



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

JOSÉ EVERALDO DE AQUINO SOUZA

RETENÇÃO DE GRAMPOS CIRCUNFERENCIAIS ASSOCIADOS A
RETENTORES INTRA-RADICULARES COM ENCAIXE ERA
UTILIZADOS EM *OVERDENTURES* PARCIAIS REMOVÍVEIS

GOIÂNIA
2008

JOSÉ EVERALDO DE AQUINO SOUZA

RETENÇÃO DE GRAMPOS CIRCUNFERENCIAIS ASSOCIADOS A
RETENTORES INTRA-RADICULARES COM ENCAIXE ERA
UTILIZADOS EM *OVERDENTURES* PARCIAIS REMOVÍVEIS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Odontologia da Faculdade de Odontologia da
Universidade Federal de Goiás para obtenção do título de
Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Alexandre Zavanelli

Goiânia
2008

José Everaldo de Aquino Souza

Retenção de grampos circunferenciais associados a retentores intraradiculares com encaixe ERA utilizados em *overdentures* parciais removíveis.

Dissertação defendida e aprovada em 18/07/08, pela Banca Examinadora constituída por:

Prof. Dr. Ricardo Alexandre Zavanelli

Presidente da Banca Examinadora e Orientador

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás

Prof. Dr. Adérico Santana Guilherme

Membro da Banca Examinadora

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás

Prof^ª. Dr^ª. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli

Membro da Banca Examinadora

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

DEDICATÓRIA

À Deus, que me deu força e saúde nos momentos mais difíceis desta caminhada;

Aos meus pais José Everaldo e Maria Vieira, e ao meu irmão Marcus Vinícius, sinônimos de amor incondicional, pelo incentivo e sacrifício na minha formação, minha eterna gratidão;

À minha esposa Sílvia, por seu amor, companheirismo e compreensão em todos os momentos;

À nossa filhinha Beatriz, nosso presente de Deus;

À minha cunhada Deise e aos meus afilhados Maria Eduarda e Enzo, pelo amor compartilhado em família;

Aos meus sogros Mário e Teresa, pelo carinho e apoio constante,

dedico este trabalho.

MEU ESPECIAL AGRADECIMENTO

Ao Prof. Dr. Ricardo Alexandre Zavanelli, orientador deste trabalho, pela amizade e confiança depositada na minha pessoa. Pelos ensinamentos, paciência, dedicação e pela forma inteligente que conduziu os meus passos durante a Pós-Graduação. Minha grande admiração pela sua capacidade profissional.

Meu especial e eterno agradecimento.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), pela acessibilidade apresentada no 14º Congresso Internacional de Odontologia de Goiânia, pela recepção e atenção em Ribeirão Preto, pela gentil permissão para o uso do laboratório de pesquisa da instituição, pela confiança em mim depositada e pelas valiosas sugestões no trabalho;

À Prof^ª. Dr^ª. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), pela recepção em Ribeirão Preto, pela constante atenção e pelas imprescindíveis contribuições para a realização deste estudo;

Ao Laboratório Acadêmico de Prótese de Goiânia, em especial ao técnico em prótese dentária Mauro Botosso Júnior, pelo apoio técnico laboratorial na fase da metodologia da pesquisa,

meus sinceros agradecimentos.

AGRADECIMENTOS

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Goiás (FAPEG) pelo apoio financeiro do presente estudo;

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás (FO-UFG), na pessoa do Prof. Dr. Cláudio Rodrigues Leles, coordenador do Programa de Pós- Graduação em Odontologia, pela realização deste ideal;

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), na pessoa do Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon, chefe do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela gentil permissão para o uso dos laboratórios de pesquisa da instituição;

À Engenheira Ana Paula Macedo, pelo constante suporte técnico no laboratório de pesquisa da FORP-USP;

À Sterngold Implamed do Brasil, em especial ao gerente comercial Daniel Souza e a vendedora Cleusa Aparecida Burdin, pelo apoio dos materiais fabricados pela empresa e utilizados na pesquisa;

À Dental Adelar, em especial ao proprietário Paulo Eduardo Ferreira Adelar, pelo apoio dos materiais disponíveis e utilizados na pesquisa;

À Dental Centro-Oeste, em especial ao proprietário Valdimar Gomes de Oliveira, pelo apoio dos materiais disponíveis e utilizados na pesquisa;

À Dental Goiânia, em especial ao proprietário João Degrande, pelo apoio dos materiais disponíveis e utilizados na pesquisa;

Ao Laboratório de Prótese Odontológica Vaiazzi de São Paulo, pelo apoio durante a fase de metodologia da pesquisa;

À Farmácia-Ensino da Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FCFRP-USP), na pessoa da Farmacêutica Cristina, pela confecção e doação da saliva artificial para a pesquisa;

Aos professores da disciplina de Materiais Dentários aplicados a Clínica Odontológica, Dr. Adérico Santana Guilherme e Dr. Gersinei Carlos de Freitas, pelas valiosas contribuições no projeto de pesquisa;

A todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da FO-UFG, que tanto contribuíram para minha formação;

A todos os meus colegas do curso de Mestrado em Odontologia da FO-UFG, pela agradável convivência e que também muito contribuíram para a minha formação;

A todos os alunos da Pós-Graduação da FORP-USP, em especial à aluna do doutorado Adriana Cláudia Lapria Faria, pela sadia troca de experiências e agradável convivência no laboratório de pesquisa;

A todos os funcionários da FO-UFG, em especial a Gláucia Terra e Silva e ao Fábio Alves Neto, do Programa de Pós-Graduação em Odontologia;

A todos os funcionários da FORP-USP, em especial ao Odair Rosa da Silva, José de Godoi Filho, Paulo Frighetto e Ana Paula Xavier pelo constante apoio durante minha permanência em Ribeirão Preto;

À Talladium do Brasil, em especial ao técnico Luiz Fernando Filther, pelo suporte técnico dos materiais fabricados pela empresa e utilizados na pesquisa,

meus sinceros agradecimentos.

"A coisa mais indispensável a um homem é reconhecer o uso que deve fazer do seu próprio conhecimento."

