (em meio seco, em saliva artificial, e em saliva artificial fluoretada). Foram obtidas trinta amostras para cada uma das ligas, sendo feitos os testes de resistência à fadiga em máquina universal de ensaios. Com a ocorrência de fratura por fadiga, foi feita uma análise da superfície do metal através de microscopia eletrônica de varredura, sendo o número de ciclos registrado. Com base nos resultados obtidos o autor concluiu que não houve diferença estatisticamente significativa entre o Ti puro e a liga Ti-6Al-4V, independente do meio de armazenagem. A presença de soluções de armazenagem diminuiu a resistência à fadiga para ambos os materiais.

Silva (2000) avaliou o efeito da variação das fontes de fusão sobre as propriedades de grampos de PPR fundidos em liga de CoCr. Foram utilizados dois tipos de fontes: sob chama direta e por indução. Os grampos foram testados através de ensaios de fadiga. Ao final dos testes, o autor concluiu que ambos os métodos se mostraram eficientes, pois os grampos obtidos pelos dois métodos mantiveram sua capacidade retentiva em níveis aceitáveis. Porém, os grampos fundidos pelo método de indução apresentaram melhores valores de resistência à fadiga, além de apresentarem resultados mais homogêneos quando comparados aos obtidos pelo método de fundição sob chama direta.

Au et al. (2000) realizaram um estudo clínico para comparar próteses parciais removíveis executadas em liga de CoCr e em Ti. Nesse estudo foram acompanhados 38 pacientes durante 24 meses. Ao total foram executadas 23 próteses em Ti para 18 pacientes, sendo 11 superiores e 12 inferiores. Outros 20 pacientes receberam 31 próteses em liga de CoCr, sendo 13 superiores e 18

inferiores. Todas as próteses foram executadas de maneira sistematizada por 3 profissionais. As armações em Ti foram examinadas através de exame radiográfico para detecção de falhas e porosidades internas, sendo descartadas as próteses que apresentaram defeitos que poderiam comprometer o sucesso clínico. Foram feitas observações do desempenho biológico, estético e funcional durante os primeiros 12 meses e após 24 meses. Ao final do estudo, os autores observaram que o sucesso das próteses realizadas em Ti foi semelhante às executadas em liga de CoCr. Segundo os autores, a melhoria no índice de sucesso destas próteses (84% contra 60% em estudo anterior), foi devida à experiência acumulada nos processos de fundição do Ti. Também observaram a importância do controle regular das próteses no intuito de prevenir e retificar alguns problemas, como desajustes dos grampos, independentemente do material utilizado, promovendo uma maior durabilidade dos aparelhos.

Marchini et al. (2001) afirmaram que as próteses parciais removíveis se apresentam como uma terapia eficaz para a reabilitação oral na população brasileira. Os autores observaram que estas próteses preenchem os requisitos necessários para assegurar a melhoria das condições orais dos nossos pacientes. Também lembraram que devido às baixas condições econômicas e com aumento da expectativa de vida em nosso país, existe uma tendência do aumento gradativo de idosos que necessitem destes tratamentos eficazes e de baixo custo.

Carvalho, Maekawa e Uemura (2001) fizeram uma revisão da literatura da utilização do Ti em prótese parcial removível. Observaram que o material apresenta uma série de vantagens sobre as ligas convencionais nos quesitos: módulo e elasticidade adequado, boa resistência mecânica, baixa densidade específica, termocondutividade, ótima biocompatibilidade e resistência à corrosão intra-oral.

Também observaram que o Ti é um material de grande utilidade, baixo custo e disponibilidade em abundância na natureza. Apesar das propriedades positivas, existem ainda limitações ao seu emprego devido, principalmente, sua complexa tecnologia de fundição ainda ser onerosa. Acrescentaram que sua utilização em prótese ainda é pequena devido à falta de conhecimento do material pelos dentistas e de acompanhamentos clínicos de longo prazo.

Modaffore, Kliemann e Ferreira Jr. (2001) revendo a literatura, concluíram ser o Ti um material promissor para a confecção de próteses parciais removíveis. Este material, devido as suas características, apresenta muitas vantagens em relação às ligas convencionais. Dentre as poucas desvantagens, cabe citar a sua complexa manipulação, levando a ocorrência de falhas durante a fundição e encarecendo este processo. Porém, com o crescimento das pesquisas sobre este assunto e com os avanços tecnológicos atuais, deveremos em breve solucionar os problemas, tornando o processo de fundição mais barato e eficaz.

Rodrigues (2001) avaliou a utilização do Ti e das ligas de CoCr para confecção de grampos circunferenciais de próteses parciais removíveis. Foram feitos ensaios de fadiga em grampos, simulando um período de utilização de 5 anos. Os grampos feitos em Ti e em liga de CoCr atuaram sob retenção de 0,25 e 0,5mm. Todos os corpos-de-prova foram radiografados em aparelho de raio X odontológico com 70kV, 8mA por 2 segundos, com distância de 15cm. Não foram detectados defeitos nos grampos de CoCr, porém, nos de Ti houve falhas em 20%, sendo estes descartados e repostos novamente. Os ensaios de fadiga foram feitos em uma máquina que simulava a inserção e remoção dos grampos e que permitiu a mensuração da força requerida para cada um dos movimentos. Ao fim do trabalho, a autora observou um aumento dos valores de retenção registrados ao longo do

ensaio para ambos os materiais e que os grampos de Ti se mostraram viáveis, pois apesar de apresentarem uma menor capacidade retentiva quando comparados aos de CoCr, ao final dos testes ainda apresentavam retenção suficiente para seu uso e que devido a esta menor força de retenção, também promoveriam menos cargas sobre os dentes pilares.

Bauer et al. (2002) publicaram um artigo no qual descreveram as propriedades físicas e químicas do Ti e de suas ligas, além de revisar as técnicas de fundição, comparando máquinas e revestimentos utilizados. Os autores observaram que mesmo em fundições obtidas com todo rigor técnico, sempre ocorre uma contaminação na camada superficial do metal, variando de 60 a 350 μm . Assim, esta camada superficial do Ti fundido apresenta maiores valores de dureza e friabilidade, além de menor alongamento. Estas características podem ser prejudiciais às próteses.

Freitas et al. (2002) fizeram um estudo para avaliar a retentividade em grampos a barra em forma de "T" e "I" submetidos a ciclos de inserções e remoções sobre superfícies de esmalte, amálgama e resina composta, em períodos de 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos de uso simulado. Foram utilizados nos testes, 60 pré-molares extraídos divididos em 6 grupos: "T" em esmalte; "I" em esmalte; "T" em amálgama; "I" em amálgama; "T" em resina composta e "I" em resina composta. Foram utilizadas áreas retentivas de 0,01 pol nos dentes naturais. Inicialmente e após os testes, os corpos-de-prova eram pesados e sua retenção verificada em dinamômetro. Os autores concluíram que os grampos "T" apresentaram maior retentividade do que os grampos "I". Ambos apresentaram perda de retenção (em ordem crescente) em esmalte, amálgama e resina composta. Houve diferença

estatisticamente significativa em relação à perda de peso nas superfícies de resina composta, quando comparadas às de esmalte e amálgama.

Wataha (2002) publicou um trabalho analisando as diversas ligas disponíveis para utilização em próteses dentais. Nesse estudo o autor relacionou as propriedades que deveriam ser consideradas para a sua seleção. Dentre as diversas propriedades o autor citou custo, resistência mecânica, dureza, módulo de elasticidade, fases microestruturais do metal, tamanho dos grãos, resistência à corrosão, coeficiente de expansão térmica, cor, entre outras. Foram apresentadas as diversas ligas existentes e suas principais características. O autor observou que as ligas de Ti apresentam muitas características positivas como; propriedades mecânicas superiores às ligas de metais nobres, módulo de elasticidade e dureza adequados, porém ainda não são comumente utilizadas devido às dificuldades técnicas durante a fundição.

Takada (2003) estudou a resistência à tração de grampos à barra tipo "T" de Roach fundidos em Ti c.p. e em CoCr nas calibrações de 0,25mm, 0,50mm e 0,75mm. Foi confeccionada uma matriz em CoCr com a forma de um pré-molar superior. Foram utilizados 10 grampos de cada condição experimental. Ao total, cada grampo sofreu 3.294 ciclos de inserção e remoção, correspondentes a 3 anos de uso da prótese. Os grampos foram pesados antes do início e após o término dos testes para verificar a eventual perda de massa destes elementos devido ao desgaste. Ao final, a autora concluiu que: a média das forças de tração foi estatisticamente igual para os grampos de Ti c.p. e CoCr na calibragem de 0,25mm nos períodos inicial, após 1 ano, após 2 anos e após 3 anos de uso simulado; não houve perda de massa dos dentes e dos grampos após o uso simulado de três anos, sendo observado apenas um brunimento dos mesmos.

Ono (2003) se propôs a comparar o comportamento retentivo de grampos circunferenciais de Akers confeccionados em Ti c. p. e CoCr, utilizando-se de três retenções diferentes: 0,25; 0,50 e 0,75mm, durante um período simulado de três anos (3.294 ciclos). Dez grampos de cada material foram confeccionados a partir de uma matriz individual correspondente ao primeiro molar superior fundidos em CoCr. Medidas de força de resistência à remoção foram registradas por um dinamômetro em quatro simulações de uso diferentes: inicial, um ano, dois anos e três anos. Também foi mensurada a massa dos mesmos e dos dentes durante os testes. Foram feitas matrizes de tal forma que cada grampo possuía uma matriz correspondente, no intuito de evitar que eventuais desgastes nessas matrizes pudessem interferir nos resultados. Os resultados demonstraram que todos os grampos tiveram redução da força de resistência à remoção, mas em diferentes graus. Os grampos confeccionados em Ti com calibragem de 0,25mm apresentaram uma perda menor da força de resistência à remoção em comparação com o de CoCr. Nas demais situações, houve uma superioridade dos grampos de CoCr quanto a resistência à remoção. A redução das forças de resistência à remoção foi mais acentuada para os grampos de Ti em retenções de 0,5mm e 0,75mm. Não houve perda de massa para os grampos e dentes durante o ensaio.

Muzzilli (2004) utilizando grampos circunferenciais de Akers e por ação de ponta - tipo "7" - em pré-molar, objetivou determinar as forças de retenção que estes apresentavam nos estados íntegros e reparados com solda a laser quando seccionados, simulando a ocorrência clínica de uma fratura no braço de retenção. Foram utilizadas três ligas metálicas: CoCr (Wironit: extra-hard - Bego), Ti-6Al-4V (ASTM F136 — Dynamet inc.) e Ti c.p (Rematitan — Dentaurem). As medidas de retenção foram realizadas numa máquina de ensaios de tração Versa Test. Tais

medidas foram obtidas no início (ciclo zero) e após subseqüentes ciclagens mecânicas ($\times 1.000$: 1, 2 e 5) de colocação e remoção dos grampos numa matriz metálica, simulando aproximadamente cinco anos de uso clínico. Após análise de variância dos resultados, concluiu-se que: os grampos circunferenciais foram significativamente mais retentivos que os grampos por ação de ponta; as ligas utilizadas conferiram aos grampos médias retentivas semelhantes; com a ciclagem, os grampos em CoCr não perderam força retentiva, ao passo que os demais perderam de maneira significativa; com a ciclagem, os grampos por ação de ponta não apresentaram significativa perda de retenção, diferentemente dos circunferenciais, que apresentaram perda de retentividade, principalmente nos 1.000 ciclos iniciais; a presença da solda não alterou significativamente a média retentiva dos grampos em Ti c.p., Ti-6Al-4V e CoCr em nenhum momento da ciclagem.

3 PROPOSIÇÃO

A proposição deste trabalho foi investigar o comportamento elástico de grampos confeccionados em dois materiais (Ti e liga de CoCr), atuando sobre retenções de 0,25 e 0,50mm durante 12.500 ciclos de inserção e remoção.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O experimento considerou as seguintes variáveis:

- a) Materiais empregados na confecção de corpos-de-prova simulando grampos de ação de ponta tipo “I”:
 - Ti
 - CoCr

- b) Áreas retentivas de:
 - 0,25 mm
 - 0,50 mm

- c) Número de ciclos: observar o comportamento elástico dos grampos durante 12.500 ciclos (compreendendo uma inserção e remoção), sendo feitas aferições a cada 500 ciclos.

4.1 Material

Para a realização do experimento, foram utilizados vários materiais e aparelhos relacionados nas Quadros 4.1 e 4.2.

Material	Marca comercial e/ou fabricante
Anéis e bases de silicone para fundição	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha
Disco de carborundum tipo <i>cut-off</i> N ^{os} 33 e 43	Pontas Schelble Ltda — Petrópolis – RJ
Filme radiográfico periapical Agfa [®]	Agfa Dentus
Fio de cera de 3mm de diâmetro	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha
Fio de cera de 4mm de diâmetro	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha
Kit para acabamento e polimento de titânio- Estojo para Titânio	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha
Liga de CoCr Modellgußlegierung [®]	Degussa – Hüls AG-Dental Division – Alemanha
Óxido de Alumínio para Jato de Areia 300 micra	N. Martins / Dental Gaúcho – São Paulo; SP; Brasil
Óxido de Alumínio para Jato de Areia 150 micra	N. Martins / Dental Gaúcho – São Paulo; SP; Brasil
Resina acrílica de baixa contração para fundição Duralay [®]	Reliance Dental MIG Co., Illinois, USA
Revestimento Deguvest [®] Impact	Degussa – Hüls AG-Dental Division – Alemanha
Revestimento Rematitan Plus [®]	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha.
Titânio c.p — Rematitan [®] : tipo 1	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha

Quadro 4.1 – Relação dos materiais empregados no experimento

Aparelhos e maquinários	Marca comercial e/ou fabricante
Aparelho de Raios X Spectrum 70X	Dabi-Atlante Ind. Bras.
Balança AX205 com precisão de 0,001g	Mettler-Toledo Columbus – Ohio – USA
Espatulador a vácuo	Polidental Ind. E Com. Ltda. São Paulo - SP
Forno de fundição Austromat M [®]	Degussa – Hüls AG-Dental Division – Alemanha
Jato de areia Trijato [®]	Odontolarcon Ind. Brás. Ltda.- Maringá; SP
Lupa mod 7547 Lumagny com potência de 4 vezes	Hong Kong – China
Máquina de ensaios ESD	Equipamento Simulador de Desgastes (ESD)
Máquina de fundição do Ti –REMATITAN [®]	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha
Máquina de fundição do CoCr – Power Cast EDG [®]	EDG equipamentos e controles Ltda- São Carlos – SP
Matriz de alumínio para os grampos	Laboratório de Mecânica da Universidade Brás Cubas
Micromotor para peça de mão Revolution [®]	Ney USA
Pino-Guia em Aço (ISO 8734)	Perfix – perfuração e fixação LTDA. São Paulo-SP
Vibrador para anéis	Knebel Produtos dentários Ltda. — RS – Brasil

Quadro 4.2 - Relação dos aparelhos e equipamentos empregados no experimento

4.3 Confeção dos grampos em resina

Uma matriz de alumínio desenvolvida por Arrais (1999) foi empregada para a confecção dos grampos (Figura 4.1). Esta matriz possuía duas partes, sendo que uma delas correspondia ao negativo do grampo e a outra parte era plana. Para que as partes da matriz pudessem se encaixar de maneira precisa durante as prensagens com a resina acrílica, foram feitos dois pinos-guia. A matriz foi planejada para a obtenção de corpos-de-prova simulando grampos com secção transversal em meia-cana com comprimento de 10mm, largura de 2mm e espessura de 1mm. Para permitir o encaixe dos corpos-de-prova na máquina de ensaios sem a movimentação dos grampos durante a realização dos testes, foi feito em sua base um prolongamento, com secção transversal em meia-cana e 8mm de comprimento, largura de 5mm e espessura de 3mm.