Platão

RESUMO

RESUMO

As *overdentures* (sobredentaduras) podem ser definidas como próteses removíveis totais ou parciais, que cobrem raízes ou implantes osseointegrados reabilitando toda a dentição. A retenção mecânica nas *overdentures* parciais removíveis (OPRs) é obtida por meio da utilização combinada de grampos fundidos e encaixes. Este princípio biomecânico é de grande importância, visto que está intimamente relacionado com o comportamento e o desempenho clínico em longo prazo das próteses e conseqüentemente, com o conforto e satisfação dos pacientes. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a retenção de estruturas com grampos circunferenciais simples associadas a retentores intra-radulares com encaixe do tipo ERA (Extra coronal Resilient Attachment, Sterngold Implamed, Attleboro, EUA) em função dos metais à base de cobalto-cromo (Co-Cr), titânio comercialmente puro (Ti cp) e níquel-cromo com titânio (Ni-Cr com Ti), dos contornos retentivos de 0,25mm e 0,75mm e em função do tempo de uso em cada período simulatório (inicial, 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos). A partir de matrizes metálicas representativas de uma hemi-arcada inferior direita parcialmente desdentada com as presenças da coroa do primeiro molar, raiz do canino e com os pré-molares ausentes, foram confeccionadas 60 estruturas metálicas sendo obtidos 3 grupos de cada metal e subgrupos representativos dos contornos retentivos de 0,25mm e 0,75mm do grampo circunferencial (perfazendo 10 amostras por subgrupo). Foram confeccionadas bases protéticas sobre o espaço protético e raiz do canino que ancoraram os encaixes e estes receberam as cápsulas retentivas de cor cinza do sistema. Previamente aos ensaios mecânicos, exames radiográficos das estruturas em Ti cp foram realizados para detectar possíveis defeitos de fundição que pudessem inviabilizar o uso posterior. Em seguida, as amostras foram ensaiadas mecanicamente simulando movimentos de inserção e remoção da estrutura utilizando uma máquina de ensaios projetada na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (Máquina de Ensaios, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil), representando o uso simulado de 5 anos. Para simular as condições intrabuciais e realizar os ensaios, um dispositivo preenchido com saliva artificial foi adaptado ao simulador. Os dados de força retentiva foram registrados e submetidos à análise de regressão linear e à análise de variância (ANOVA) para aferir a presença ou não de diferenças estatisticamente significativas e aplicado o teste de Tukey à 5% de probabilidade para comparação das diferenças entre os grupos e subgrupos. As amostras dos grupos em Ni-Cr com Ti e Co-Cr obtiveram as maiores médias de retenção com diferenças estatisticamente significantes para as amostras do grupo em Ti cp que obtiveram as menores médias de retenção em todos os períodos de tempo analisados. Para os grupos das amostras em Ni-Cr com Ti e Co-Cr não houve diferença de retenção estatisticamente significativa entre os tempos analisados independente dos contornos retentivos ($p > 0,05$). No grupo das amostras em Ti cp houve diferença de retenção estatisticamente significativa entre os tempos analisados apenas para as amostras do subgrupo com contorno retentivo de 0,75mm ($p < 0,05$). As amostras em Ni-Cr com Ti e em Co-Cr com contorno retentivo de 0,75mm apresentaram as maiores médias de retenção e as amostras em Co-Cr com contorno retentivo de 0,25mm apresentaram retenções médias intermediárias entre os desenhos biomecânicos em todos os períodos de tempo analisados. As amostras em Ti cp com contorno retentivo de 0,25mm apresentaram as menores médias de retenção até o segundo ano de análise e as amostras em Ti cp com contorno retentivo de 0,75mm apresentaram as menores médias de retenção do terceiro ao quinto ano de análise. Os grampos circunferenciais fundidos em Ti cp utilizados em contornos retentivos de 0,75mm tem um risco potencial de fraturas, principalmente após o 2º ano de uso.

PALAVRAS-CHAVE: Prótese Parcial Removível. Grampos Dentários. Encaixe de Precisão de Dentadura.

ABSTRACT

ABSTRACT

The overdentures can be defined as total or partial removable dentures that cover root or osseointegrated implants rehabilitating the whole dentition. The mechanical retention in the removable partial overdentures (RPOs) is obtained through the use of cast clasps and attachments. This biomechanical principle has a great importance, since is inwardly associated with long term behavior and clinical performance of prosthesis and consequently, with comfort and satisfaction of the patients. So, the aim of this study was to assess the retention of metallic framework with simple circumferential clasps associated intraradicular retainer with attachment type ERA (Extra coronal Resilient Attachment, Sterngold Implamed, Attleboro, EUA) in function of the metals based cobalt-chromium alloy (Co-Cr), titanium commercially pure (Ti cp) and nickel-chromium with titanium alloy (Ni-Cr with Ti), of the retentive undercuts of 0,25mm and 0,75mm and in function of the time of use in each simulated period (initial, 6 months, 1, 2, 3, 4 e 5 years). Through of metallic matrices representing a partially edentulous mandibular right hemi-arch segment constituted by the crown of the first molar, root of the inferior canine and with the absent of the premolars, were made 60 metallic frameworks being obtained 03 groups of each metal and subgroups representative of the 0,25mm and 0,75mm retentive undercuts of the circumferential clasp (totalizing 10 samples in each subgroup). Acrylic denture bases were constructed on the denture space and on the canine root that anchored the attachments and these received retentive capsules in the gray color of the system. Previously the mechanic tests, radiographic exams of the Ti cp frameworks were realized with the aim of detecting possible casting defects that could avert the posterior use. Next, the samples were mechanically tested simulating the insertion and removal of the framework using the testing apparatus designed at the Ribeirão Preto School of Dentistry (Testing apparatus, São Paulo University, Ribeirão Preto, Brazil), representing 5 years of simulated used. To simulate the intraoral conditions and realize the tests, a gadget fulfilled with artificial saliva was adapted in the testing apparatus. The retentive force data were recorded and submitted linear regression analysis and analysis of variance (ANOVA) to gauge a presence or not of significant differences and applied the Tukey complementary test 5% to comparison of the differences between the groups and subgroups. The groups of Ni-Cr with Ti and Co-Cr samples obtained most retentive mean with significant differences to group of Ti cp samples that obtained least retentive mean in every periods of time analyzed. To groups Ni-Cr with Ti and Co-Cr samples there was not significant difference of retention between the times analyzed free-standing of retentive undercuts ($p > 0,05$). In the group Ti cp samples there was significant difference of retention between the times analyzed just to subgroup samples with 0,75mm undercuts ($p < 0,05$). The Ni-Cr with Ti and Co-Cr samples with 0,75mm undercuts presented the most retentive mean and the Co-Cr samples with 0,25mm undercuts presented retention mean intermediate between biomechanical design in every periods of time analyzed. The Ti cp samples with 0,25mm undercuts presented the least retentive mean until second year of the analyze and the Ti cp samples with 0,75mm undercuts presented the least retentive mean of third until fifth year of the analyze. The circumferential clasps casting in Ti cp used in 0,75mm undercuts have potential risk of fractures, mainly after the 2^o year of use.

PALAVRAS-CHAVE: Removable Partial Denture. Dental Clasps. Denture Precision Attachment.

LISTAS

LISTAS

A- LISTA DE FIGURAS

4.1-	A) Vista oclusal da matriz representativa da hemi-arcada inferior direita. B) Vista vestibular da matriz com contorno retentivo de 0,25mm. C) Vista lingual da matriz.....	64
4.2-	A) Vista vestibular do equador protético obtido com a ponta calibradora de 0,25mm. B) Vista lingual do casquete dos planos-guia mesial e lingual obtidos.....	65
4.3-	A) Vista oclusal dos padrões em cera. B) Vista inferior da base da matriz, evidenciando a região aliviada.....	66
4.4-	A) Colocação do componente fêmea do encaixe do sistema ERA® com auxílio do delineador e mandril de paralelismo ERA®. B) Vista oclusal, das matrizes de 0,25mm e 0,75mm. C) Retentores intra-radiculares com os componentes fêmeas.....	67
4.5-	A) Vista oclusal do retentor cimentado na matriz com contorno retentivo de 0,25mm. B) Vista vestibular. C) Vista lingual.....	68
4.6-	A) Vista oclusal da matriz com alívio para duplicação em revestimento. B) Vista vestibular. C) Vista lingual.....	69
4.7-	Molde obtido com silicone para duplicação do tipo Silicone Master (Talladium do Brasil).....	69
4.8-	A) Vista vestibular dos modelos refratários obtidos em revestimento Micro Fine 1700® (esquerda) e em Rematitan Plus® (direita). B) Vista lingual. C) Vista oclusal.....	70