Figura 4.1 – Matriz de alumínio, composta de duas partes para a prensagem da resina

Utilizando-se a matriz de alumínio, foram obtidos 100 padrões em resina Duralay[®] para a confecção dos corpos-de-prova, simulando grampos a barra em “I”. Estes padrões foram obtidos através da manipulação da resina usando-se a

técnica do acréscimo progressivo com a técnica do pincel, seguida da colocação da mesma na matriz e prensagem por 15 min, até a polimerização da mesma (figura 4.2).



Figura 4.2 – Padrões de resina para a fundição dos grampos

Os padrões em resina foram examinados visualmente com o auxílio de uma lupa, sendo descartados os que apresentaram qualquer tipo de irregularidade. Foram selecionados 80 para serem fundidos.

4.4 Obtenção dos grampos em Titânio e em Cobalto-Cromo

4.4.1 Enceramento e inclusão dos grampos

A inclusão dos grampos foi realizada de acordo com as especificações do fabricante dos revestimentos. Desta forma, os 80 padrões de resina foram incluídos utilizando-se um anel para cada dez padrões (figura 4.3). A técnica do

enceramento e inclusão foi igual para ambos os tipos de fundição, variando-se apenas o tipo de anel e o revestimento utilizado. Foram utilizados para cada inclusão, dois condutos de alimentação de cera com 3mm de diâmetro, tendo unidas a estes duas barras de cera com 4mm de diâmetro, nas quais foram fixados os padrões de maneira a formar ângulos iguais, tanto em relação aos grampos entre si, como em relação ao conduto de alimentação, favorecendo o escoamento uniforme da liga durante a fundição.

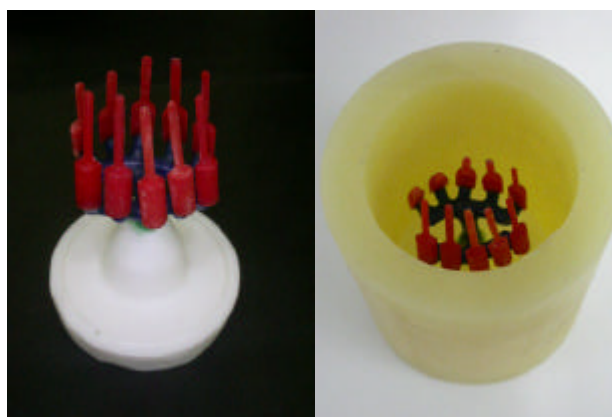


Figura 4.3 – Ceroplastia dos padrões de resina para inclusão e fundição em Ti

Os condutos de alimentação foram unidos a um funil padrão para a máquina de fundição (Rematitan[®]), que serviu como câmara de compensação. Para todas as inclusões, foram utilizados anéis de silicone. Posicionou-se e fixaram-se os conjuntos (padrões e condutos de alimentação de cera) com as bases formadoras de cadinho. Para as fundições em Ti, foi utilizado o revestimento Rematitan Plus na proporção pó/líquido recomendada pelo fabricante espatulado a vácuo por 2 min para evitar bolhas de ar no revestimento e em seguida preencheu-se o anel com o revestimento, com o auxílio de um vibrador.

A inclusão dos corpos-de-prova para fundição em liga de CoCr (figura 4.4), também foi feita de modo semelhante ao Ti, porém utilizou-se o revestimento Deguvest[®] Impact, seguindo-se as especificações do fabricante.

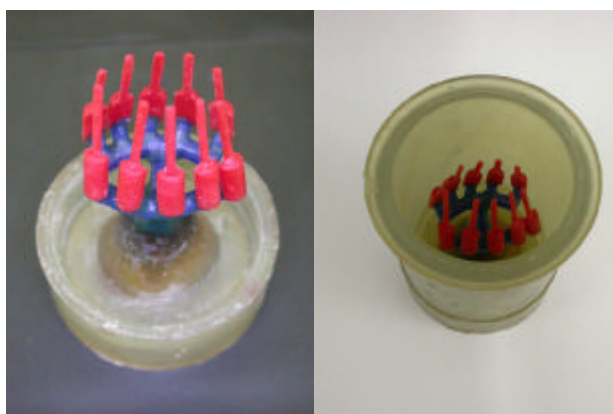


Figura 4.4 – Ceroplastia dos padrões de resina para inclusão e fundição em CoCr

4.4.2 Fundição do Ti

Após a presa final (40 min), os moldes dos anéis de silicone foram retirados e iniciou-se o processo de aquecimento em forno, que sofreu lenta elevação da temperatura (3 °C por min) até atingir 250°C, permanecendo assim por 90 min. Após este período, retomou-se o aquecimento até a temperatura de 1000°C, mantendo-se assim por 60 min e em seguida promoveu-se um lento resfriamento até atingir a temperatura utilizada durante a fundição (430°C), mantendo-se assim por 30 min antes da fundição.

A fundição do Ti foi realizada na máquina de fundição Rematitan[®] (figura 4.5) da Dentaurum, que utiliza a fusão por arco voltaico de corrente contínua, a vácuo,

com pressão contínua de argônio. Esta máquina apresenta duas câmaras ligadas entre si. A pastilha de titânio fica posicionada sobre o cadinho (crisol) de cobre na câmara superior. A fusão do titânio ocorreu a uma temperatura de 1668°C, por meio de um arco voltaico de alta amperagem (220 A) e 17 V. Depois de fundido, o titânio foi injetado no molde posicionado na câmara inferior, que se comunica com a superior por meio de uma abertura circular, do mesmo diâmetro do cone do enceramento que une os condutos de alimentação, confeccionados antes da inclusão do anel. Essa injeção ocorre por ação do vácuo aplicado em ambas as câmaras e da pressão do argônio (1,2 bar) aplicada à câmara superior, totalizando 1,4 bar de pressão no momento da fundição. O metal percorre os espaços vazios do revestimento pela diferença de pressão e por gravidade. Todo o processo de fundição é automático.

Após a fundição, os anéis foram resfriados lentamente sobre tijolo refratário até que os corpos-de-prova do anel pudessem ser removidos.



Figura 4.5 – Máquina de Fundição do Ti

4.4.3 Fundição do CoCr

Após a inclusão, aguardou-se a presa final do material por 50 min para a remoção do anel de silicone.

O aquecimento do anel para a eliminação da cera e resina foi feito em forno automático. O revestimento passou por um ciclo de aquecimento lento no forno (5°C/min) da temperatura ambiente até atingir 250°C, permanecendo nesta temperatura por 60 min, seguindo-se então novo aquecimento com velocidade de 10°C/min até atingir o patamar de 880°C. O revestimento então foi mantido a esta temperatura durante 60 min para posteriormente ser levado à máquina de fundição. A fundição do CoCr foi realizada com máquina de indução sob vácuo e atmosfera inerte de argônio Powercast (figura 4.6). A centrífuga injetou a liga fundida automaticamente a uma temperatura de 1350°C. Após as fundições, o revestimento sofreu lento resfriamento até a temperatura ambiente, na qual se procedeu a desinclusão.



Figura 4.6 – Máquina de fundição por indução

4.4.4 Acabamento dos corpos-de-prova

Os corpos-de-prova foram separados do botão com o auxílio de discos tipo *cut-off*, seguindo-se a limpeza por jateamento com óxido de alumínio (figura 4.7).



Figura 4.7 – Grampos fundidos

4.4.5 Análise radiográfica dos corpos-de-prova

Todos os corpos-de-prova selecionados previamente foram submetidos à inspeção radiográfica para detecção de possíveis defeitos de fundição que pudessem alterar as características mecânicas destes (figura 4.8).

Para as tomadas radiográficas foi utilizado um aparelho de raios-X odontológico, regulado para 70 kVp, 8mA, distância foco-filme de 50cm, com tempo de exposição de 2 segundos sobre uma película periapical. A revelação dos filmes foi realizada em câmara escura, tomando-se o cuidado de obedecer às recomendações do fabricante quanto ao tempo de revelação e fixação. As películas foram analisadas em negatoscópio sob lupa de aumento.

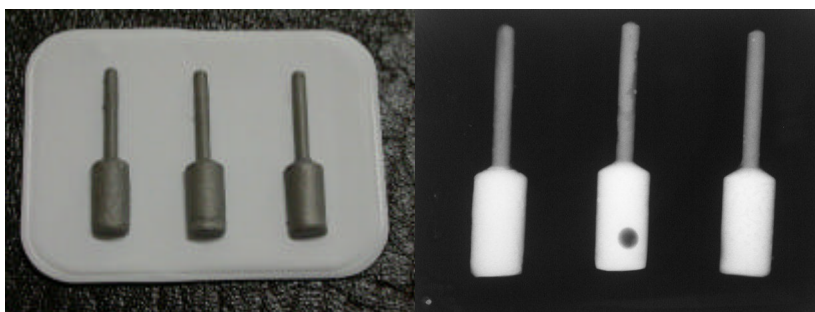


Figura 4.8 – Exame radiográfico dos grampos de Ti

Após a análise das superfícies com lupa, seguida de análise radiográfica dos 80 grampos, foram selecionadas 76 (32 de Ti e 40 de CoCr), que não apresentavam defeitos aparentes que pudessem comprometer os testes.

4.4.6 Medição da massa dos grampos

Todos os grampos foram pesados com balança de precisão antes do início e após o término dos testes. O objetivo da medição foi o de verificar e quantificar a ocorrência de desgastes nos grampos, que poderiam promover a diminuição na massa dos mesmos. Foram tomados os cuidados de zerar a máquina antes do início de cada medição e de se pesar os grampos após sua lavagem e secagem, evitando-se que restos metálicos e de outras impurezas pudessem interferir nos resultados.

4.5 Superfícies Retentivas

Como superfícies retentivas, simulando as áreas retentivas presentes nas coroas dentais, foram utilizados pinos-guia pré-fabricados em aço-liga de alta dureza (ISO 8734) de formato cilíndrico com 30mm de comprimento e 8mm de diâmetro (figura 4.9). A ponta deste cilindro possuía forma arredondada, para que se pudesse regular a máquina de testes (ESD) e permitir o trabalho dos grampos em retenções de 0,25mm e 0,50mm. Foram utilizados 40 pinos-guia de aço, sendo um para cada grampo, para que, na eventualidade da ocorrência, pudessem ser quantificados eventuais desgastes. As superfícies retentivas também foram pesadas antes e após os testes, usando-se a mesma metodologia já descrita para a pesagem dos grampos.

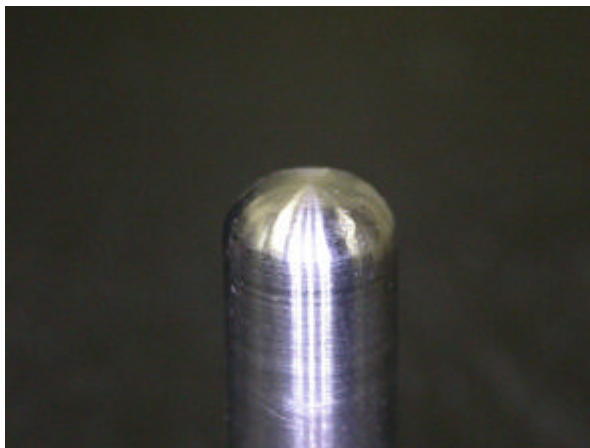


Figura 4.9 – Superfície retentiva de aço do pino-guia

4.6 Ciclagem

Foi empregado o ESD (Equipamento simulador de desgaste), o qual é composto por dez conjuntos de simulação totalmente individuais (figura 4.10).

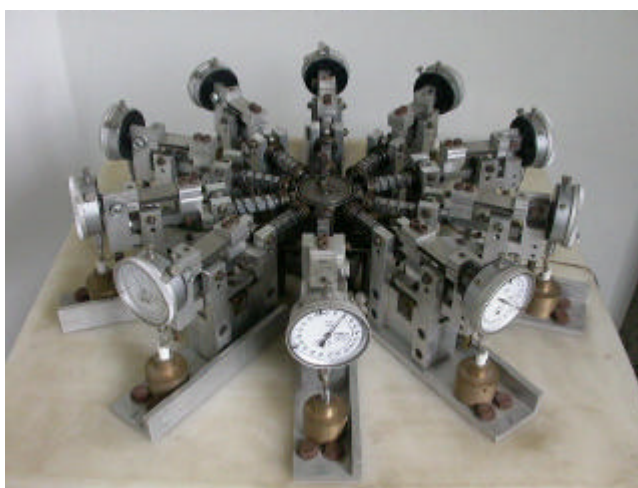


Figura 4.10 – ESD (Equipamento simulador de desgaste)

Cada conjunto, por sua vez, permite através de uma série de regulagens um ajuste preciso das interações grampos/dentes para as condições de teste (figura 4.11). Assim, o ajuste do grampo se iniciou por sua fixação num suporte próprio, fazendo-se o acerto vertical com o pré-ajustador dentro de uma faixa de 10mm. Em seguida, com o parafuso de ajuste fino, se determinou a deformação conveniente do grampo controlando-se sua magnitude de 0,25mm e de 0,50mm, no relógio para comparação.

Tomou-se o cuidado de garantir que não fosse comprometida a rigidez do conjunto pela deflexão das molas do ajuste fino durante o movimento do grampo. O aparelho simulou o mais próximo possível os movimentos e forças que ocorrem no conjunto grampo-dente, controlando a área de atuação (1,5mm) e a frequência de deslizamento (1 ciclo por segundo). O ESD possui um sistema de mensuração das alterações superficiais e é rígido, satisfazendo a ação única e independente do grampo sobre o corpo-de-prova.

A velocidade de operação do motor de acionamento foi controlada por um dispositivo eletrônico, que também permitiu uma regulagem da frequência com que passou o grampo sobre a amostra (30 ciclos/min), sem sofrer modificação do percurso pré-fixado (1,5mm). A regulagem da velocidade relativa grampo/dente foi feita no mecanismo de excêntricos, alterando-se o percurso de desgaste para uma mesma frequência. Este recurso, com auxílio do limitador de curso de oscilação, permitiu o uso dessa faixa de velocidades para o percurso desejado.

O eixo oscilante, elemento que requer maior precisão para a garantia da qualidade das medições, se movimenta entre mancais de rolamento (NSK 624ZZ). O contato entre estes mancais e o eixo se manteve constante através de um regulador que eliminou qualquer eventual folga decorrente da montagem e

propiciou ao equipamento a rigidez e confiabilidade necessárias às medições efetuadas. No eixo, havia ainda um limitador de curso de oscilação para o ajuste do comprimento do percurso a ser testado, o percurso utilizado foi de 1,5mm.

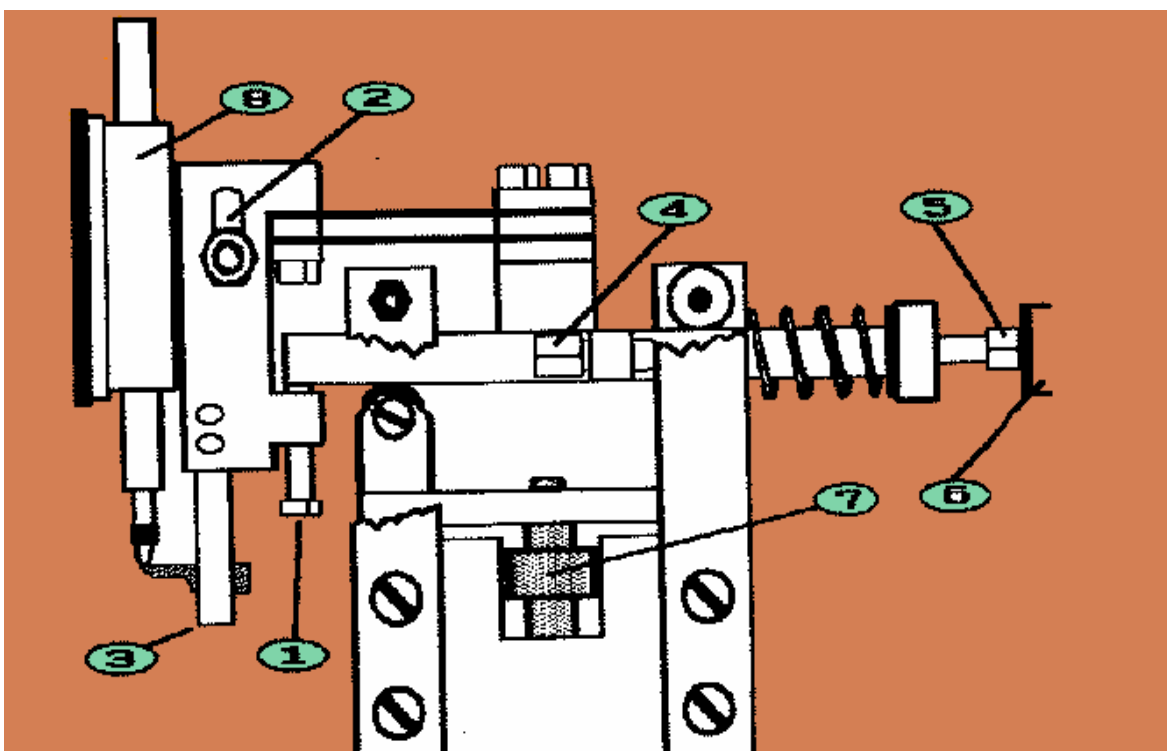


Figura 4.11 – Desenho de um conjunto de simulação do ESD (item 1: parafuso de ajuste fino; item 2: pré-ajustador vertical; item 3: haste para suporte do grampo; item 4: limitador de curso de oscilação; itens 5 e 6: regulagens do percurso horizontal; item 7: regulador dos mancais; item 8: relógio analisador)

O acompanhamento do número de ciclos realizados no experimento foi efetuado por um contador de ciclos mecânicos, para que numa eventual falta de alimentação elétrica no equipamento, se preservasse a indicação do último ciclo executado.

O aparelho possui, para cada um dos dez conjuntos, um relógio comparador posicionado sobre o grampo para o acompanhamento constante das modificações da interação grampo com a superfície do dente. Estes relógios-comparadores

possuem a precisão de $1\mu\text{m}$ e foram previamente aos testes aferidos pelo fabricante (Mitutoyo - figura 4.12).



Figura 4.12 – Vista do relógio comparador na medição da retentividade

As ciclagens foram feitas de maneira ininterrupta, desta forma, após o início dos testes, o equipamento (ESD) só era desligado para que as contagens fossem feitas, até o total de 12.500 ciclos de inserção/remoção dos grampos para cada corpo-de-prova. Nos testes foram utilizados 40 corpos-de-prova simulando grampos a barra em “I” de Roach, sendo 20 confeccionados em Ti e 20 em liga de CoCr. Os corpos-de-prova de Ti e CoCr foram posicionados de maneira intercalada no equipamento, no intuito de compensar qualquer eventual diferença no trabalho do equipamento devido à localização dos mesmos.

Com os grampos posicionados, foram realizadas as calibrações no equipamento, de tal forma que estes atuassem sobre a área retentiva escolhida de

0,25mm ou de 0,50mm, conforme o experimento, com os grampos percorrendo um trajeto horizontal de 1,5mm (figura 4.13).

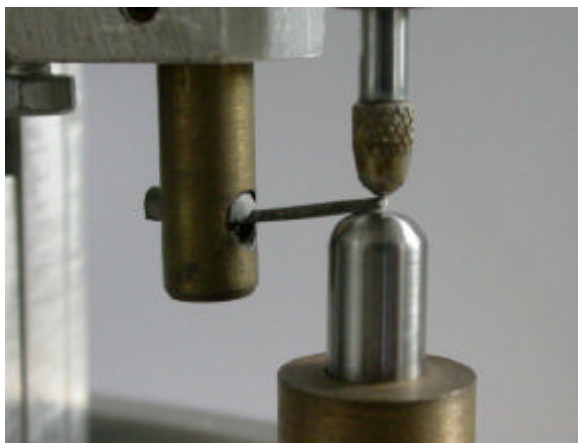


Figura 4.13 – Grampo atuando sobre superfície retentiva

A cada 500 ciclos, o equipamento era desligado para que fossem feitas as leituras dos relógios analisadores (figura 4.14). Foi realizado um total de 12.500 ciclos para cada corpo-de-prova.

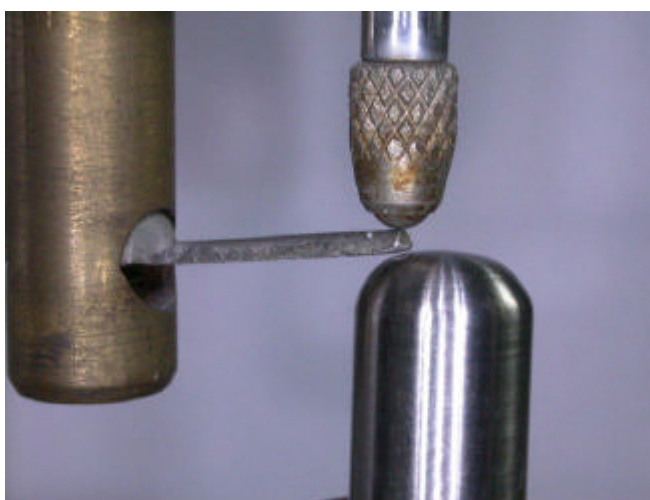


Figura 4.14 – Medição da deformação permanente do grampo

5 RESULTADOS

Após posicionar os grampos no ESD e ajustar as trajetórias de inserção e remoção, os relógios analisadores foram calibrados, iniciando a marcação da inclinação dos grampos em zero. A cada 500 ciclos, os testes foram interrompidos para novas leituras. Qualquer deformação permanente (distorção) dos grampos foi mensurada e anotada. Ao final dos testes, houve um total de 12.500 ciclos para cada grampo.

Os resultados dos testes apresentam-se nas tabelas A a D do Apêndice.

Os testes se iniciaram com ciclagens de grampos de CoCr e Ti sobre retenções de 0,25mm. Ao o final destes testes, observou-se que a maior distorção encontrada foi de 0,004mm, que ocorreu nos grampos de Ti (Cp1, Cp7 e Cp17). Já para os grampos de CoCr, a maior distorção sofrida foi de 0,003 mm (Cp5). Os grampos de CoCr sofreram a menor distorção encontrada nos testes (0,001mm), para os grampos Cp8, Cp10 e Cp18. A menor distorção observada nos grampos de Ti foi de 0,002mm (Cp 11).

Para a primeira comparação feita entre os materiais (liga de CoCr e o Ti) em cada uma das situações de tensão sob uma retenção de 0,25mm, foi utilizado o teste de Mann-Whitney.

Os dados (tabela 5.1) consideram os ciclos X 500, assim o ciclo 1 (C1) seria correspondente a 500 ciclagens, o ciclo 2 a 1000 e assim por diante.

Tabela 5.1 – Comparação das ligas em 0,25mm de retenção

Tensão 0,25mm	Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor	
Ciclo 1	Co-Cr	0,0000	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	0,317
	Ti	0,0001	0,0000	0,0003	10	-0,0001	0,0003	
Ciclo 2	Co-Cr	0,0000	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	0,012*
	Ti	0,0006	0,0005	0,0007	10	0,0002	0,0010	
Ciclo 3	Co-Cr	0,0000	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	0,002*
	Ti	0,0008	0,0010	0,0006	10	0,0004	0,0012	
Ciclo 4	Co-Cr	0,0000	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	<0,001*
	Ti	0,0013	0,0010	0,0007	10	0,0009	0,0017	
Ciclo 5	Co-Cr	0,0003	0,0000	0,0007	10	-0,0001	0,0007	<0,001*
	Ti	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 6	Co-Cr	0,0004	0,0000	0,0007	10	0,0000	0,0008	0,001*
	Ti	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 7	Co-Cr	0,0004	0,0000	0,0007	10	0,0000	0,0008	0,001*
	Ti	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 8	Co-Cr	0,0004	0,0000	0,0007	10	0,0000	0,0008	0,001*
	Ti	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	
Ciclo 9	Co-Cr	0,0006	0,0005	0,0007	10	0,0002	0,0010	0,001*
	Ti	0,0020	0,0020	0,0005	10	0,0017	0,0023	
Ciclo 10	Co-Cr	0,0006	0,0005	0,0007	10	0,0002	0,0010	0,001*
	Ti	0,0020	0,0020	0,0005	10	0,0017	0,0023	
Ciclo 11	Co-Cr	0,0010	0,0010	0,0008	10	0,0005	0,0015	0,002*
	Ti	0,0022	0,0020	0,0006	10	0,0018	0,0026	
Ciclo 12	Co-Cr	0,0012	0,0010	0,0009	10	0,0006	0,0018	0,006*
	Ti	0,0023	0,0020	0,0005	10	0,0020	0,0026	
Ciclo 13	Co-Cr	0,0012	0,0010	0,0009	10	0,0006	0,0018	0,006*
	Ti	0,0023	0,0020	0,0005	10	0,0020	0,0026	
Ciclo 14	Co-Cr	0,0014	0,0015	0,0010	10	0,0008	0,0020	0,009*
	Ti	0,0025	0,0025	0,0005	10	0,0022	0,0028	
Ciclo 15	Co-Cr	0,0015	0,0015	0,0008	10	0,0010	0,0020	0,001*
	Ti	0,0028	0,0030	0,0004	10	0,0025	0,0031	
Ciclo 16	Co-Cr	0,0017	0,0020	0,0009	10	0,0011	0,0023	0,005*
	Ti	0,0028	0,0030	0,0004	10	0,0025	0,0031	
Ciclo 17	Co-Cr	0,0017	0,0020	0,0009	10	0,0011	0,0023	0,005*
	Ti	0,0028	0,0030	0,0004	10	0,0025	0,0031	
Ciclo 18	Co-Cr	0,0017	0,0020	0,0009	10	0,0011	0,0023	0,005*
	Ti	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033	
Ciclo 19	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	0,005*
	Ti	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033	
Ciclo 20	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	0,005*
	Ti	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033	
Ciclo 21	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	0,005*
	Ti	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033	
Ciclo 22	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	0,005*
	Ti	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033	

continua..

conclusão

Ciclo 23	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	0,002*
	Ti	0,0030	0,0030	0,0005	10	0,0027	0,0033	
Ciclo 24	Co-Cr	0,0019	0,0020	0,0007	10	0,0014	0,0024	0,002*
	Ti	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036	
Ciclo 25	Co-Cr	0,0019	0,0020	0,0007	10	0,0014	0,0024	0,002*
	Ti	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036	

Somente no ciclo 1 (500 ciclagens) não houve diferença média estatisticamente significativa entre as ligas metálicas. A partir do ciclo 2 (1000 ciclagens) identificou-se uma ocorrência de distorção de maior magnitude nos grampos de Ti, com uma média 0,0006mm em relação aos grampos de CoCr, que neste ciclo não apresentou distorção (gráfico 5.1).

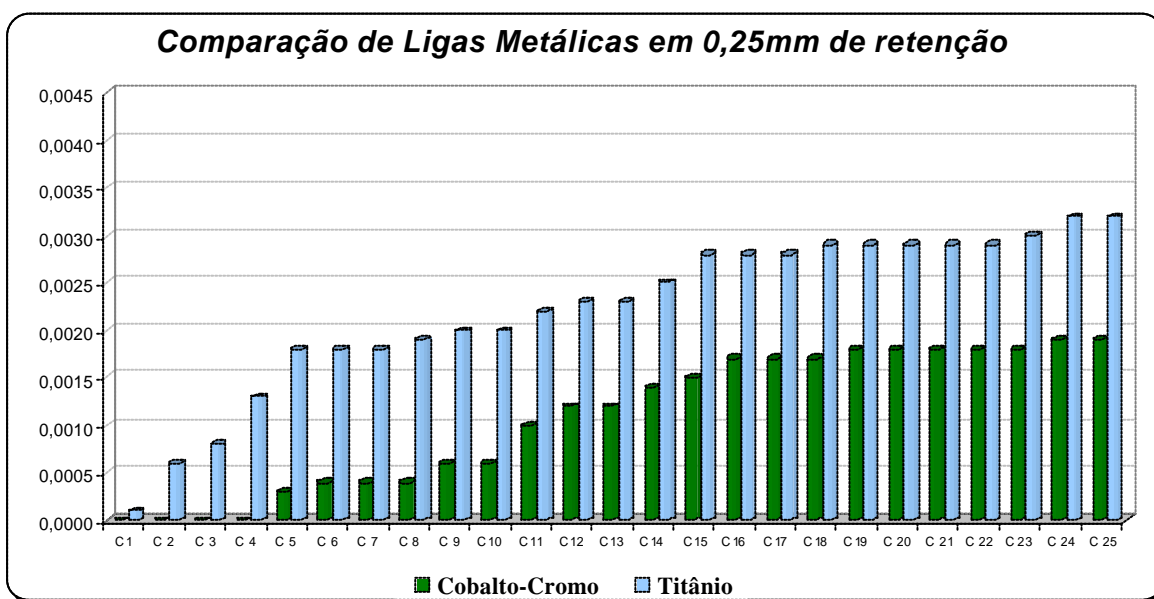


Gráfico 5.1 – Comparação entre as ligas, para a retenção de 0,25mm

A seguir, os resultados do comportamento dos grampos de CoCr e Ti sobre áreas retentivas de 0,50mm foram analisados. Observou-se que a maior distorção (0,005mm) ocorreu nos grampos de Ti (Cp21, Cp39); já para os grampos de CoCr, a maior distorção sofrida foi de 0,004 mm (Cp38). Os grampos de CoCr sofreram as

menores deformações nos testes (0,002mm) para os grampos Cp24, Cp26, Cp28, Cp30, Cp34, Cp36 e Cp40. A menor distorção observada nos grampos de Ti foi de 0,003mm (Cp25, Cp27, Cp29 e Cp 35).

Desta forma, foi feita a análise das médias, comparando-se os dois materiais para a retenção de 0,50mm (tabela 5.2).