4.9-	Forno EDG 7000 utilizado para o tratamento térmico dos modelos refratários.....	70
4.10-	A) Padrões pré-formados em cera de grampos circunferenciais. B) Vista aproximada do grampo circunferencial.....	71
4.11-	A) Vista vestibular do enceramento da estrutura. B) Vista oclusal. C) Vista lingual.....	72
4.12-	Enceramento da estrutura com o posicionamento do pino plástico. A) Vista vestibular. B) Vista lingual.....	72
4.13-	A) Fixação do corpo de prova na base dos anéis através dos pinos plásticos. B) “Muralla de arrimo” sobre o enceramento.....	73
4.14-	A) Modelos para fundição em Ti cp incluídos em anéis metálicos. B) Modelo para fundição em Co-Cr incluído em anel de silicone.....	74
4.15-	Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Co-Cr e Ni-Cr c/ Ti.....	74
4.16-	Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Ti cp.....	75
4.17-	A) Máquina Discovery Plasma utilizada para fundição dos corpos de prova em Ti cp. B) Unidade de fundição formada por duas câmaras ligadas entre si.....	76
4.18-	Radiografia dos corpos de prova em Ti cp com o dispositivo escalonado para radiografias: ausência de porosidade nos corpos de prova.....	78
4.19-	A) Presença de porosidades que não indicaram o descarte dos corpos de prova. B) Presença de porosidades que indicaram o descarte do corpo de prova.....	79
4.20-	Corpo de prova em Ti cp após polimento químico.....	80

4.21-	A) Avaliação da estrutura com relação à adaptação e estabilidade sobre a matriz metálica. Macho de processamento de cor preta encaixado sobre a fêmea do sistema ERA. B) Alívio em cera sobre os componentes do sistema ERA. C) Corpo de prova com a base protética.....	81
4.22-	Vista interna da base protética com o macho de processamento de cor preta após o procedimento de captura com resina acrílica duralay.....	81
4.23-	A) Remoção do macho de processamento do sistema ERA. B) Vista interna da base protética após reposicionamento do novo macho de retenção.....	82
4.24-	A) Máquina de ensaio mecânico (vista lateral); B) Máquina de ensaio mecânico com computador interligado (vista frontal).....	83
4.25-	A) Corpo de prova removido da matriz metálica. B) Corpo de prova inserido na matriz metálica.....	83
4.26-	Dispositivo preenchido com saliva artificial e mantido a uma temperatura de 37°C por um termostato.....	84
4.27-	Diagrama de funcionamento do programa de aquisição de dados.....	86
4.28-	Tela do programa durante a aquisição de dados.....	87
4.29-	Tela do programa para leitura total dos dados do ensaio.....	87
4.30-	Tela do programa de leitura dos dados do ensaio (ampliação).....	88
5.1-	Força retentiva no decorrer do tempo e em cada desenho.....	92
5.2-	Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período inicial da análise.....	94
5.3-	Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de seis meses da análise.....	95

5.4-	Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de um ano da análise.....	96
5.5-	Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de dois anos da análise.....	97
5.6-	Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de três anos da análise.....	98
5.7-	Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de quatro anos da análise.....	99
5.8-	Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de cinco anos da análise.....	99

B- LISTA DE TABELAS

4.1-	Amostras divididas conforme a liga utilizada e o contorno retentivo.....	63
5.1-	Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada grupo nos períodos da análise.....	91
5.2-	Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período inicial da análise.....	94
5.3-	Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de seis meses da análise.....	95
5.4-	Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de um ano da análise.....	96
5.5-	Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de dois anos da análise.....	96
5.6-	Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de três anos da análise.....	98
5.7-	Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de quatro anos da análise.....	98
5.8-	Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de cinco anos da análise.....	99
1-	Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Co-Cr 0,25mm.....	121
2-	Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Co-Cr 0,75mm.....	121
3-	Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Ni-Cr com Ti 0,25mm.....	121

4-	Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Ni-Cr com Ti 0,75mm.....	122
5-	Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Ti cp 0,25mm.....	122
6-	Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Ti Cp 0,75mm.....	122

C- LISTA DE QUADROS

4.1-	Material utilizado para confecção das matrizes metálicas.....	59
4.2-	Material utilizado para confecção das amostras.....	60

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO.....	24
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	30
3. PROPOSIÇÃO.....	56
4. METODOLOGIA.....	58
4.1 MATERIAIS.....	59
4.2 MÉTODO.....	63
4.2.1. Delineamento experimental.....	63
4.2.2. Obtenção das matrizes metálicas.....	63
4.2.3. Obtenção dos retentores intra-radulares com encaixes tipo ERA.....	67
4.2.4. Confeção dos corpos de prova.....	68
4.2.5. Ensaio de simulação de uso.....	82
4.2.6. Análise estatística.....	88
5. RESULTADOS.....	89
6. DISCUSSÃO.....	100
7. CONCLUSÃO.....	111
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	113
APÊNDICE.....	120

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

As próteses parciais removíveis (PPRs) são próteses que repõem dentes em arcadas parcialmente desdentadas, podendo ser removidas e recolocadas na boca (GTP, 2005) e que, pelo seu custo relativamente baixo e conseqüentemente amplo alcance social, possuem uma alta demanda dentro da Odontologia reabilitadora. As projeções de Douglass e Watson (2002) relataram que a necessidade de tratamento protético com próteses parciais fixas (PPFs) e PPRs aumentarão no futuro próximo, em conseqüência do crescimento substancial da população e do aumento da expectativa de vida.

O principal objetivo das PPRs é, inicialmente, a substituição dos dentes ausentes, tendo como prioridade a manutenção e preservação dos dentes e estruturas remanescentes (COSTA; BONACHELA; CARVALHO, 1999). Há um consenso desde a Convenção Dental Americana em “New Haven” realizada em 1861, que em muitas situações a manutenção das raízes de dentes debilitados ou com coroas fraturadas oferece um tratamento de qualidade superior aos pacientes, quando comparado a tratamentos convencionais com a extração destas raízes (BONACHELA *et al.*, 2003).

A manutenção de raízes passou a ser utilizada com sucesso no tratamento com PPRs em pacientes parcialmente desdentados com a finalidade de preservação dos tecidos de suporte periodontal, melhor retenção e estética, surgindo as OPRs. Atualmente, as *overdentures* podem ser definidas como próteses removíveis totais ou parciais, que cobrem raízes ou implantes osseointegrados reabilitando toda a dentição (GTP, 2005). Estudos demonstram que a utilização de raízes para retenção ou suporte na confecção de OPRs é uma boa opção terapêutica (FIRTELL; HERZBERG; WALSH, 1979; BEN-UR; GORFIL; AVIV, 1994; GIFFIN, 1996).

A manutenção de raízes remanescentes com saúde periodontal no tratamento com

OPRs proporciona várias vantagens: a) diminuição da reabsorção do processo alveolar; b) manutenção da propriocepção proporcionada pelo ligamento periodontal; c) desempenho biomecânico mais favorável; d) maior longevidade dos dentes pela redução da mobilidade com uma melhor relação coroa-raiz; e) estética satisfatória, pela eliminação da descontinuidade da base protética; f) forte valor psicológico para alguns pacientes (LANGER; LANGER, 1991; LANGER; LANGER, 1992; FENTON, 1998; BONACHELA; ROSSETTI, 2003).