Tabela 5.2 – Comparação entre as ligas para 0,50mm de retenção

Tensão 0,50mm	Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor	
Ciclo 1	Co-Cr	0,0002	0,0000	0,0004	10	- x -	0,0005	0,615
	Ti	0,0003	0,0000	0,0005	10	0,0000	0,0006	
Ciclo 2	Co-Cr	0,0006	0,0000	0,0008	10	0,0001	0,0011	0,256
	Ti	0,0010	0,0010	0,0008	10	0,0005	0,0015	
Ciclo 3	Co-Cr	0,0008	0,0010	0,0008	10	0,0003	0,0013	0,218
	Ti	0,0012	0,0010	0,0006	10	0,0008	0,0016	
Ciclo 4	Co-Cr	0,0010	0,0010	0,0007	10	0,0006	0,0014	0,165
	Ti	0,0014	0,0010	0,0005	10	0,0011	0,0017	
Ciclo 5	Co-Cr	0,0010	0,0010	0,0007	10	0,0006	0,0014	0,019*
	Ti	0,0017	0,0020	0,0005	10	0,0014	0,0020	
Ciclo 6	Co-Cr	0,0011	0,0010	0,0006	10	0,0007	0,0015	<0,001*
	Ti	0,0020	0,0020	0,0000	10	- x -	- x -	
Ciclo 7	Co-Cr	0,0014	0,0010	0,0005	10	0,0011	0,0017	0,004*
	Ti	0,0021	0,0020	0,0003	10	0,0019	0,0023	
Ciclo 8	Co-Cr	0,0015	0,0015	0,0005	10	0,0012	0,0018	0,007*
	Ti	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 9	Co-Cr	0,0015	0,0015	0,0005	10	0,0012	0,0018	0,007*
	Ti	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 10	Co-Cr	0,0017	0,0020	0,0005	10	0,0014	0,0020	0,028*
	Ti	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 11	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	0,051*
	Ti	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 12	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	0,051*
	Ti	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 13	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	0,028*
	Ti	0,0023	0,0020	0,0005	10	0,0020	0,0026	
Ciclo 14	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	0,015*
	Ti	0,0024	0,0020	0,0005	10	0,0021	0,0027	
Ciclo 15	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	0,007*
	Ti	0,0025	0,0025	0,0005	10	0,0022	0,0028	
Ciclo 16	Co-Cr	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	0,006*
	Ti	0,0027	0,0030	0,0005	10	0,0024	0,0030	

continua...

conclusão

Ciclo 17	Co-Cr	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	0,006*
	Ti	0,0027	0,0030	0,0005	10	0,0024	0,0030	
Ciclo 18	Co-Cr	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	0,001*
	Ti	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036	
Ciclo 19	Co-Cr	0,0018	0,0020	0,0006	10	0,0014	0,0022	0,001*
	Ti	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036	
Ciclo 20	Co-Cr	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	0,001*
	Ti	0,0033	0,0030	0,0007	10	0,0029	0,0037	
Ciclo 21	Co-Cr	0,0021	0,0020	0,0006	10	0,0017	0,0025	0,001*
	Ti	0,0035	0,0040	0,0007	10	0,0031	0,0039	
Ciclo 22	Co-Cr	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	0,001*
	Ti	0,0036	0,0040	0,0008	10	0,0031	0,0041	
Ciclo 23	Co-Cr	0,0024	0,0020	0,0007	10	0,0020	0,0028	0,004*
	Ti	0,0038	0,0040	0,0010	10	0,0032	0,0044	
Ciclo 24	Co-Cr	0,0024	0,0020	0,0007	10	0,0020	0,0028	0,001*
	Ti	0,0039	0,0040	0,0009	10	0,0034	0,0044	
Ciclo 25	Co-Cr	0,0024	0,0020	0,0007	10	0,0020	0,0028	0,001*
	Ti	0,0039	0,0040	0,0009	10	0,0034	0,0044	

Para a retenção de 0,50mm, somente encontrou-se diferença média estatisticamente significativa entre as ligas a partir do 5º ciclo (2500 ciclagens), com média de distorção de 0,0010 para o CoCr e de 0,0017 para o Ti. Até então, as diferenças existentes não foram consideradas significantes (gráfico 5.2). Ao final, após os 12.500, foi observada uma média de distorção de 0,0024 para o CoCr e de 0,0039 para o Ti.

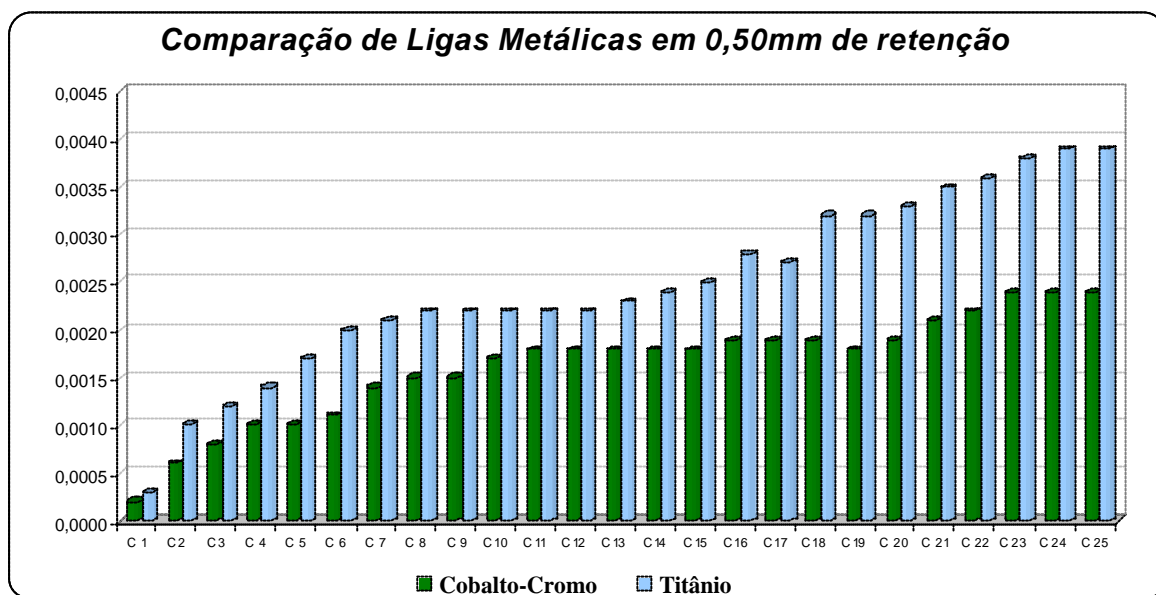


Gráfico 5.2 – Comparação das ligas em 0,50mm de retenção

Comparou-se cada material em relação aos dois diferentes graus de retenção testados, utilizando o teste de Mann-Whitney.

Os dados para liga de Cobalto -Cromo encontram-se na tabela 5.3.

Tabela 5.3 – Comparação da deformação nas diferentes retenções em CoCr

cocr	Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor
Ciclo 1	0,25mm	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	0,146
	0,5mm	0,0002	0,0000	10	-0,0001	0,0005	
Ciclo 2	0,25mm	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	0,030*
	0,5mm	0,0006	0,0000	10	0,0001	0,0011	
Ciclo 3	0,25mm	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	0,005*
	0,5mm	0,0008	0,0010	10	0,0003	0,0013	
Ciclo 4	0,25mm	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	0,001*
	0,5mm	0,0010	0,0010	10	0,0006	0,0014	
Ciclo 5	0,25mm	0,0003	0,0000	10	-0,0001	0,0007	0,020*
	0,5mm	0,0010	0,0010	10	0,0006	0,0014	
Ciclo 6	0,25mm	0,0004	0,0000	10	0,0000	0,0008	0,019*
	0,5mm	0,0011	0,0010	10	0,0007	0,0015	
Ciclo 7	0,25mm	0,0004	0,0000	10	0,0000	0,0008	0,004*
	0,5mm	0,0014	0,0010	10	0,0011	0,0017	

Continua...

conclusão								
Ciclo 8	0,25mm	0,0004	0,0000	0,0007	10	0,0000	0,0008	0,003*
	0,5mm	0,0015	0,0015	0,0005	10	0,0012	0,0018	
Ciclo 9	0,25mm	0,0006	0,0005	0,0007	10	0,0002	0,0010	0,008*
	0,5mm	0,0015	0,0015	0,0005	10	0,0012	0,0018	
Ciclo 10	0,25mm	0,0006	0,0005	0,0007	10	0,0002	0,0010	0,003*
	0,5mm	0,0017	0,0020	0,0005	10	0,0014	0,0020	
Ciclo 11	0,25mm	0,0010	0,0010	0,0008	10	0,0005	0,0015	0,007*
	0,5mm	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 12	0,25mm	0,0012	0,0010	0,0009	10	0,0006	0,0018	0,057*
	0,5mm	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 13	0,25mm	0,0012	0,0010	0,0009	10	0,0006	0,0018	0,057*
	0,5mm	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 14	0,25mm	0,0014	0,0015	0,0010	10	0,0008	0,0020	0,263
	0,5mm	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 15	0,25mm	0,0015	0,0015	0,0008	10	0,0010	0,0020	0,298
	0,5mm	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 16	0,25mm	0,0017	0,0020	0,0009	10	0,0011	0,0023	0,616
	0,5mm	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	
Ciclo 17	0,25mm	0,0017	0,0020	0,0009	10	0,0011	0,0023	0,616
	0,5mm	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	
Ciclo 18	0,25mm	0,0017	0,0020	0,0009	10	0,0011	0,0023	0,616
	0,5mm	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	
Ciclo 19	0,25mm	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	0,934
	0,5mm	0,0018	0,0020	0,0006	10	0,0014	0,0022	
Ciclo 20	0,25mm	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	0,674
	0,5mm	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	
Ciclo 21	0,25mm	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	0,314
	0,5mm	0,0021	0,0020	0,0006	10	0,0017	0,0025	
Ciclo 22	0,25mm	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	0,168
	0,5mm	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 23	0,25mm	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	0,095#
	0,5mm	0,0024	0,0020	0,0007	10	0,0020	0,0028	
Ciclo 24	0,25mm	0,0019	0,0020	0,0007	10	0,0014	0,0024	0,156
	0,5mm	0,0024	0,0020	0,0007	10	0,0020	0,0028	
Ciclo 25	0,25mm	0,0019	0,0020	0,0007	10	0,0014	0,0024	0,157
	0,5mm	0,0024	0,0020	0,0007	10	0,0020	0,0028	

Foi possível observar a existência de uma diferença média entre as tensões, considerada estatisticamente significativa, entre os ciclos de 2 a 13. Assim, durante este intervalo (1.000 - 6.500 ciclagens) observou-se uma maior distorção dos grampos de CoCr nas retenções de 0,50mm (média de 0,006 no ciclo 2) em comparação aos grampos de CoCr sobre retenções de 0,25mm, que no ciclo 2 não

apresentou distorção. Nos ciclos 1 e de 14 a 25, não foram encontradas diferenças que possam ser consideradas estatisticamente significantes (gráfico 5.3).

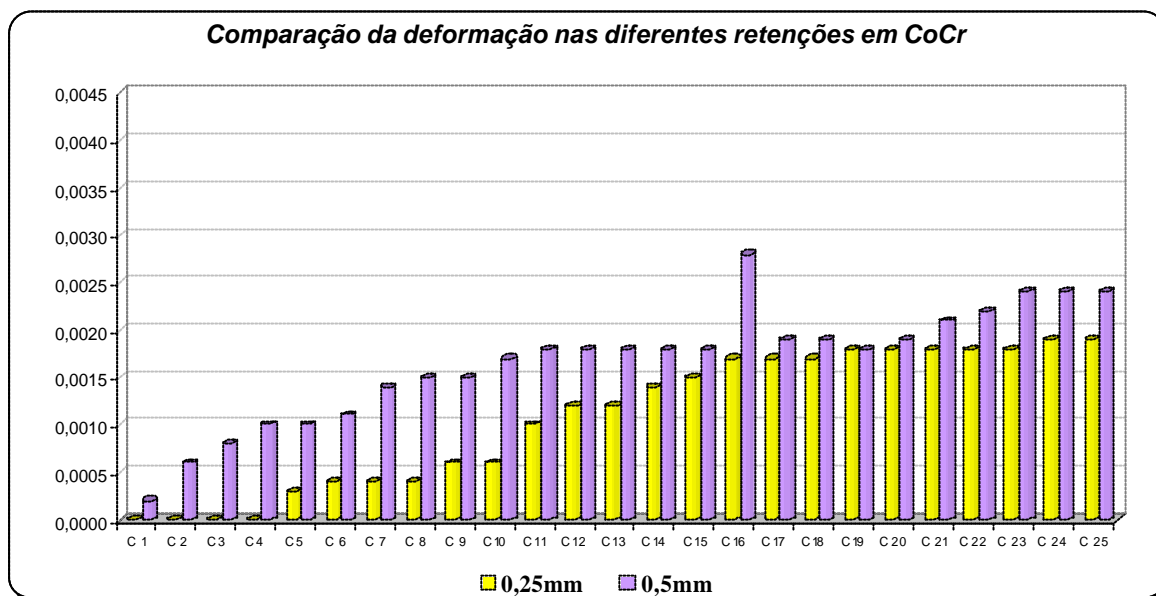


Gráfico 5.3 – Comparação da deformação nas diferentes retenções em CoCr

Os dados da comparação do Ti atuando em retenções de 0,25 e 0,50mm encontram-se na tabela 5.4.

Tabela 5.4 - Comparação da deformação nas diferentes retenções em Ti

	Ti	Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor
Ciclo 1	0,25mm	0,0001	0,0000	0,0003	10	- x -	0,0003	0,276
	0,5mm	0,0003	0,0000	0,0005	10	0,0000	0,0006	
Ciclo 2	0,25mm	0,0006	0,0005	0,0007	10	0,0002	0,0010	0,255
	0,5mm	0,0010	0,0010	0,0008	10	0,0005	0,0015	
Ciclo 3	0,25mm	0,0008	0,0010	0,0006	10	0,0004	0,0012	0,168
	0,5mm	0,0012	0,0010	0,0006	10	0,0008	0,0016	
Ciclo 4	0,25mm	0,0013	0,0010	0,0007	10	0,0009	0,0017	0,796
	0,5mm	0,0014	0,0010	0,0005	10	0,0011	0,0017	
Ciclo 5	0,25mm	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	0,615
	0,5mm	0,0017	0,0020	0,0005	10	0,0014	0,0020	
Ciclo 6	0,25mm	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	0,146
	0,5mm	0,0020	0,0020	0,0000	10	- x -	- x -	

continua...

conclusão

Ciclo 7	0,25mm	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	0,088#
	0,5mm	0,0021	0,0020	0,0003	10	0,0019	0,0023	
Ciclo 8	0,25mm	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	0,195
	0,5mm	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 9	0,25mm	0,0020	0,0020	0,0005	10	0,0017	0,0023	0,329
	0,5mm	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 10	0,25mm	0,0020	0,0020	0,0005	10	0,0017	0,0023	0,329
	0,5mm	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 11	0,25mm	0,0022	0,0020	0,0006	10	0,0018	0,0026	0,925
	0,5mm	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 12	0,25mm	0,0023	0,0020	0,0005	10	0,0020	0,0026	0,615
	0,5mm	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 13	0,25mm	0,0023	0,0020	0,0005	10	0,0020	0,0026	1,000
	0,5mm	0,0023	0,0020	0,0005	10	0,0020	0,0026	
Ciclo 14	0,25mm	0,0025	0,0025	0,0005	10	0,0022	0,0028	0,661
	0,5mm	0,0024	0,0020	0,0005	10	0,0021	0,0027	
Ciclo 15	0,25mm	0,0028	0,0030	0,0004	10	0,0025	0,0031	0,170
	0,5mm	0,0025	0,0025	0,0005	10	0,0022	0,0028	
Ciclo 16	0,25mm	0,0028	0,0030	0,0004	10	0,0025	0,0031	0,615
	0,5mm	0,0027	0,0030	0,0005	10	0,0024	0,0030	
Ciclo 17	0,25mm	0,0028	0,0030	0,0004	10	0,0025	0,0031	0,615
	0,5mm	0,0027	0,0030	0,0005	10	0,0024	0,0030	
Ciclo 18	0,25mm	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033	0,264
	0,5mm	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036	
Ciclo 19	0,25mm	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033	0,264
	0,5mm	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036	
Ciclo 20	0,25mm	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033	0,157
	0,5mm	0,0033	0,0030	0,0007	10	0,0029	0,0037	
Ciclo 21	0,25mm	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033	0,042*
	0,5mm	0,0035	0,0040	0,0007	10	0,0031	0,0039	
Ciclo 22	0,25mm	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033	0,040*
	0,5mm	0,0036	0,0040	0,0008	10	0,0031	0,0041	
Ciclo 23	0,25mm	0,0030	0,0030	0,0005	10	0,0027	0,0033	0,046*
	0,5mm	0,0038	0,0040	0,0010	10	0,0032	0,0044	
Ciclo 24	0,25mm	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036	0,077#
	0,5mm	0,0039	0,0040	0,0009	10	0,0034	0,0044	
Ciclo 25	0,25mm	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036	0,078#
	0,5mm	0,0039	0,0040	0,0009	10	0,0034	0,0044	

Para o Titânio, somente existiu diferença média estatisticamente significativa entre as tensões nos ciclos de 21 a 23 (10.500 - 11.500 ciclagens), com média de 0,0029mm para o ciclo 21 com 0,25mm de retenção, enquanto que neste mesmo ciclo e retenção de 0,50mm foi observada a média de 0,0035mm. Para os demais

ciclos pode-se afirmar que não foram observadas diferenças na ocorrência da distorção nas diferentes retenções (gráfico 5.4).

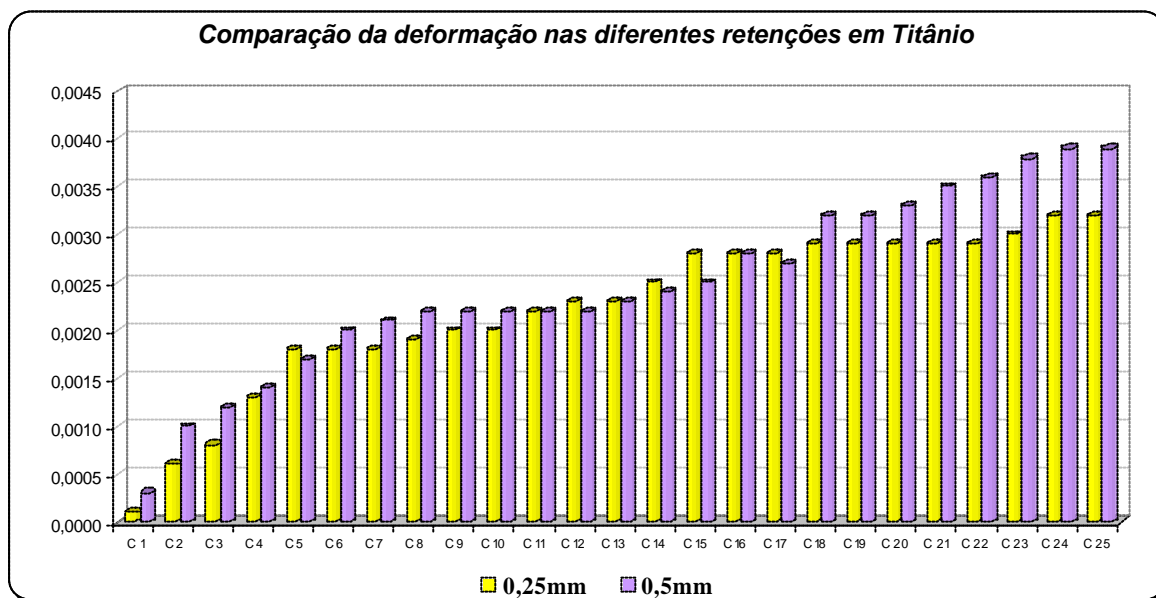


Gráfico 5.4 – Comparação da deformação nas diferentes retenções em Ti

A seguir, foram comparados para cada uma das 4 combinações de metal e retenções aplicadas, os ciclos de teste. Nessa situação, por se tratar de dados pareados, utilizou-se o teste de Friedman.

Iniciando pela liga de Cobalto-Cromo em 0,25mm de tensão (gráfico 5.5) e tabela 5.5.

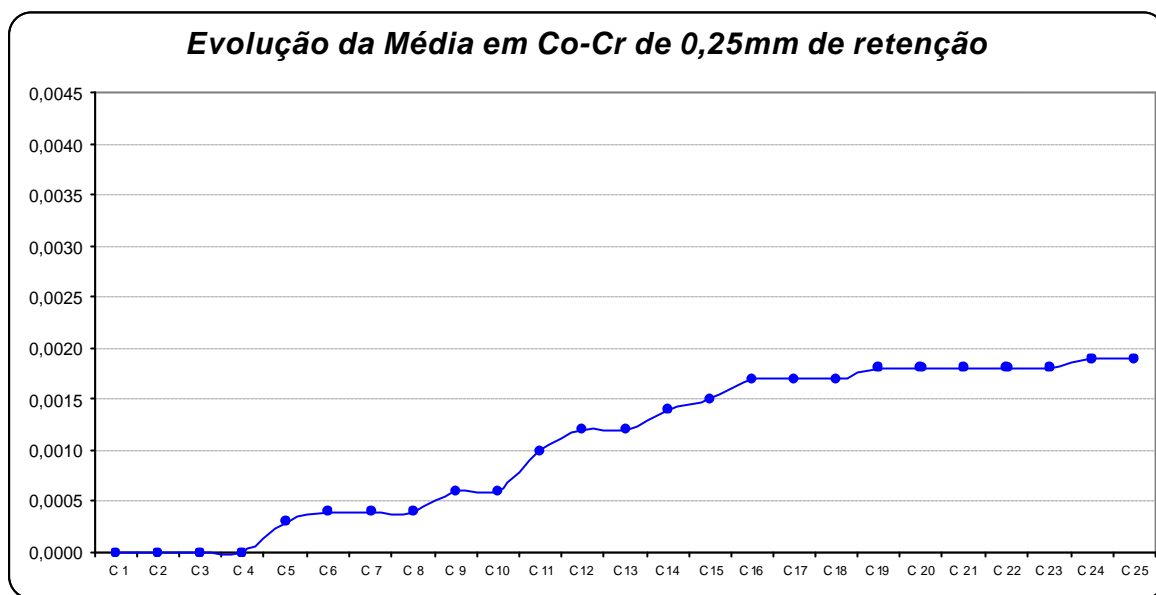


Gráfico 5.5 – Evolução da deformação do CoCr para 0,25mm de retenção

Tabela 5.5 – Evolução das médias de deformação do CoCr sobre retenção de 0,25mm

Co-Cr 0,25mm	Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor
Ciclo 1	0,0000	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	
Ciclo 2	0,0000	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	
Ciclo 3	0,0000	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	
Ciclo 4	0,0000	0,0000	0,0000	10	- x -	- x -	
Ciclo 5	0,0003	0,0000	0,0007	10	-0,0001	0,0007	
Ciclo 6	0,0004	0,0000	0,0007	10	0,0000	- x -	
Ciclo 7	0,0004	0,0000	0,0007	10	0,0000	0,0008	
Ciclo 8	0,0004	0,0000	0,0007	10	0,0000	0,0008	
Ciclo 9	0,0006	0,0005	0,0007	10	0,0002	0,0010	
Ciclo 10	0,0006	0,0005	0,0007	10	0,0002	0,0010	
Ciclo 11	0,0010	0,0010	0,0008	10	0,0005	0,0015	
Ciclo 12	0,0012	0,0010	0,0009	10	0,0006	0,0018	
Ciclo 13	0,0012	0,0010	0,0009	10	0,0006	0,0018	<0,001*
Ciclo 14	0,0014	0,0015	0,0010	10	0,0008	0,0020	
Ciclo 15	0,0015	0,0015	0,0008	10	0,0010	0,0020	
Ciclo 16	0,0017	0,0020	0,0009	10	0,0011	0,0023	
Ciclo 17	0,0017	0,0020	0,0009	10	0,0011	0,0023	
Ciclo 18	0,0017	0,0020	0,0009	10	0,0011	0,0023	
Ciclo 19	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	
Ciclo 20	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	
Ciclo 21	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	
Ciclo 22	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	
Ciclo 23	0,0018	0,0020	0,0008	10	0,0013	0,0023	
Ciclo 24	0,0019	0,0020	0,0007	10	0,0014	0,0024	
Ciclo 25	0,0019	0,0020	0,0007	10	0,0014	0,0024	

Pelo p-valor encontrado, concluiu-se que existiu uma diferença média estatisticamente significativa entre os ciclos. Para saber em qual dos ciclos ocorreu a diferença, foi preciso utilizar o teste de Wilcoxon e comparar todos os ciclos dois a dois. Assim, no quadro abaixo estão os p-valores dessas comparações. No entanto, como o foco era descobrir a partir de qual ciclo ocorre a diferença, decidiu-se comparar todos os ciclos com relação ao primeiro, ou seja, a tabela abaixo apresenta somente os p-valores das comparações entre todos os ciclos para com o 1º (tabela 5.6).

Tabela 5.6 – Comparação dos p-valores, para o CoCr sobre 0,25mm de retenção

Ciclos	p-valor
Ciclo 2	1,000
Ciclo 3	1,000
Ciclo 4	1,000
Ciclo 5	0,180
Ciclo 6	0,102#
Ciclo 7	0,102#
Ciclo 8	0,102#
Ciclo 9	0,034*
Ciclo 10	0,034*
Ciclo 11	0,007*
Ciclo 12	0,010*
Ciclo 13	0,010*
Ciclo 14	0,010*
Ciclo 15	0,007*
Ciclo 16	0,007*
Ciclo 17	0,007*
Ciclo 18	0,007*
Ciclo 19	0,004*
Ciclo 20	0,004*
Ciclo 21	0,004*
Ciclo 22	0,004*
Ciclo 23	0,004*
Ciclo 24	0,004*
Ciclo 25	0,004*

Concluiu-se que a diferença ocorreu a partir do 9º ciclo (4.500 ciclagens) para Cobalto-Cromo em 0,25mm de retenção.

Dando continuidade, procedeu-se a análise do Cobalto-Cromo em 0,50mm de retenção (gráfico 5.6 e tabela 5.7).

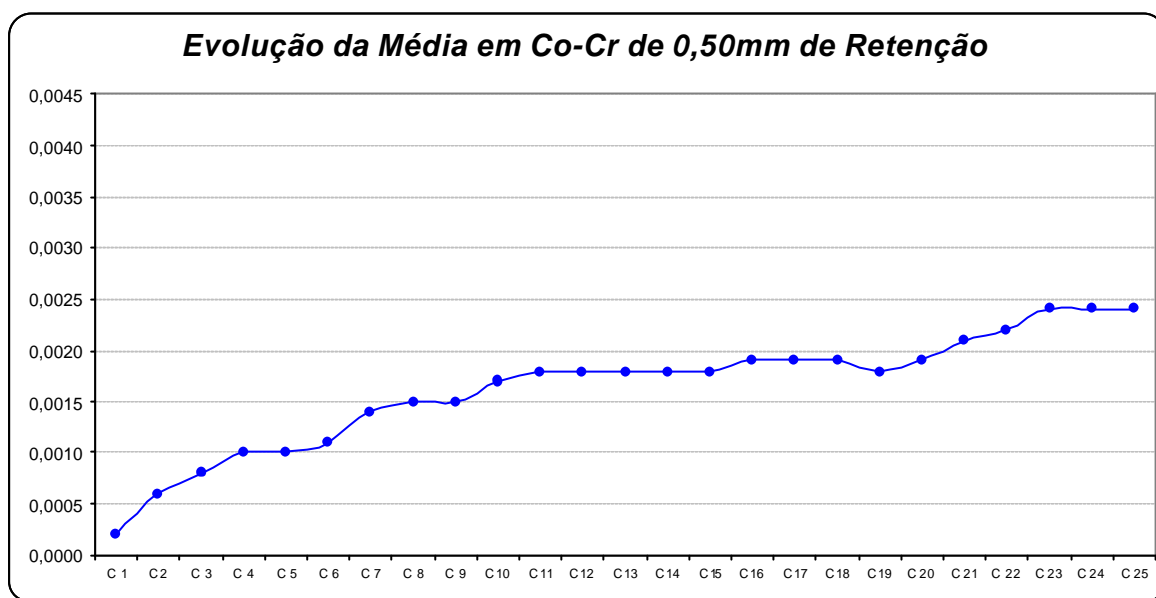


Gráfico 5.6 – Evolução da deformação do CoCr para 0,50mm de retenção

Tabela 5.7 – Evolução das médias de deformação do CoCr sobre retenção de 0,50mm

Co-Cr 0,5mm	Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor
Ciclo 1	0,0002	0,0000	0,0004	10	-0,0001	0,0005	
Ciclo 2	0,0006	0,0000	0,0008	10	0,0001	0,0011	
Ciclo 3	0,0008	0,0010	0,0008	10	0,0003	0,0013	
Ciclo 4	0,0010	0,0010	0,0007	10	0,0006	0,0014	
Ciclo 5	0,0010	0,0010	0,0007	10	0,0006	0,0014	
Ciclo 6	0,0011	0,0010	0,0006	10	0,0007	- x -	
Ciclo 7	0,0014	0,0010	0,0005	10	0,0011	0,0017	
Ciclo 8	0,0015	0,0015	0,0005	10	0,0012	0,0018	
Ciclo 9	0,0015	0,0015	0,0005	10	0,0012	0,0018	<0,001*
Ciclo 10	0,0017	0,0020	0,0005	10	0,0014	0,0020	
Ciclo 11	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 12	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 13	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 14	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 15	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 16	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	

continua...

conclusão						
Ciclo 17	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023
Ciclo 18	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023
Ciclo 19	0,0018	0,0020	0,0006	10	0,0014	0,0022
Ciclo 20	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023
Ciclo 21	0,0021	0,0020	0,0006	10	0,0017	0,0025
Ciclo 22	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025
Ciclo 23	0,0024	0,0020	0,0007	10	0,0020	0,0028
Ciclo 24	0,0024	0,0020	0,0007	10	0,0020	0,0028
Ciclo 25	0,0024	0,0020	0,0007	10	0,0020	0,0028

Chegou-se à conclusão que também existiu diferença média estatisticamente significativa entre os ciclos, conforme demonstrado no quadro com os p-valores das comparações entre todos os ciclos para com o 1º (tabela 5.8).

Tabela 5.8 – Comparação dos p-valores, para o CoCr sobre 0,50mm de retenção

Ciclos	p-valor
Ciclo 2	0,046*
Ciclo 3	0,014*
Ciclo 4	0,005*
Ciclo 5	0,005*
Ciclo 6	0,003*
Ciclo 7	0,003*
Ciclo 8	0,004*
Ciclo 9	0,004*
Ciclo 10	0,004*
Ciclo 11	0,004*
Ciclo 12	0,004*
Ciclo 13	0,004*
Ciclo 14	0,004*
Ciclo 15	0,004*
Ciclo 16	0,004*
Ciclo 17	0,004*
Ciclo 18	0,004*
Ciclo 19	0,004*
Ciclo 20	0,004*
Ciclo 21	0,004*
Ciclo 22	0,004*
Ciclo 23	0,004*
Ciclo 24	0,004*
Ciclo 25	0,004*

Para Cobalto-Cromo em 0,50mm de retenção, a diferença para com o 1º ciclo, já ocorreu no 2º ciclo (1.000 ciclagens) de teste.

Para observar o comportamento do Titânio em 0,25mm foram realizadas novas análises ilustradas no gráfico 5.7 e na tabela 5.9.