As OPRs são constituídas de uma estrutura metálica semelhante a de uma PPR convencional em que grampos podem ser utilizados nas coroas dos dentes remanescentes e retentores intra-radulares com encaixes são utilizados nas raízes com a função de retenção direta. A retenção é um princípio biomecânico, definida como a resistência ao desalojamento da prótese no sentido cérvico-oclusal, podendo ser fisiológica, física e mecânica (KLIEMANN; OLIVEIRA, 1999). A retenção mecânica nas OPRs é obtida por meio da utilização combinada de grampos fundidos e encaixes. Este aspecto é de grande importância, visto que está intimamente relacionado com o comportamento e desempenho clínico em longo prazo das próteses e conseqüentemente, com o conforto e satisfação dos pacientes (FREITAS; VAZ; PEDREIRA, 2003; BOTEGA; MESQUITA; HENRIQUES, 2005).

Uma estrutura metálica com grampos fundidos requer a utilização de ligas que possam manter na prótese, retenção e estabilidade satisfatórias por um determinado período de tempo (GIAMPAOLO *et al.*, 1991; VERGANI *et al.*, 1994). As ligas de metais básicos das PPRs foram introduzidas nos anos 30 (BRIDGEPORT; BRANTLEY; HERMAN, 1993) e as formulações de níquel-cromo (Ni-Cr) e Co-Cr têm se tornado cada vez mais populares pelas seguintes vantagens: peso mais leve, propriedades mecânicas aumentadas e custos reduzidos, e, por essas razões, estas ligas têm substituído amplamente as ligas de metais nobres para PPRs (ANUSAVICE, 1998).

As ligas de Co-Cr são as mais empregadas para a confecção das estruturas metálicas deste tipo de prótese (BRIDGEMAN *et al.*, 1997; RODRIGUES *et al.*, 2002; BARROS *et al.*, 2006), possuindo alta resistência à corrosão, alta contração térmica, alta dureza e módulo de elasticidade (CUCCI *et al.*, 1990). As ligas de Ni-Cr são ligas de alta fusão muito utilizadas para os trabalhos com PPFs em metalo-cerâmica (JÚNIOR, 1999) e também com PPRs (O'BRIEN; RYGE, 1981; PHILLIPS, 1993) pois são relativamente fáceis de fundir e de receber acabamento. Atualmente, encontra-se no mercado uma liga a base de níquel-cromo com titânio (Ni-Cr com Ti) para a execução de estruturas de PPRs e, segundo o fabricante (Talladium do Brasil, Curitiba, Brasil), esta composição oferece uma maior facilidade nas fundições, além de permitir a confecção de grampos com excelente flexibilidade, memória elástica e resistência da estrutura protética. Porém, a literatura é escassa no que diz respeito ao uso desta liga na confecção de estruturas metálicas para PPRs.

O titânio comercialmente puro (Ti cp) e suas ligas vêm a cada dia, tendo uma aplicação maior na Odontologia, contudo, sua utilização em PPRs é ainda pouco estudada (BARROS *et al.*, 2006). O interesse na utilização do titânio para confecção de estrutura metálica de PPR tem aumentado devido a características como baixo peso específico, biocompatibilidade e excelente resistência à corrosão (BLACKMAN; BARGHI; TRAN, 1991; LUCAS; LEMONS, 1992; MATTOS *et al.*, 1996; BRIDGEMAN *et al.*, 1997; MORI *et al.*, 1997; THOMAS; LECHNER; MORI, 1997; WAKABAYASHI; AI, 1997; COSTA; BONACHELA; CARVALHO, 1999; MODAFFORE; KLIEMANN; FERREIRA JR., 2001; RODRIGUES *et al.*, 2002; KIM *et al.*, 2004; BARROS *et al.*, 2006). Esses estudos sugerem que este metal e suas ligas aparecem como uma alternativa viável para as ligas comumente utilizadas em PPRs, principalmente devido ao seu baixo peso específico que pode ser de muita significância em trabalhos maiores na maxila (COSTA; BONACHELA; CARVALHO, 1999), como é o caso das OPRs. Porém, a dificuldade do processo de fundição deste material,

o custo do equipamento e do material a ser utilizado tem limitado o seu uso corrente.

É estimado que o usuário de uma PPR remova e insira sua prótese em média três vezes ao dia para realizar a higienização bucal (COSTA; BONACHELA; CARVALHO, 1999; BONACHELA *et al.*, 2003; FREITAS; VAZ; PEDREIRA, 2003; BOTEGA *et al.*, 2004). A flexão dos grampos de retenção durante a inserção e remoção das próteses, aliada a agressão do meio bucal, podem predispor os mesmos a perda de sua capacidade retentiva. Dentre os vários fatores que influenciam a capacidade retentiva de um grampo ao longo do tempo, o tipo de liga utilizada (VALLITTU; KOKKONEN, 1995; BRIDGEMAN *et al.*, 1997; COSTA; BONACHELA; CARVALHO, 1999; RODRIGUES *et al.*, 2002; KIM *et al.*, 2004) e diferentes profundidades de retenção (BRIDGEMAN *et al.*, 1997; RODRIGUES *et al.*, 2002; KIM *et al.*, 2004) são de elevada importância.

Os encaixes também podem sofrer desgastes em seu mecanismo retentivo ao longo do tempo, medido pela quantidade aproximada de ciclos de inserção e remoção, o que resulta em decréscimo na retenção da prótese e alguns estudos têm demonstrado esta preocupação (EPSTEIN *et al.*, 1999; BONACHELA *et al.*, 2003; FREITAS; VAZ; PEDREIRA, 2003). Essa perda de retenção parece estar relacionada com a função mastigatória associada as sucessivas remoções e inserções (FREITAS; VAZ; PEDREIRA, 2003). Em adição, os fabricantes de encaixes, não apresentam ainda uma coerência em relação ao tempo de uso ideal dos sistemas e tempo de troca ou substituição, deixando uma vaga idéia de que após seis meses de uso esses mecanismos deveriam ser substituídos, a partir do que não se menciona periodicidade (BONACHELA *et al.*, 2003).

O encaixe do sistema ERA vem apresentando um bom desempenho em ensaios de uso simulado (BONACHELA *et al.*, 2003) e foi sugerido pela sua facilidade de uso (DAVIDOFF; DAVIS, 1995; LANDULPHO *et al.*, 2003). Landulpho *et al.* (2003), Botega, Mesquita e Henriques (2005) constataram a veracidade da eficiência deste sistema, através de sua

facilidade de confecção e relato do paciente no que diz respeito à funcionalidade mastigatória. Epstein *et al.* (1999), constataram que este sistema de encaixe apresentava uma retenção mais alta no início do uso em comparação a outros sistemas, porém, demonstrava decréscimos mais rápidos em sua capacidade retentiva em decorrência do tempo de uso.

Os resultados desses estudos sugerem que existem diferenças na retenção e no desempenho com o tempo de uso dos retentores fundidos e dos encaixes. Considerando as vantagens das OPRs como tratamento protético reabilitador, aliado às características dos metais à base de Co-Cr, Ti cp e Ni-Cr com Ti, além da ausência de informações sobre o desempenho em longo prazo da associação de grampos fundidos com encaixes, o objetivo deste estudo foi de avaliar “*in vitro*” a retenção dessa associação em função do tempo de uso.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

Em 1979, Firtell, Herzberg e Walsh, demonstraram que os movimentos e a linha de fulcro de uma PPR de extremidade livre poderiam ser modificados com a preservação de raízes. Foi confeccionado um modelo simulando uma mandíbula com extremidade livre bilateral com silicone na região dos rebordos para simular a mucosa. Foram realizados apoios mesiais e planos guia distais nos dentes pilares e foram posicionados três parafusos enumerados 1, 2 e 3 de anterior para posterior na extensão distal de um lado do modelo para simular as raízes. Uma estrutura metálica foi confeccionada com uma haste e um lápis posicionado como uma extensão lateral da ponta do braço retentivo, sendo que a estrutura colocada no modelo e o lápis em contato com o papel de registro. A estrutura recebeu carga entre as raízes simuladas 1 e 2 (ponto A), entre 2 e 3 (ponto B) e no lado que não havia raízes simuladas. Quando a raiz 1 estava em contato com a estrutura, houve registro de movimento para cima e ligeiramente posterior e não existiu diferença aparente entre os registros com carga no ponto A ou B. Quando a raiz 2 estava em contato com a estrutura, houve registro de movimento para cima e posteriormente com carga no ponto B, mas nenhum movimento aparente com carga no ponto A. Não existiu movimento aparente quando a raiz 3 estava em contato com a estrutura com carga nos pontos A e B. Quando a estrutura recebeu carga no lado sem as raízes simuladas foi registrado uma grande amplitude de movimento.

Em 1990, Cucci *et al.*, verificaram a resistência à fadiga de grampos de retenção, em função de três ligas comerciais, três espessuras de grampos e duas técnicas de fundição. Foi confeccionado um modelo padrão em Co-Cr que apresentava todos os preparos necessários para a correta confecção dos grampos. O grampo selecionado para os ensaios foi em formato de "T" de Roach, sendo avaliado em três diferentes proporções entre largura e espessura: E₁- 1,7mm; E₂- 2,0mm; E₃- 2,3mm, sendo que a largura foi sempre constante, variando-se a

espessura, e utilizando-se um comprimento único de 15mm. Foram empregadas três diferentes ligas comerciais à base de Co-Cr (*Biosil*, *Steldent* e *Duracrom*), que foram fundidas utilizando duas técnicas de fundição: oxigênio-gás e oxigênio-acetileno. Para simular a inserção e remoção dos grampos no modelo padrão foi utilizada uma máquina de ensaios cíclicos, que permite a leitura do número de ciclos de inserção e remoção realizados até a fadiga ocorrer. Das ligas empregadas, a *Duracrom* proporcionou os melhores resultados, seguida pela *Biosil* e, finalmente, pela *Steldent*. Entre as espessuras analisadas, a que proporcionou os melhores resultados foi a menor (E_3), seguido pela espessura intermediária (E_2) e, finalmente, a maior (E_1). Das técnicas de fundição utilizadas, a do oxigênio-acetileno proporcionou melhores resultados que a de oxigênio-gás.

Ainda em 1990, Cucci *et al.*, analisaram os resultados obtidos dentro dessa metodologia experimental e concluíram que a interação dos fatores Liga x Espessura, Liga x Técnica de Fundição e Espessura x Técnica de Fundição não modificou a ordem dos efeitos que os fatores apresentaram isoladamente, mas promoveu efeitos de magnitude diferente em qualquer dos sentidos observados. A interação simultânea dos fatores Liga x Espessura x Técnica de Fundição confirmaram a superioridade da liga *Duracrom*, da menor espessura (E_3) e da técnica de fundição oxigênio-acetileno.

Em 1991, Blackman, Barghi e Tran, examinaram as alterações dimensionais ocorridas em um dos sistemas de fundições do titânio durante a confecção de uma estrutura de PPR. Dezenove fundições foram mensuradas para verificação das alterações nos planos horizontal e vertical e os resultados mostraram que o Ti cp estava dentro da amplitude de alterações dimensionais geralmente aceitas para a estrutura metálica convencional de PPR.

Em 1991, Giampaolo *et al.*, verificaram em experimentação laboratorial a resistência à flexão de grampos de retenção em função de três ligas do sistema Co-Cr (*Biosil*, *Steldent* e *Duracrom*), três comprimentos de grampos (13mm, 15mm e 17mm), mantendo constante a

proporção dois entre largura e espessura e duas técnicas de fundição (oxigênio-gás e oxigênio-acetileno). Foi confeccionado um modelo padrão a partir de um pré-molar superior esquerdo que recebeu todos os preparos necessários para a confecção do apoio oclusal, braço de retenção com contorno retentivo de 0,25mm, braço de oposição e plano-guia. Os grampos foram confeccionados utilizando matrizes, para obtenção de padrões sempre com as mesmas dimensões, para cada condição. As técnicas de fundição foram aquelas recomendadas pelos fabricantes, com exceção da liga *Steldent* que não possuía instrução fornecida pelo fabricante e por esta razão todos os passos das técnicas de fundição foram os mesmos utilizados para a liga *Duracrom*. Os corpos de prova foram identificados e avaliados em uma máquina de ensaios cíclicos que realizava inserções e remoções, a qual possuía um contador de giros, que detectava o número de ciclos realizados pelos grampos, e apresentava um sensor que desligava todo o sistema quando ocorria a perda de retenção. As ligas e os grampos analisados tiveram comportamentos diferentes e a ordem decrescente de resistência à flexão das ligas foi *Duracrom*, *Biosil* e *Steldent*. A ordem decrescente de resistência à flexão ocorreu nas seguintes dimensões de grampos: 15mm, 17mm e 13mm e a fonte de fundição oxigênio-acetileno obtiveram valores de resistência à flexão aproximadamente 100% maiores do que os obtidos com oxigênio-gás.

Em 1991, Langer e Langer apresentaram aspectos biomecânicos e clínicos de *overdentures* retidas por raízes com base na literatura. Os princípios da reabilitação protética deveriam sempre preservar raízes naturais tanto tempo quanto possível pois sua utilização como retentores aumentava o desempenho das próteses. As raízes cobertas por prótese não somente transmitiam informações mais detalhadas através de núcleos sensoriais para os centros e músculos motores, mas também aumentavam a força mastigatória durante função. As *overdentures* possuíam maior longevidade devido a presença de raízes que conferiam uma base menos susceptível a reabsorção relacionada com o tempo e as tensões. Estudos clínicos

sugeriram que uma higiene bucal deficiente e a falta de tratamento de manutenção foram as principais causas de fracassos nos retentores. *Copings* de cobertura foram recomendados para pacientes idosos e indivíduos com história de alta incidência de cárie e a opção de incorporar encaixes de precisão nos *copings* de raízes selecionadas deveria ser considerada para aumentar a retenção, em casos que fatores econômicos e clínicos permitiam. Quando tensões adicionais eram impostas em raízes com *copings*, retentores intra-radulares eram essenciais para prevenir o deslocamento dos mesmos. Os encaixes resilientes pareciam ter um tempo de vida útil mais longo e uma margem de segurança maior na confecção de *overdentures* do que os encaixes rígidos. Encaixes em raízes favoravelmente distribuídas produziam retenção mecânica suficiente e podiam ser utilizados em pacientes com náuseas que não toleravam a cobertura do palato pela base da prótese e uma estrutura metálica resistente de Co-Cr foi recomendada como procedimento de rotina para prevenir fraturas das bases das próteses.