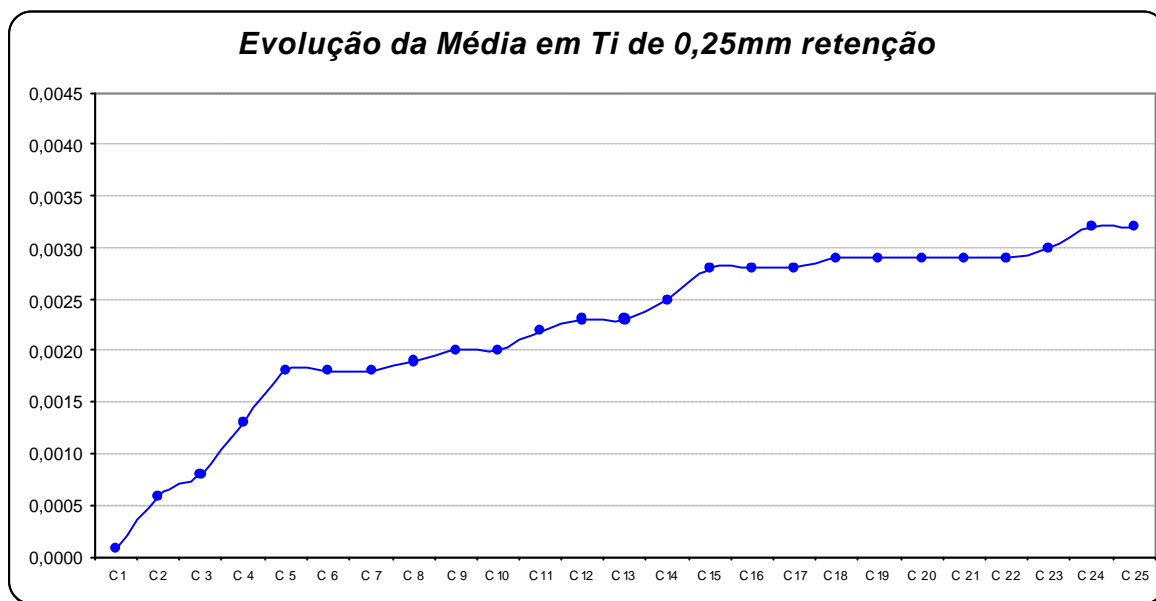


Gráfico 5.7 – Evolução da deformação do Ti para 0,25mm de retenção

Tabela 5.9 – Evolução das médias de deformação do Ti sobre retenção de 0,25mm

Ti 0,25mm	Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor
Ciclo 1	0,0001	0,0000	0,0003	10	-0,0001	0,0003	
Ciclo 2	0,0006	0,0005	0,0007	10	0,0002	0,0010	
Ciclo 3	0,0008	0,0010	0,0006	10	0,0004	0,0012	
Ciclo 4	0,0013	0,0010	0,0007	10	0,0009	0,0017	
Ciclo 5	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 6	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	- x -	
Ciclo 7	0,0018	0,0020	0,0004	10	0,0015	0,0021	
Ciclo 8	0,0019	0,0020	0,0006	10	0,0015	0,0023	
Ciclo 9	0,0020	0,0020	0,0005	10	0,0017	0,0023	
Ciclo 10	0,0020	0,0020	0,0005	10	0,0017	0,0023	
Ciclo 11	0,0022	0,0020	0,0006	10	0,0018	0,0026	
Ciclo 12	0,0023	0,0020	0,0005	10	0,0020	0,0026	
Ciclo 13	0,0023	0,0020	0,0005	10	0,0020	0,0026	
Ciclo 14	0,0025	0,0025	0,0005	10	0,0022	0,0028	

continua...

conclusão						
Ciclo 15	0,0028	0,0030	0,0004	10	0,0025	0,0031
Ciclo 16	0,0028	0,0030	0,0004	10	0,0025	0,0031
Ciclo 17	0,0028	0,0030	0,0004	10	0,0025	0,0031
Ciclo 18	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033
Ciclo 19	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033
Ciclo 20	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033
Ciclo 21	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033
Ciclo 22	0,0029	0,0030	0,0006	10	0,0025	0,0033
Ciclo 23	0,0030	0,0030	0,0005	10	0,0027	0,0033
Ciclo 24	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036
Ciclo 25	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036

Concluiu-se que também existiu diferença média estatisticamente significativa entre os ciclos, conforme demonstrado no quadro com os p-valores das comparações entre todos os ciclos para com o 1º.

Tabela 5.10 – Comparação dos p-valores, para o T_i sobre 0,25mm de retenção

Ciclos	p-valor
Ciclo 2	0,059*
Ciclo 3	0,020*
Ciclo 4	0,010*
Ciclo 5	0,004*
Ciclo 6	0,004*
Ciclo 7	0,004*
Ciclo 8	0,003*
Ciclo 9	0,002*
Ciclo 10	0,002*
Ciclo 11	0,004*
Ciclo 12	0,003*
Ciclo 13	0,003*
Ciclo 14	0,004*
Ciclo 15	0,004*
Ciclo 16	0,004*
Ciclo 17	0,004*
Ciclo 18	0,003*
Ciclo 19	0,003*
Ciclo 20	0,003*
Ciclo 21	0,003*
Ciclo 22	0,003*
Ciclo 23	0,002*
Ciclo 24	0,004*
Ciclo 25	0,004*

Para Titânio em 0,25mm de tensão, a diferença para com o 1º ciclo já ocorre no 2º ciclo de teste.

Na seqüência, o estudo do Titânio em 0,50mm de tensão (gráfico 5.8 e tabela 5.11).

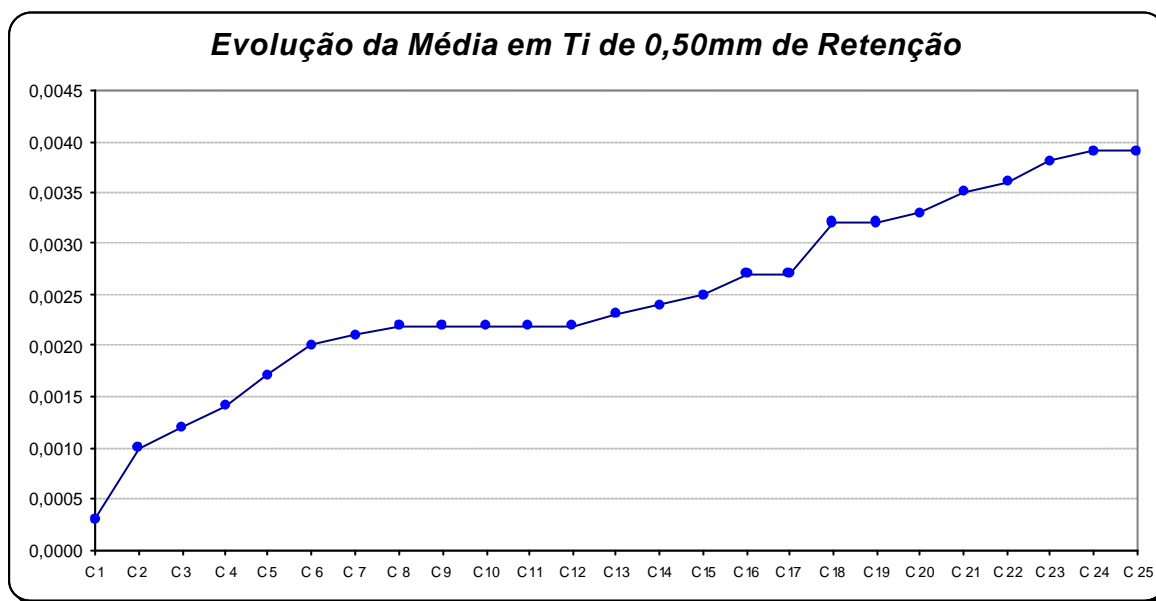


Gráfico 5.8 – Evolução da deformação do Ti para 0,50mm de retenção

Tabela 5.11 – Evolução das médias de deformação do Ti sobre retenção de 0,50mm

Ti 0,5mm	Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor
Ciclo 1	0,0003	0,0000	0,0005	10	0,0000	0,0006	
Ciclo 2	0,0010	0,0010	0,0008	10	0,0005	0,0015	
Ciclo 3	0,0012	0,0010	0,0006	10	0,0008	0,0016	
Ciclo 4	0,0014	0,0010	0,0005	10	0,0011	0,0017	
Ciclo 5	0,0017	0,0020	0,0005	10	0,0014	0,0020	
Ciclo 6	0,0020	0,0020	0,0000	10	- x -	- x -	
Ciclo 7	0,0021	0,0020	0,0003	10	0,0019	0,0023	
Ciclo 8	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 9	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	<0,001*
Ciclo 10	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 11	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 12	0,0022	0,0020	0,0004	10	0,0019	0,0025	
Ciclo 13	0,0023	0,0020	0,0005	10	0,0020	0,0026	
Ciclo 14	0,0024	0,0020	0,0005	10	0,0021	0,0027	
Ciclo 15	0,0025	0,0025	0,0005	10	0,0022	0,0028	
Ciclo 16	0,0027	0,0030	0,0005	10	0,0024	0,0030	
Ciclo 17	0,0027	0,0030	0,0005	10	0,0024	0,0030	

continua...

conclusão						
Ciclo 18	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036
Ciclo 19	0,0032	0,0030	0,0006	10	0,0028	0,0036
Ciclo 20	0,0033	0,0030	0,0007	10	0,0029	0,0037
Ciclo 21	0,0035	0,0040	0,0007	10	0,0031	0,0039
Ciclo 22	0,0036	0,0040	0,0008	10	0,0031	0,0041
Ciclo 23	0,0038	0,0040	0,0010	10	0,0032	0,0044
Ciclo 24	0,0039	0,0040	0,0009	10	0,0034	0,0044
Ciclo 25	0,0039	0,0040	0,0009	10	0,0034	0,0044

Averiguou-se que também existiu diferença média estatisticamente significativa entre os ciclos. A seguir, demonstração do quadro com os p-valores das comparações entre todos os ciclos para com o 1º (tabela 5.12).

Tabela 5.12 – Comparação dos p-valores, para o Ti sobre 0,50mm de retenção

Ciclos	p-valor
Ciclo 2	0,059*
Ciclo 3	0,024*
Ciclo 4	0,015*
Ciclo 5	0,008*
Ciclo 6	0,004*
Ciclo 7	0,004*
Ciclo 8	0,004*
Ciclo 9	0,004*
Ciclo 10	0,004*
Ciclo 11	0,004*
Ciclo 12	0,004*
Ciclo 13	0,005*
Ciclo 14	0,005*
Ciclo 15	0,004*
Ciclo 16	0,004*
Ciclo 17	0,004*
Ciclo 18	0,004*
Ciclo 19	0,004*
Ciclo 20	0,004*
Ciclo 21	0,004*
Ciclo 22	0,005*
Ciclo 23	0,005*
Ciclo 24	0,004*
Ciclo 25	0,004*

Para Titânio em 0,50mm de tensão, a diferença para com o 1º ciclo já ocorre no 2º ciclo de teste.

6 DISCUSSÃO

Neste estudo foram comparados grampos feitos em Ti e CoCr quando solicitados sob duas condições de retenção (0,25 e 0,50mm) para se definir o seu potencial de resistência à deformação permanente, aspecto importante do comportamento do retentor.

Ghani e Mahood (1990) observaram que os grampos feitos em CoCr apresentavam deformação plástica no primeiro mês de uso da prótese, e que após seis meses muitos já estavam comprometidos. De fato, a deformação permanente e a fratura do retentor extracoronário, historicamente, têm sido intercorrências importantes a subtrair da vida útil da prótese (ASGAR; TECHOW; JACOBSON, 1970; BATES, 1965a; BATES, 1965b; BATES, 1966; BOMBONATTI; GARLIPP; BARROS, 1968; IWAMA, 1985; MUZILLI, 2004).

Neste trabalho, não houve fratura em nenhum dos corpos-de-prova. É possível que este resultado se deva ao rigor experimental na confecção destes espécimes, pois, como observou Bates (1965a), quando os grampos são solicitados abaixo do limite de proporcionalidade do metal e na ausência de fatores modificadores, tais como falhas na estrutura do metal ou adelgaçamento não uniforme dos grampos, diminui-se a incidência de perdas por fadiga. Fato que foi corroborado por Iwama (1985), que também atribuiu a erros de processamento as fraturas dos grampos.

Aliás, parece consensual que a fratura dos retentores é conseqüência direta de tensões de fadiga na solicitação repetida durante o uso da prótese removível. Da mesma maneira, a literatura indica que certamente esta fadiga ocorrerá mais

rapidamente se existirem porosidades ou outras falhas em regiões do metal onde se manifestam tensões durante a ciclagem (CUCCI et al., 1990; HARCOURT, 1960; HARCOURT, 1961; IWAMA, 1985; LEWIS, 1977c; LEWIS, 1978; MELONCINI, 1996). Coerentes com estes preceitos, neste experimento foram retirados os espécimes que apresentaram irregularidades de superfície por meio de análise com aumento ou defeitos num exame radiográfico. Cabe ressaltar que as exclusões se deram, quase na totalidade, no grupo Ti.

As falhas estruturais relacionadas ao processo de fundição da liga podem ser ocasionadas pelo descumprimento das especificações das temperaturas de fusão da liga, do pré-aquecimento do anel, do aquecimento do cadinho, do resfriamento do anel, do pré-aquecimento do revestimento e do molde. Além destes fatores, também podem ser citados: ceroplastia incorreta dos elementos e condutos, eliminação incompleta da cera, tamanho incompatível do molde, diâmetro incorreto da câmara de reserva dos condutos de alimentação e a ocorrência de reações do metal com o molde refratário (IWANA, 1985; LEWIS, 1975; LEWIS, 1977a; LEWIS, 1977b; MELONCINI, 1996; MUTARELLI, 2000; RODRIGUES, 2001; TAIRA; MOSER; GREENER, 1989).

No intuito de se obter uma correta fundição do CoCr, além de serem observadas as especificações para ceroplastia e inclusão em revestimento, utilizou-se uma máquina de fundição por indução eletromagnética sob vácuo e atmosfera inerte de argônio, que possui a capacidade de fundir o metal com o arco voltaico, ou seja, sem a presença de chama. Apesar da técnica com chama maçarico ainda ser amplamente utilizada nos laboratórios comerciais e render estruturas satisfatórias em CoCr (ARRAIS, 1999; HARCOURT, 1960; LEWIS, 1977b), observou-se em outros trabalhos que esta técnica promove um maior número de falhas, podendo

inclusive favorecer a ocorrência de fraturas nos grampos, devido principalmente à presença de porosidades e falhas no metal fundido (IWAMA, 1985; MELONCINI, 1996). Desta forma, a tendência atual, quando se deseja obter fundições mais homogêneas e com melhores características, é a de se usar a fundição por indução eletromagnética sob atmosfera inerte de argônio (ONO, 2003; SILVA, 2000; VALLITTU; MIETTINEN, 1996).

Uma das vantagens da fundição por indução é que por ser feita de maneira automática, minimiza as falhas de ordem humana envolvidas no processo de obtenção da estrutura metálica (IWAMA, 1985). Outra vantagem deste tipo de fundição seria que a não utilização de chama evita a incorporação de carbono na liga durante seu aquecimento, o que, caso ocorresse, poderia causar alterações nas propriedades mecânicas destas (GIAMPAOLO et al., 1991a; HARCOURT, 1961; MUZILLI, 2004).

Se por um lado, observa-se uma grande melhoria na qualidade das fundições em CoCr, ainda são encontrados obstáculos para a correta fundição do Ti, como alta temperatura de fusão (aproximadamente 1.700°C) e alta reatividade em temperaturas superiores a 600°C . Desta forma, ainda se pesquisam revestimentos adequados para este fim, pois este material deveria ser capaz de suportar a alta temperatura de fusão do Ti sem reagir com o mesmo. Atualmente, sistemas que utilizam moldes em temperaturas baixas (aproximadamente 400°C) são os mais amplamente utilizados, porém esta diferença de temperatura entre o molde e o metal fundido acelera a solidificação do metal, facilitando o aparecimento de falhas na fundição (BESSING; BERGMAN, 1992; TAKAHASHI et al. 1990; THOMAS; LECHNER; MORI, 1997; WATANABE et al., 1997). Como o metal percorre os espaços vazios do revestimento pela diferença de pressão e por gravidade, outra

dificuldade estaria na baixa densidade do Ti que dificultaria o livre escoamento do metal, podendo não ocorrer o completo preenchimento do molde. Desta forma, o escoamento é dependente da permeabilidade do revestimento (MUZILLI, 2004; ONO, 2003).

O revestimento utilizado neste trabalho (Rematitan Plus), é apropriado para a fundição do titânio que, apesar de apresentar pouca permeabilidade, possibilitou uma fundição com poucas falhas. O comportamento homogêneo dos grampos fundidos em Ti, provavelmente, só ocorreu devido ao rígido respeito às especificações técnicas quanto à associação do tipo e temperatura do revestimento, pressão e disposição dos condutos de alimentação.

Outro detalhe na obtenção de grampos com características mais uniformes foi o de se utilizar a matriz de alumínio para a confecção dos corpos-de-prova em resina acrílica ao invés de padrões de cera, pois, como afirmaram Morris et al. (1983), a manipulação da cera gera modificações nas formas e medidas dos grampos, o que alteraria o seu comportamento. Com o mesmo intuito, não houve polimento dos espécimes já que, durante este procedimento, podem ser provocadas alterações dimensionais e estruturais do metal (MORRIS et al. 1983; MORRIS; BRUDVIK, 1986; MUZILLI, 1997; SILVA, 2000). Como acabamento, após a cuidadosa remoção de nódulos e rebarbas, foi feito apenas um jateamento com óxido de alumínio. Neste trabalho nenhum grampo de CoCr apresentou defeito no exame radiográfico, resultado semelhante ao de Victorin; Julin e Möllersten (1979), que encontraram defeitos nos braços de grampos em somente 1,2% das armações examinadas radiograficamente. Estudos mais recentes também não encontraram falhas significativas que pudessem prejudicar o comportamento de grampos de CoCr (MUTARELLI, 2004; ONO, 2003; RODRIGUES, 2001; TAKADA, 2003).