Em 1992, Langer e Langer analisaram o controle do trauma entre rebordos desdentados e dentição antagonista com base na literatura e relatos de casos clínicos. Estudos comprovavam que normalmente a taxa de permanência dos dentes anteriores mandibulares na cavidade bucal era maior e podiam causar efeitos traumáticos e mudanças patológicas nos maxilares desdentados, conhecida como “Síndrome da Combinação”. Uma abordagem terapêutica mais racional seria a prevenção dessa síndrome pela preservação das raízes desses dentes sob a base da prótese para interceptar cargas oclusais, preservar o rebordo e remover uma oclusão direta com uma prótese total antagonista. A *overdenture* poderia ser utilizada também para corrigir relações intermaxilares anormais, deste modo melhorando a função e a estética. A seleção de raízes mais adequadas e a decisão de recobri-las com *copings* ou com a utilização de encaixes era baseada na avaliação da necessidade clínica específica, alternativas existentes e considerações econômicas.

Em 1992, Lucas e Lemons apresentaram a suscetibilidade dos metais e ligas metálicas utilizados para a confecção de restaurações, próteses e implantes odontológicos para várias formas de biodegradação com ênfase na corrosão. As ligas estudadas foram divididas em dois grupos: ligas nobres e semi-nobres que incluíam ligas de ouro/paládio/prata e ligas não nobres ou de metais básicos que incluíam o níquel, cobre, ferro, titânio, ligas à base de cobalto, de níquel-titânio e ligas à base de titânio. As ligas à base de paládio, paládio-prata, níquel e cobalto foram apresentadas com aplicações em PPR e o titânio com aplicações biomédicas. O cromo era adicionado às ligas à base de níquel e cobalto para melhorar a camada protetora de óxido passivo que era formado na superfície destas ligas garantindo boa resistência à corrosão e o titânio foi apresentado como um dos materiais mais resistentes à corrosão. Entretanto, estudos mostravam que tanto as ligas de cobalto-cromo como o titânio quando submetidos a condições de carga cíclicas tinham sua resistência à corrosão diminuída. Estas propriedades poderiam representar uma limitação relacionada a algumas aplicações odontológicas.

Em 1993, Bridgeport, Brantley e Herman, determinaram as propriedades mecânicas de três ligas de metais básicos para PPR (*Vitallium*², *Neoloy N (Regular)* e *Regalloy T*), fundidas sob condições laboratoriais padrões. Duas outras ligas (*Vitallium* e *Jelenko LG*) que tiveram as suas propriedades mecânicas anteriormente avaliadas serviram como controles e forneceram informações adicionais para o estudo. As ligas *Vitallium*, *Vitallium*² e *Neoloy N* eram constituídas de Co-Cr e não continham níquel. A liga *Jelenko LG* era baseada no sistema cobalto-cromo-níquel (Co-Cr-Ni) e a liga *Regalloy T* era formada por níquel-cromo-berílio (Ni-Cr-Be) e não continha cobalto. Padrões plásticos com dimensões de acordo com a especificação nº 14 da ADA foram incluídos com revestimentos apropriados e barras foram fundidas para ensaio mecânico de tração. Nove amostras de cada liga foram submetidas ao ensaio até a falha sob tração e as suas propriedades mecânicas foram obtidas, tais como módulo de elasticidade, 0,1% de limite convencional de escoamento, 0,2% de limite

convencional de escoamento, resistência à tração, porcentagem de alongamento e dureza Vickers. Fraturas de superfície das amostras representativas de cada liga foram examinadas com um microscópio eletrônico de varredura. De uma maneira geral, as propriedades mecânicas das cinco ligas para PPR estudadas estavam de acordo com aquelas relatadas pelos fabricantes. Foi encontrado um menor módulo de elasticidade da liga de Ni-Cr, *Regalloy T*, comparada com as outras quatro ligas baseadas em cobalto. As propriedades mecânicas de algumas ligas poderiam ser afetadas pelos ciclos térmicos dos revestimentos adotados e as condições de fundição. Embora duas ligas, *Jelenko LG* e *Regalloy T*, possuam valores médios da porcentagem de alongamento excedendo 10%, cuidados ainda foram recomendados no ajuste dos grampos, devido a substancial fadiga que este ajuste poderia ocasionar, causando fratura. Em geral, todas as ligas estavam de acordo com a especificação nº 14 da ADA para ligas de metais básicos para PPR e pesquisas futuras seriam necessárias para determinar a relação entre as propriedades mecânicas, particularmente limite convencional de escoamento, taxa de fadiga e porcentagem de alongamento, e as exigências clínicas destas ligas.

Em 1994, Ben-Ur, Gorfil e Aviv ilustraram através de dois relatos de caso, como a retenção de raízes para próteses parciais poderia transformar um desenho difícil em um mais simples e com melhor prognóstico. Foi demonstrado que uma raiz estrategicamente preservada poderia mudar uma complexa extremidade livre ou PPR dento-mucosa suportada em uma simples OPR dento suportada. Foi ressaltado que uma atenção deveria ser dada para a prevenção de cáries radiculares e a deterioração das condições periodontais destes dentes. Pacientes deveriam ser instruídos sobre a manutenção de um regime rigoroso de higiene oral, uso de dentifrícios fluoretados e o uso de pastas fluoretadas na base da prótese. Embora estes métodos fossem necessários para preservar as raízes, os fins justificavam os meios.

Em 1994, Vergani *et al.*, realizaram uma análise qualitativa e quantitativa de três ligas de Co-Cr: *Biosil*, *Steldent* e *Duracrom*. Esses aspectos estavam diretamente relacionados ao desempenho clínico das estruturas metálicas das PPRs. Seis amostras de cada liga foram submetidas à análise das suas composições de cobalto, cromo, silício, molibdênio, níquel e manganês utilizando um espectrômetro de emissão óptica a plasma. A análise da concentração de carbono foi realizada pelo método de combustão direta. As ligas analisadas qualitativa e quantitativamente apresentaram composição clássica de liga base (Co-Cr) e todas as ligas apresentaram percentuais de carbono acima dos valores adequados, sendo duas vezes maior na liga *Steldent* e três vezes na ligas *Biosil* e *Duracrom*. Entre todos os elementos presentes na liga, o carbono foi o mais crítico, pois pequenas variações na sua concentração produziam efeitos pronunciados na resistência e na ductilidade. Relativamente à composição, a liga *Steldent* foi a que mais se aproximou de uma composição ideal.

Em 1995, Davidoff e Davis identificaram os benefícios das *overdentures* implanto-suportadas, descreveram os parâmetros de trabalho do sistema ERA, explicaram a técnica de colocação e troca do macho do sistema e avaliaram as várias situações clínicas diferentes que indicariam uma prótese suportada por um pilar de implante ERA. O sistema ERA para *overdentures* implanto suportadas foi considerado como um sistema único e de fácil utilização e incorporou conceitos de resiliência tecidual, retenção ajustável e estabilidade, com alta aceitação do paciente. Tem a vantagem de reparos e ajustes mínimos em virtude da técnica de reposição dos machos em *nylon*. A técnica é adequada tanto para pilares de implantes individualizados ou para barras estabilizadoras, sendo econômica, universal e incorpora princípios que tem sido utilizados em situações de dentes naturais por anos.

Em 1995, Vallittu e Kokkonen determinaram a resistência à fadiga de grampos fundidos em algumas ligas metálicas disponíveis comercialmente e comumente utilizados na confecção de PPRs. Os diferentes tipos comerciais utilizados incluíram cinco ligas de Co-Cr,

um Ti cp, uma liga de titânio (Ti-6Al-4V) e uma liga de ouro tipo IV. Para detectar possíveis porosidades na fundição, os grampos confeccionados em Ti cp e liga de titânio foram examinados radiograficamente. Os grampos foram divididos em dois grupos: grampos ativados e não-ativados. Foi utilizado o ensaio de fadiga de deflexão constante em que a força para a deflexão de 0,6mm do grampo e o número de ciclos de carga requeridos para a fratura foram determinados. As superfícies fraturadas por fadiga dos grampos foram examinadas em um microscópio eletrônico de varredura. As radiografias revelaram algumas porosidades nos grampos em Ti cp e especialmente em liga de titânio. A fratura por fadiga ocorreu nos grampos em Co-Cr após aproximadamente 25000 ciclos de carga, nos grampos em Ti cp após 4500 ciclos, nos grampos em liga de titânio após 20000 ciclos e nos grampos em liga de ouro após 21000 ciclos. Ativação dos grampos flexionando 0,5mm aumentou a resistência à fadiga dos grampos em liga de Co-Cr e em liga de ouro mas diminuíram a resistência à fadiga dos grampos em Ti cp e em liga de titânio. Os resultados do estudo sugeriram que existiam diferenças na resistência à fadiga de grampos de PPR fundidos em diferentes ligas metálicas, o que podiam causar perda de retenção da PPR e falha nos grampos.

Em 1996, Giffin descreveu um caso clínico com a instalação de um implante osseointegrado associado com um pilar do sistema ERA sob a base protética de uma PPR de extremidade livre. Este método melhorou a retenção, estabilidade e suporte da extensão distal de uma PPR convencional e reduzia os efeitos das forças adversas com um encaixe resiliente e implante.

Em 1996, Mattos *et al.*, elaboraram uma liga metálica contendo titânio para confecção de estruturas de PPRs, a partir de seu limite de adição a uma superliga de Co-Cr-Ni, cuidando para um correto balanceamento de seus componentes. Estes elementos além de outros elementos em menores proporções foram encaminhados ao Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo para fusão e obtenção de uma liga, obedecendo a

seguinte ordem de adição dos componentes e controle do equipamento: a) primeiramente, o forno foi carregado com molibdênio, depois com cobalto, níquel eletrolítico e grafita; b) o forno foi evacuado com bomba rotativa; c) fundiu-se a liga; d) passou-se então para a bomba difusora, com a finalidade de se manterem pressões baixas; e) deixou-se refinar por 30 minutos; f) durante o refino, a temperatura foi mantida em torno de 1550 a 1600°C; g) terminado o refino, para evitar a perda por evaporação do manganês, preencheu a câmara de fusão com um gás quimicamente inerte, neste caso o argônio, num fluxo de 9 l/min.; h) carregou-se com cromo metálico, manganês eletrolítico, ferro-silício e titânio; i) foi retirada a escória que ficou sobre a liga e carregou-se níquel-manganês; j) esperou-se dissolver; k) acertou-se a temperatura para 1550°C (temperatura de vazamento); l) foi retirada amostra para análise química por via úmida e exame metalográfico. Os elementos básicos principais dessa formulação experimental, ou seja, o cobalto, o cromo, o níquel e o titânio representavam 91 % em peso da liga garantindo a formação de uma solução sólida. Baseados na metodologia empregada verificou-se que os elementos permaneceram na faixa de composição proposta, confirmado pela análise química da liga.

Em 1997, Bridgeman *et al.*, determinaram se grampos em titânio e liga de titânio forneciam força retentiva suficiente após 3 anos de uso clínico simulado e se mudanças nesta força retentiva estavam relacionadas com porosidades, defeitos de fundição ou outra degradação do metal. Avaliaram as características destes grampos para determinar se estes materiais eram alternativas adequadas para aplicações em PPRs. Seis grampos circunferenciais fundidos em Ti cp, liga de titânio (Ti-6Al-4V) e Co-Cr e em contornos retentivos de 0,25mm e 0,75mm foram confeccionados e preparados para adaptar-se em um dos três dentes retentores confeccionados em Co-Cr. As matrizes consistiam de um primeiro molar mandibular com planos guia mesial e distal e apoio ocluso-mesial. A força necessária para remover o grampo adaptado foi medida em uma máquina de ensaios universal e após a

medida de força retentiva, os grampos foram ciclados 500 vezes para simular inserção e remoção da PPR. Após a simulação, a força de remoção foi novamente medida para determinar a redução da capacidade retentiva e cada grampo foi readaptado e ativado com um alicate de contorneamento. Este ciclo foi repetido 10 vezes e as evidências de defeitos de fundição e porosidades foram analisadas pelo exame radiográfico. Um microscópio eletrônico de varredura foi utilizado para observar características da superfície que foram descritas qualitativamente. Não existiu diferença na variação de retenção para o Ti cp, liga de titânio e Co-Cr em contorno retentivo de 0,25mm, porém para as amostras com contorno retentivo de 0,75mm, existiu menor perda de retenção dos grampos de Ti cp e liga de titânio do que nos de Co-Cr. Havia evidência de deformação nos grampos confeccionados em todos os materiais avaliados, sendo que fraturas ocorreram em um dos grampos em Ti cp e em dois de Co-Cr e deformação permanente foi observada em dois grampos em Ti cp e em dois em liga de titânio. Estes setes fracassos representavam 19% do total dos grampos e ocorreram aleatoriamente entre os grampos confeccionados em 0,25mm e 0,75mm de retenção. As porosidades foram mais aparentes no Ti cp e liga de titânio do que no Co-Cr, mas estas porosidades não correspondiam com a evidência de fratura ou deformação permanente dos grampos. A resiliência retentiva a longo prazo do Ti cp e liga de titânio sugeriram que estes materiais eram adequados para PPRs.

Em 1997, Mori *et al.*, relataram os procedimentos laboratoriais envolvidos na confecção de próteses totais e PPRs em titânio e Co-Cr. A amostra consistia de 10 casos de PPRs e 5 de próteses totais sendo que cada paciente de PPR recebeu próteses de titânio e Co-Cr idênticas, enquanto que para as próteses totais foi utilizado somente o titânio. A detecção de defeitos internos através de radiografias conduziram a rejeição de amostras de titânio que apresentaram porosidades maiores do que 0,5mm em braços flexíveis, sendo que a taxa de sucesso nas fundições de titânio foi de 60% e nas fundições de Co-Cr foi de 100%. A

diferença de peso entre PPR em titânio e em Co-Cr era de 1,3 a 3,9g e esta diferença era maior geralmente quando o volume da estrutura da prótese aumentava. Uma grande diferença de peso seria de significância clínica em próteses totais maxilares. A baixa densidade do titânio permitia a adoção de um processo de controle de qualidade pré-clínico utilizando uma unidade odontológica de raio X disponível.