Por sua vez, as porosidades em grampos fundidos em Ti foram descritas por diversos autores (HERÖ; SYVERUD; WAARLI, 1993; HRUSKA; BORELLI, 1991), até porque, devido a sua baixa densidade, estas peças permitem uma inspeção radiográfica mais apurada com aparelhos de raio X odontológico em películas de uso rotineiro nos consultório (WICTORIN; JULIN; MÖLLERSTEN, 1979). Aliás, a possibilidade de detecção dos defeitos e porosidades é uma das grandes vantagens do Ti. Desta forma, neste trabalho, foram descartados os grampos que apresentaram algum tipo de defeito detectável quer no exame superficial quer no radiográfico. Esta seleção resultou na eliminação de 1 dos 40 de CoCr (2,5%) e 7 de Ti (17,5%). O exame radiográfico nos corpos-de-prova de CoCr foram prejudicados devido a alta densidade do metal (MORI et al., 1997), assim, o único grampo descartado foi eliminado por apresentar irregularidades superficiais. Estes resultados são compatíveis aos encontrados por Bridgeman et al. (1997) e Rodrigues (2001). Em outros trabalhos chegou-se a um índice de falhas de até 40% nos grampos de Ti (MORI et al., 1997).

Neste trabalho não foi observada a ocorrência de fraturas nos grampos de Ti e de CoCr, porém, na literatura, foi observado que existem resultados discrepantes quanto à ocorrência de fraturas de grampos confeccionados em ambos os materiais. Tal fato ocorre provavelmente em função das dificuldades de padronização nos testes devido aos inúmeros fatores influentes durante as fases de obtenção dos grampos até a realização dos testes. Vallittu e Kokkonen (1995) encontraram maior resistência à fadiga para o Ti em relação ao CoCr, já que os grampos de Ti fraturaram com 4.500 ciclos de flexão e os de CoCr com 2.500. Kotake et al. (1997) observaram a ocorrência da perda de retentividade e deformação permanente em grampos de Ti com menor número de ciclos, do que os grampos confeccionados em

CoCr. Outros trabalhos também observaram a presença de fraturas em grampos de Ti (THOMAS; LECHNER; MORI, 1997; AU et al., 2000). Porém, outros trabalhos, inclusive este, não relataram ocorrência de fraturas (MUTARELLI, 2000; ONO, 2003; RODRIGUES, 2001; TAKADA, 2003).

Desta forma, o rígido respeito às técnicas preconizadas durante o processo de fundição explica os resultados homogêneos no comportamento dos grampos, assim como o baixo índice de defeitos, sendo estes compatíveis aos trabalhos mais recentes que utilizaram as mesmas técnicas de fundição do Ti (MUZILLI, 2004; ONO, 2003; RODRIGUES, 2001; TAKADA, 2003).

Neste estudo foram utilizadas duas calibragens de retenção: 0,25mm e 0,50mm. A escolha da retenção de 0,25mm é óbvia, já que é a retenção indicada para os grampos feitos em liga de CoCr, e a retenção de 0,5mm é uma retenção estudada por vários autores, por considerarem estar presente clinicamente em grande número de casos (MELONCINI, 1996; MUZILLI, 1997; ONO, 2003; RODRIGUES, 2001). Um outro fator importante a ser considerado diz respeito ao desenho dos grampos. A maioria dos grampos teve seu desenho concebido para ser confeccionado em liga de ouro, que possui uma elasticidade próxima de 90GPa. Como um módulo similar pode ser conseguido com fundições em Ti (85 --105GPa), isto significaria que, pelo menos nominalmente, o Ti poderia substituir as ligas áureas a uma fração do seu custo e com vantagem em relação à rigidez dos grampos feitos em CoCr, além da possibilidade da utilização em áreas com maior retenção, evitando a excessiva rigidez dos grampos feitos em CoCr (THOMAS; LECHNER; MORI, 1997).

Os resultados deste estudo evidenciaram a ocorrência de deformação permanente em todos os grampos, sendo que os grampos fundidos em Ti

apresentaram maiores deformações do que os obtidos com liga de CoCr para ambas as retenções (0,25mm e 0,50mm). Observou-se que para a retenção de 0,25mm os grampos de CoCr marcadamente sofreram menos deformação permanente do que os de Ti, porém ao comparar-se os dois materiais sobre retenção de 0,50mm, observa-se que o comportamento destes materiais se manteve semelhante até os 2.500 ciclos, e que somente após isto ocorreu um comportamento ligeiramente superior do CoCr. Uma explicação para o fato seria que quando se trabalha com grampos de CoCr abaixo do seu limite de proporcionalidade, observa-se boa resistência à deformação permanente, porém quando se atua em áreas mais retentivas, a liga de CoCr, trabalhando mais próximo do seu limite de proporcionalidade, é passível de sofrer maior deformação plástica. Os grampos de Ti sofreram maiores deformações plásticas do que os de CoCr para ambas as retenções, apesar de se esperar um comportamento superior do Ti em relação ao CoCr, devido às excelentes características deste metal (alta ductilidade, módulo de elasticidade adequado, limite de proporcionalidade superior ao CoCr e boa resistência mecânica). Uma possível explicação para os valores encontrados, neste e em outros trabalhos, seria que devido à complexidade da sua técnica de fundição, não foi possível obter uma fundição livre de imperfeições (BAUER et al., 2002). Diversos autores (TAKAHASHI; ZHONG; OKAZAKI, 1993b; TAKAHASHI; ZHONG; MASAYUKI, 1993a; HERÖ; SYVERUD; WAARLI, 1993) verificaram a ocorrência de porosidade nas fundições de Ti devido às dificuldades técnicas destas. Hamanaka et al. (1989) afirmaram que as porosidades tendem a diminuir a elongação e a resistência do metal. Uma outra influência estaria ligada ao polimento, já que os grampos de Ti apresentam uma camada superficial de reação que não é removida apenas com o jateamento. Esta camada pode prejudicar a flexibilidade do grampo

(WANG; WELSCH; CEDENO, 1998). Alguns autores, ao realizar análises metalográficas da superfície do Ti fundido, observaram zonas de fragilidade superficiais que poderiam funcionar como zonas iniciadoras das fraturas e por tornar as fundições mais duras e frágeis (IDA et al., 1982; WATANABE et al., 1997). Além da fragilidade observada devido à camada superficial do Ti, o arranjo dos grãos também pode ser responsável pela diminuição da resistência dos grampos à fratura e à deformação permanente (BAUER et al., 2002; KOTAKE et al. 1997).

Ono (2003), em seu trabalho, com as retenções 0,50 e 0,75mm, também encontrou deformações permanentes dos grampos de Ti logo no início dos testes de tração, porém o autor não mediu a deformação permanente, e sim a diminuição da retentividade. Também Kotake et al. (1997) encontraram grande perda de retentividade dos grampos de Ti após testes de remoção-inserção. Porém Afzali, Maric e Fenton (1995), em testes de flexão, encontraram resultados superiores do Ti em comparação aos grampos de CoCr os quais, segundo os autores, sofreram endurecimento a frio. Outros autores (COSTA, 1999; MUTARELLI, 2000) encontraram resultados semelhantes entre grampos confeccionados em Ti e CoCr, quanto à perda de retentividade.

A possível explicação para os resultados deste e de outros trabalhos em que foram observados resultados inferiores quanto a maior ocorrência de deformação plástica para os grampos de Ti em relação aos de CoCr, relaciona-se menos às características inerentes aos metais estudados, mas é em grande parte devida às dificuldades e complexidade existentes durante o processo de fundição e da metodologia dos testes.

Apesar da grande evolução nos últimos anos, ainda são encontradas várias dificuldades e falhas nas fundições do Ti. Segundo Bessing e Bergman (1992), a

ocorrência destas falhas poderia estar relacionada à alta reatividade química do Ti em temperaturas elevadas, não apenas com a atmosfera circundante, mas, também, com o material do cadinho e o revestimento. Outras variáveis, como rugosidade superficial e adaptação das fundições, deveriam ser estudadas para que se chegasse a conclusões precisas sobre a fundibilidade do Ti nos diversos sistemas. Herö, Syverud e Waarli (1993), também observaram contaminação das fundições com o revestimento, além da dificuldade de preenchimento do molde, ressaltando que deveriam ocorrer melhorias nas técnicas de fundição para que o Ti pudesse ser utilizado rotineiramente. Bauer et al. (2002) também observaram que mesmo em fundições obtidas com todo rigor técnico, sempre ocorre uma contaminação na camada superficial do metal, variando de 60 a 350 μm . Assim, esta camada superficial do Ti fundido apresenta maiores valores de dureza e friabilidade, além de menor alongamento.

Desta forma, o presente trabalho concorda com as conclusões de Modaffore, Kliemann e Ferreira Jr. (2001), que afirmaram que o Ti é um material promissor para ser utilizado em PPR, e que em breve, deverá ocorrer o aperfeiçoamento dos métodos de fundição deste material, tornando-os mais baratos e eficazes.

Apesar da diferença encontrada no comportamento dos grampos ser estatisticamente significativa, evidenciando terem ocorrido maiores deformações nos grampos de Ti em relação aos de CoCr, é provável que não haja relevância clínica nestes resultados. Morris et al. (1983) consideraram que somente as deformações permanentes acima de 25 μm são clinicamente relevantes. Assim, a maior deformação encontrada neste trabalho (5 μm para o Ti), ainda esteve distante deste limite, e extrapolando-se para uma situação clínica, ainda teriam condições de proporcionar uma retentividade adequada à PPR.

Outro fato importante a ser observado é que, na imensa maioria dos trabalhos, os autores preocuparam-se mais com mensuração da força retentiva dos grampos e não com a magnitude da deformação permanente destes, já que a força de retenção é, em última instância, a principal finalidade dos grampos. Porém a literatura revela que existem inúmeros fatores que poderiam influenciar nestes resultados, dificultando sobremaneira a correta padronização dos testes para que os resultados sejam fidedignos. Dentre os fatores influentes podemos citar: comprimento, espessura, afilamento uniforme, grau de curvatura do braço, ângulo de convergência cervical, rugosidade superficial da ponta do grampo e da área retentiva, tipo de acabamento dos grampos, tratamento térmico sofrido pelos grampos tanto na fundição quanto no acabamento, módulo de elasticidade do metal e dureza do metal. Assim, neste trabalho, nos propusemos a observar de forma meticulosa a ocorrência e a magnitude das deformações permanentes sofridas pelos grampos, e não a mensuração da força de retenção destes.

O número de ciclos utilizado neste trabalho (12.500) pode ser considerado um número adequado, pois como Dixon, Tietge e Breeding (1992) salientaram em seu trabalho, se o paciente realiza um deslocamento da prótese 4 (quatro) vezes ao dia, nós teremos ao final de um ano o total de 2920 deflexões dos grampos, sem contar as tensões exercidas sobre estes durante a mastigação. Desta forma, ao final dos 12.500 ciclos teríamos um período compatível a 8 anos e meio de utilização destes aparelhos protéticos em condições normais.

7 CONCLUSÕES

Considerando-se a metodologia e os dispositivos experimentais utilizados, podemos afirmar após os testes que:

1. Os grampos confeccionados em CoCr e em Ti, não sofreram fraturas após 12.500 ciclos de inserção e remoção.
2. Todos os grampos sofreram algum grau de deformação plástica durante os testes.
3. Os grampos confeccionados em liga de CoCr sofreram menor deformação permanente do que os confeccionados em Ti, para retenções de 0,25 e 0,50mm.

REFERÊNCIAS¹

Afzali D, Maric B, Fenton A. Titanium RPD clasps performance. J Dent Res 1995;(74):227.

Akers PE. A new and simplified method of partial denture prosthesis. J Am Dent Assoc 1925;12(6):711-7.

Al-Mesmar HS, Morgano SM, Mark LE. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent 1999;82(1):15-21.

Applegate OC. Alloys for removable partial dentures- factors to be considered in choosing an alloy. Dent. Clin North Am 1960:583-90.

Arrais MJ. Estudo *in vitro* das alterações de retentividade do grampo a barra quando acionado contra superfícies de resina composta e de amálgama de prata. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

Asgar K, Techow BO, Jacobson JM. A new alloy for partial denture. J Prosthet Dent 1970;23(1):36-43.

Au AR, Lechner SK, Thomas CJ, Mori T, Chung P. Titanium for removable dentures (III): 2-Year clinical follow-up in an undergraduate programme. J Oral Rehab 2000;27(11):978-84.

Bates JF. Cast clasps for partial dentures. Int Dent J 1963;13(4):610-4.

Bates JF. The mechanical properties of the cobalt-chromium alloys and their relation to partial denture design. Br Dent J 1965b;119(9):389-96.

Bates JF. Studies on the retention on cobalt-chromium partial dentures. Br Dent J 1968;125(3):97-102.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo bases de dados MEDLINE.

Bates JF. Studies related to the fracture of partial dentures. Br Dent J 1965a;118(12):532-7.

Bates JF. Studies related to the fracture of partial dentures. The functional strain in cobalt-chromium dentures: a preliminary report. Br Dent J 1966;120(2):79-83.

Bates JF. Retention of cobalt-chromium partial dentures. Br Dent J 1980;125(12):171-4.

Bauer JRO, Schroeder M, Loguercio AD, Filho LER, Muench A. Titânio e ligas de titânio: propriedades e técnicas de fundição. RPG 2002;9(2):179-85.

Beck HO. Alloys for removable partial dentures. Advantages of gold alloys. Dent Clin North Am 1960:591-6.

Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. Swed Dent J 1992;16(3):109-13.

Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent 1991;65(3):309-15.

Bombonatti BE, Garlipp AO, Barros LE. Resistência a flexões sucessivas de ligas de cromo-cobalto. Rev Assoc Paul Cir Dent 1968;2(6):303-7.

Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, Benson BW. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. J Prosthet Dent 1997;78(2):187-93.

Brudvik JS, Morris HF. Stress-relaxation testing. Part III: Influence of wire alloys, gauges, and lengths on clasp behavior. J Prosthet Dent 1981;46(4):374-9.

Christensen GJ. Making better removable partial dentures. J Am Dent Assoc 1995;126(7):1041-4.

Costa SC. Análise comparativa da capacidade retentiva de grampos tipo "T" usados em prótese parcial removível em armações de titânio e cobalto-cromo [Tese de Doutorado] Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru da USP; 1999.

Cucci ALM, Fuller JB; Gianpaolo ET, Leonardi P. Fadiga de grampos de retenção em prótese parcial removível. Efeito de ligas, espessura e técnicas de fusão. Parte I. Rev Odontol UNESP 1990;19(1):245-50.

Dharmar S, Rathnasamy J, Swaminathan TM. Radiographic and metallographic evaluation of porosity defects and grain structure of cast chromium-cobalt removable partial denture. J Prosthet Dent 1993;69(4):216-26.

Dixon DL, Tietge JD, Breeding LC. Wear of I-bar clasps and porcelain laminate restorations. Int J Prosthodont 1992;5(1):28-33.

Douglass CW. Future needs for dental restorative materials. Adv Dent Res 1992;6:4-6.

Dresch IJ. Fundamentals in cast clasp construction. Dent Dig 1924;30(1):149-52.

Earnshaw R. Cobalt-chromium alloys in Dentistry. Br Dent J 1956;101(3):67-75.

Fenton AH, Afzali D. Accuracy of titanium RPP castings [abstract 1242]. J Dent Res 1996;75:166.

Firtell DN. Effect of clasp design upon retention of removable partial dentures. J Prosthet Dent 1968;20(1):43-52.

Freitas R, Bonachela WC, Vieira LF, Salvador MCG, Pedreira APRV. Retentividade de grampos "T" e "I" aplicados em esmalte, amálgama e resina composta, em PPR. Rev Assoc Paul Cir Dent 2002;56(6):460-4.

Giampaolo ET, Leonardi P, Cucci ALM, Fuller JB. Grampos de retenção para prótese parcial removível. Análise da resistência à flexão em função de grampos, ligas e técnicas de fusão. Rev Odontol UNESP 1991a;20(1):285-92.

Giampaolo ET, Leonardi P, Cucci ALM, Fuller JB. Grampos de retenção para prótese parcial removível. Análise da resistência à flexão em função de grampos, ligas e técnicas de fusão. Rev Odontol UNESP 1991b;20(1):293-8.

Girardot RL. History and development of partial denture design. J Am Dent Assoc 1941;28(9):1399-408.

Hamanaka H, Dói H, Yoneyama T, Okuno O. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. J Dent Res 1989;68(11):1529-33.

Harcourt HJ. Fractures of cobalt-chromium castings. Br Dent J 1961;110(2):43-50.

Harcourt HJ. An investigation into oxy-acetylene melting of chrome-cobalt alloys and its effect on surface texture and homogeneity in castings. Br Dent J 1960;108(4):139-46.

Herö H, Syverud M, Waarli M. Mold filling and porosity in castings of titanium. Dent Mat 1993;9(1):15-8.

Hruska AR, Borelli P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated casting. J Prosthet Dent 1991;66(4):561-5.

Ida K, Togaya T, Tsutsumi S, Takeumi M. Effect of magnesia investments in dental castings of pure titanium or titanium alloys. Dent Mater J 1982;1(1):8-21.

Iwama CY. Verificação da deformação e fratura de grampos circunferenciais em ligas cromo-cobalto [Tese de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1985.

Iwama CY, Preston JD. Cobalt-Chromium-Titanium alloy for removable partial dentures. Int J Prosthodont 1997;10(7):309-17.

Johnson WA. A comparison of cobalt-chromium alloys and yellow and white gold alloys. Dent Pract 1957;8(1):8-12.

Kabcenell JL. Effective clasping of removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1962;12(1):104-10.

Keltjens HMAM, Mulder J, Käyser AF, Creugers NHJ. Fit of direct retainers in removable partial dentures after 8 years of use. *J Oral Rehabil* 1997;24(2):138-42.

Könönen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removal partial denture used for patient allergic to others metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):4-7.

Kotake M, Wakabayashi N, Ai M, Yoneyama T, Hamanaka H. Fatigue Resistance of titanium-nickel alloy cast clasps. *Int J Prosthodont* 1997;10(6):547-52.

Lassila LVJ, Vallittu PK. Effect of water and artificial saliva on the low cycle fatigue resistance of cobalt-chromium dental alloy. *J Prosthet Dent* 1998;80(6):708-13.

Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993;43(3):245-53.

Lewis AJ. The effect of variations in mould temperature, metal temperature and mould size on the development of internal porosity in cast structures. *Aust Dent J* 1977a;22(4):243-6.

Lewis AJ. The effect of variations in the technique of metal fusion on the development of internal porosity in cast structures. *Aust Dent J* 1977b;22(5):356-9.

Lewis AJ. Failure of removable partial denture castings during service. *J Prosthet Dent* 1978;39(2):147-9.

Lewis AJ. The influence of the refractory investment on the development of porosity in cast structures. *Aust Dent J* 1977c;22(6):455-7.

Lewis AJ. Microporosity in casting alloys. *Aust Dent J* 1975;20(3):161-6.

Low D, Best H, Mori T. An experimental model for the assessment of titanium denture casting techniques 1994;13(1):103-9.

Marei MK. Measurement (in vitro) of the amount of force required to dislodge specific clasps from different depths of undercut. J Prosthet Dent 1995;74(3):258-63.

Marchini L, Montenegro FLB, Cunha VPP, Santos JFF, Brunetti RF. Considerações protéticas na terceira idade. Rev EAP/APCD 2001;2(2):19-22.

Meloncini MA. Retenção de grampos circunferenciais de próteses removíveis em função dos tipos de liga, grampos, dentes e número de ciclos de flexão [Tese de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1996.

Mjör IA, Christensen GJ. Assessment of local side effects of casting alloys. Quintessence Int 1993;24(5):343-51.

Modaffore PM, Kliemann C, Ferreira jr PA. Liga metálica de titânio: uma nova alternativa na confecção das armações em prótese parcial removível? PCL 2001;3(15):421-30.

Mori T, Togaya T, Jean-Louis M, Yabugami M. Titanium for removable dentures. I. Laboratory procedures. J Oral Rehab 1997;24(5):338-41.

Morris HF, Brudvik JS. Influence of polishing on cast properties. J Prosthet Dent 1986;55(1):75-7.

Morris HF, Asgar K, Tillitson E. Stress-relaxation testing. Part I: A new approach to the testing of removable partial denture alloys, wrought wires, and clasp behavior. J Prosthet Dent 1981;46(2):133-41.

Morris HF, Asgar K, Brudvik JS, Winkler S, Roberts EP. Stress-relaxation testing Part IV: Clasp pattern dimensions and their influence on clasp behavior. J Prosthet Dent 1983;50(3):319-26.

Mutarelli PS. Estudo *in vitro* da deformação e fadiga de grampos circunferenciais de prótese parcial removível, fundidos em liga de cobalto cromo e em titânio comercialmente puro [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Muzilli CA. Avaliação da retenção de grampos circunferenciais de Akers e por ação de ponta - tipo "7" - fundidos em três diferentes ligas, fraturados e soldados a laser [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Muzilli CA. Estudo da retenção e abertura de grampos em “I” de Roach [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1997.

Nesbett NB. A simple form of removable bridgework with cast clasps. Dent Cosmos 1918;60(3):204-9.

Ono G. Comparação da força de resistência à remoção de grampos circunferenciais simples confeccionados em titânio comercialmente puro com grampos em cobalto cromo simulando três anos de uso [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Parajara F, Guzzo F. Sim, é possível envelhecer saudável. Rev Assoc Paul Cir Dent 2000;54(2):303-10.

Peyton FA. Flexure fatigue studies of cast dental gold alloys. J Am Dent Assoc 1934;21(3):394-415.

Reisbick MH, Caputo AA. Crutanium: a partial denture alloy containing Titanium. J Dent Res 1973;52(1):1162.

Reisbick MH, Caputo AA. Influence of loading rates on mechanical properties of cobalt-chromium alloys. Br Dent J 1975;138(8):295-8.

Roach FE. Importance and scope of dental prosthesis and the fundamental principles of clasp construction. Pacific Dent Gazete 1920;28(1):1-8.

Rodrigues RCS. Estudo comparativo da força de inserção e remoção de grampos circunferenciais de prótese parcial removível obtidos em titânio e ligas de cobalto-cromo [Dissertação de Mestrado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Silva EP. Estudo dos efeitos da variação da fonte de fusão sobre a força de retenção de grampos circunferenciais para prótese parcial removível obtidos em ligas de cobalto-cromo [Dissertação de Mestrado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Snyder HA, Duncanson MG. The effect of clasp form on permanent deformation. *Int J Prosthodont* 1992;5(4):345-50.

Taggard WH. A new and accurate method of making gold inlays. *Dent Cosmos* 1907;49(11):1117-21.

Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ni-Ti alloys for dental castings. *J Dent Mater* 1989;5(1):45-50.

Takada KS. Estudo comparativo das forças de tração de grampos a barra tipo T de Roach fundidos em cobalto-cromo e titânio [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Takahashi J, Zhong J, Masayuki O. Castability and surface hardness of titanium cast plates obtained from experimental phosphate-bonded silica investment molds. *Dent Mater J* 1993a;12(2):238-44.

Takahashi J, Zhong J, Okazaki M. Effect of casting methods on castability of pure titanium. *Dent Mater J* 1993b;12(2):245-52.

Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager EP, Lin JHC, Moser JB, Greener EH. Casting pure titanium into commercial phosphate-bonded SiO investment molds. *J Dent Res* 1990;69(2):1800-5.

Thomas CJ, Lechner S, Mori T. Titanium for removable dentures. II. Two-year clinical observations. *J Oral Rehab* 1997;24(6):414-8.

Vallitu PK, Kokkonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *J Prosthet Dent* 1995;74(4):412-9.

Vallitu PK, 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* 1996;75(3):332-6.

Vandenbrink JP, Wolfaardt JF, Faulkner MG. A comparison of various removable partial denture clasp materials and fabrication procedure for placing clasps on canine and premolar teeth. *J Prosthet Dent* 1993;70(2):180-8.

Vidovic Y, Chung HGP, Mori T. Enhancement of a titanium frame model: Mold temperature and spruing factors. *Dent Mat J* 1995;14(2):256-62.

Wakabayashi N, Ai M. A short-term clinical follow-up study of superelastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1997;77(6):583-7.

Wang RR, Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium casting. *J Prosthet Dent* 1993;70(3):275-6.

Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of literature. *Quintessence Int* 1996;27(6):401-8.

Wang RR, Welsch GE, Cedeno MC. Interfacial reactions of cast titanium with mold materials. *Int J Prosthodont* 1998;11(1):33-43.

Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):351-79.

Watanabe L, Watkins JH, Astuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on quality of titanium casting *J Dent Res* 1997;76(3):773-9.

Victorin L, Julin P, Möllersten L. Roentgenological detection of casting defects in cobalt-chromium alloy frameworks. *J Oral Rehabil* 1979;6(2):137-46.

Zavanelli RA, Henriques GEP, Ferreira I, Rollo JMDA. Corrosion-fatigue life of commercially pure and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet Dent* 2000;84(3):274-9.

APÊNDICE A – Resultados da medição da distorção em mm dos grampos de CoCr e Ti sobre áreas
retentivas de 0,25mm

	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10
	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr
	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25
Ciclos	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção
X 500										
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0,001	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0,001	0	0,001	0	0,001	0	0	0	0	0
3	0,001	0	0,001	0	0,001	0	0,001	0	0	0
4	0,001	0	0,001	0	0,001	0	0,002	0	0,001	0
5	0,002	0	0,001	0	0,001	0,002	0,002	0	0,002	0
6	0,002	0,001	0,001	0	0,001	0,002	0,002	0	0,002	0
7	0,002	0,001	0,001	0	0,001	0,002	0,002	0	0,002	0
8	0,003	0,001	0,001	0	0,001	0,002	0,002	0	0,002	0
9	0,003	0,001	0,002	0,001	0,001	0,002	0,002	0	0,002	0
10	0,003	0,001	0,002	0,001	0,001	0,002	0,002	0	0,002	0
11	0,003	0,001	0,002	0,001	0,001	0,003	0,002	0,001	0,003	0
12	0,003	0,002	0,002	0,001	0,002	0,003	0,002	0,001	0,003	0
13	0,003	0,002	0,002	0,001	0,002	0,003	0,002	0,001	0,003	0
14	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,003	0,003	0,001	0,003	0
15	0,003	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,003	0,001	0,003	0
16	0,003	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,003	0,001	0,003	0
17	0,003	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,003	0,001	0,003	0
18	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,003	0,001	0,003	0
19	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
20	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
21	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
22	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
23	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
24	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,004	0,001	0,003	0,001
25	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,004	0,001	0,003	0,001

APÊNDICE B – Resultados da medição da distorção em mm dos grampos de CoCr e Ti sobre áreas retentivas de 0,25mm

	CP11	CP12	CP13	CP14	CP15	CP16	CP17	CP18	CP19	CP20
	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr
	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25
Ciclos X 500	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0,001	0	0,002	0	0	0	0	0
3	0	0	0,001	0	0,002	0	0,001	0	0	0
4	0	0	0,002	0	0,002	0	0,002	0	0,001	0
5	0,002	0	0,002	0	0,002	0,001	0,002	0	0,002	0
6	0,002	0	0,002	0	0,002	0,001	0,002	0	0,002	0
7	0,002	0	0,002	0	0,002	0,001	0,002	0	0,002	0
8	0,002	0	0,002	0	0,002	0,001	0,002	0	0,002	0
9	0,002	0	0,002	0,001	0,002	0,001	0,002	0	0,002	0
10	0,002	0	0,002	0,001	0,002	0,001	0,002	0	0,002	0
11	0,002	0,001	0,002	0,001	0,002	0,001	0,002	0,001	0,003	0
12	0,002	0,002	0,002	0,001	0,002	0,001	0,002	0,001	0,003	0
13	0,002	0,002	0,002	0,001	0,002	0,001	0,002	0,001	0,003	0
14	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001	0,003	0,001	0,003	0
15	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,001	0,003	0,001	0,003	0,001
16	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
17	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
18	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
19	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
20	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
21	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
22	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
23	0,002	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,003	0,001	0,003	0,001
24	0,002	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,004	0,001	0,003	0,002
25	0,002	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,004	0,001	0,003	0,002

APÊNDICE C – Resultados da medição da distorção em mm dos grampos de CoCr e Ti sobre áreas retentivas de 0,50mm.

	CP21	CP22	CP23	CP24	CP25	CP26	CP27	CP28	CP29	CP30
	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr
	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50
Ciclos	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção
X 500										
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0,001	0	0	0,001	0	0	0,001	0
2	0,002	0	0,001	0	0	0,002	0,001	0,001	0,001	0
3	0,002	0,001	0,001	0	0,001	0,002	0,001	0,001	0,001	0
4	0,002	0,001	0,001	0	0,001	0,002	0,002	0,001	0,001	0
5	0,002	0,001	0,001	0	0,002	0,002	0,002	0,001	0,001	0
6	0,002	0,001	0,002	0,001	0,002	0,002	0,002	0,001	0,002	0
7	0,002	0,001	0,002	0,001	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
8	0,003	0,001	0,002	0,001	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
9	0,003	0,001	0,002	0,001	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
10	0,003	0,001	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
11	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
12	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
13	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
14	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
15	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
16	0,003	0,003	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,001
17	0,003	0,003	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,001
18	0,003	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,001
19	0,003	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,001
20	0,003	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,001
21	0,004	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,001
22	0,004	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,002
23	0,005	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,003	0,002
24	0,005	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002
25	0,005	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002

APÊNDICE D – Resultados da medição da distorção em mm dos grampos de CoCr e Ti sobre áreas retentivas de 0,50mm.

	CP31	CP32	CP33	CP34	CP35	CP36	CP37	CP38	CP39	CP40
	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr	Ti	Co-Cr
	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50
Ciclos	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção	Distorção
X 500										
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0,001	0	0	0,001	0	0	0	0
2	0,002	0	0,001	0	0	0,002	0	0,001	0,002	0
3	0,002	0,001	0,001	0	0,001	0,002	0	0,001	0,002	0
4	0,002	0,001	0,001	0,001	0,001	0,002	0,001	0,001	0,002	0,001
5	0,002	0,001	0,001	0,001	0,002	0,002	0,002	0,001	0,002	0,001
6	0,002	0,001	0,002	0,001	0,002	0,002	0,002	0,001	0,002	0,001
7	0,002	0,001	0,002	0,001	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
8	0,002	0,001	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
9	0,002	0,001	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,001
10	0,002	0,001	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
11	0,002	0,001	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
12	0,002	0,001	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
13	0,002	0,001	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
14	0,003	0,001	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
15	0,003	0,001	0,002	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002	0,002	0,002
16	0,003	0,001	0,002	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002
17	0,003	0,001	0,002	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002
18	0,003	0,001	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002	0,004	0,002
19	0,003	0,001	0,004	0,002	0,003	0,002	0,003	0,002	0,004	0,001
20	0,003	0,001	0,004	0,002	0,003	0,002	0,004	0,002	0,004	0,002
21	0,004	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,004	0,002	0,004	0,002
22	0,004	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,004	0,002	0,005	0,002
23	0,005	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,004	0,004	0,005	0,002
24	0,005	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,004	0,004	0,005	0,002
25	0,005	0,003	0,004	0,002	0,003	0,002	0,004	0,004	0,005	0,002