Em 1997, Thomas, Lechner e Mori, relataram as observações clínicas realizadas em 10 casos de PPRs durante o período de dois anos. Cinco pacientes que necessitavam de PPR superior e 5 pacientes que necessitavam de PPR inferior foram selecionados para compor a amostra. No ensaio clínico as 10 PPRs confeccionadas com Ti cp foram comparadas com 10 PPRs idênticas confeccionadas em Co-Cr, sendo que cada paciente foi instruído a usar uma das próteses por duas semanas seguida da outra prótese por mais duas semanas e então responderam a um questionário padrão sobre suas impressões das duas próteses. Depois disso as PPRs de Co-Cr foram retiradas e os pacientes instruídos a usar somente a prótese de Ti cp e retornar em intervalos de 6 meses para avaliação. As próteses em titânio foram então acompanhadas por 2 anos e um outro questionário padronizado foi administrado. Foi encontrado uma aceitação geralmente favorável de PPRs confeccionadas em Ti cp, entretanto, apoios oclusais e grampos podiam fraturar dentro de um período de 2 anos de uso da PPR, com uma taxa de sobrevivência de 91%. A maioria dos grampos ainda estavam se adaptando com precisão nos dentes e 90% dos pacientes responderam que as próteses possuíam retenção. Nenhuma deformação permanente havia ocorrido e as próteses em Ti cp foram mais confortáveis (55%) e preferidas (64%) do que as próteses em Co-Cr, porém estudos adicionais das causas das fraturas foram sugeridos para eliminar os fracassos prematuros.

Em 1997, Wakabayashi e Minoru, descreveram um procedimento técnico para a confecção de PPR com uma estrutura metálica em liga de titânio (Ti-6Al-4V) e avaliaram suas aplicações clínicas em acompanhamentos de 6 meses a 3 anos. Ensaio clínico foram

realizados em 5 pacientes, sendo que para o paciente 1 foi confeccionada uma prótese total com um chapeado em liga de titânio e para os pacientes de 2 a 5 foram confeccionadas PPRs com conectores maiores e retenções para a base da prótese em liga de titânio e os grampos em liga de ouro. A primeira revisão das próteses foi realizada com 1 semana e depois a cada 3 meses, sendo que em toda visita, foi assegurado a integridade dos tecidos duros e moles, que as próteses estavam funcionais e limpas e, quando necessário, ajustes foram executados. As próteses estavam em bom estado de funcionamento mantendo uma relação correta entre seus componentes, nichos e mucosas e não causaram nenhuma dificuldade clínica considerável nos períodos de acompanhamento. Não existia nenhum sinal de fratura ou deformação das próteses e nas consultas de retorno os pacientes estavam satisfeitos com as observações clínicas sugerindo que este seria um método adequado para confecção de PPR com liga de titânio.

Em 1998, Fenton descreveu o conceito, os princípios, os métodos de confecção, as vantagens, as limitações e os resultados da terapia com as *overdentures* com base em uma revisão da literatura. A *overdenture* foi conceituada como uma modalidade de tratamento viável que consistia de uma prótese removível total ou parcial que recobriam uma ou mais raízes para fornecer suporte. Ao invés da extração de todos os dentes comprometidos, era realizado o tratamento endodôntico de dentes selecionados (usualmente dois dentes anteriores) e as coroas destes dentes eram removidas. Sem as coroas, criava-se um espaço adequado para recobrir a área com a prótese e melhorava a relação coroa/raiz, reduzindo a mobilidade destas raízes com limitado suporte ósseo. O remanescente radicular era restaurado e a sua permanência retardava a reabsorção óssea, com as *overdentures* melhorando a força e a eficiência mastigatória, sendo mais estáveis e retentivas do que as próteses convencionais. A manutenção até mesmo de poucos dentes tinham um forte valor psicológico para alguns pacientes. Gengivites eram mais prevalentes devido a proximidade das próteses com as raízes,

porém controláveis com excelentes cuidados caseiros e assistência profissional. Cáries também podiam ser causas de problemas, que podiam ser controladas com o recobrimento das raízes com *copings* de proteção, pela aplicação tópica de flúor, uso de clorexidina ou agentes adesivos dentinários. As *overdentures* sobre raízes foram consideradas como uma excelente opção terapêutica.

Em 1999, Costa, Bonachela e Carvalho, estudaram a capacidade retentiva de grampos tipo “T” de PPR comparando as armações confeccionadas em liga de Co-Cr e titânio. Vinte dentes pré-molares humanos foram fixados em bases metálicas à base de Co-Cr especialmente confeccionadas para se adaptarem à máquina de ensaios e então divididos em dois grupos de 10, sendo que no primeiro grupo armações em Co-Cr foram confeccionadas e no outro grupo, armações em titânio. Os corpos de prova foram levados a uma máquina de costura adaptada para os ensaios de remoção e inserção das estruturas. Os ensaios de resistência ao deslocamento por tração dos grampos de forma axial foram realizados em uma máquina de ensaio universal a cada intervalo de tempo (inicial, 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos) em ambiente seco e umedecido com saliva artificial. Depois disso, estes corpos de prova foram pesados em uma balança de precisão para se observar prováveis perdas de peso, tanto das armações quanto dos dentes naturais. Não foi estatisticamente significativa a diferença de retenção entre as armações confeccionadas em titânio e Co-Cr em uso simulado, tanto em ambiente seco quanto umedecido com saliva artificial, nos períodos cíclicos de 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos.

Em 1999, Epstein *et al.*, determinaram a capacidade de retenção relativa de 6 (seis) sistemas de encaixes intra-radulares pré-fabricados para *overdenture*: *AccessPost Overdenture*, ERA branco, ERA cinza, *Flexi-Overdenture*, O-SO e ZAAG. Sessenta dentes humanos uni-radulares extraídos foram seccionados na junção amelo-cementária e suas raízes preparadas de acordo com as recomendações dos fabricantes dos sistemas de encaixes intra-radulares. Cada raíz foi fixada dentro de um anel metálico com resina acrílica

autopolimerizável deixando 1 mm de superfície exposta e a cimentação do componente metálico retido na raiz foi realizado com cimento de fosfato de zinco. Os 6 sistemas foram divididos em 6 grupos com 10 corpos de prova cada e uma resina acrílica para base de prótese foi vertida em um anel de cobre e fixada sobre cada conjunto. Um clipe de papel foi colocado na superfície superior e prendido no local como um guia para manter os conjuntos centralizados até polimerização final e serviu como um cabo para o ensaio. Os corpos de prova foram colocados em ambiente com 100% de umidade por um período de 1 semana e removidos 24 horas antes do ensaio, de acordo com protocolo estabelecido por estudos anteriores. O sistema de encaixe foi separado apenas uma vez para permitir o acabamento da resina. A força necessária para separar cada sistema foi realizada no início do ensaio, na décima tração e a cada 50 trações até a marca de 2000 (duas mil) trações. A força necessária para separar cada amostra foi medida em libras com um aferidor de força *Shimpo*. A força absoluta e a força relativa foram comparadas, sendo força absoluta aquela requerida em qualquer tração para separar os sistemas de encaixe e medida em libras, enquanto que força relativa aquela requerida com base na primeira tração, que foi expressa em porcentagem de força. No início do ensaio existiu diferença considerável da força absoluta requerida para separação dos sistemas na tração 1 na seguinte seqüência decrescente: *Flexi-Overdenture* e o sistema ERA cinza, em seguida o *AcessPost Overdenture*, e finalmente o sistema ERA branco, ZAAG e O-SO. Não foi observada diferença entre os sistemas na força média no final da tração 2000. Os sistemas O-SO, ZAAG, *AccessPost Overdenture*, e ERA branco apresentaram forças relativas médias similares e estatisticamente mais baixas do que *Flexi-Overdenture* e ERA cinza, que tiveram forças relativas médias similares. Três grupos distintos de sistemas de encaixes foram observados quando comparados taxas de mudanças (declínio de força absoluta): O-SO e ZAAG (menor taxa de mudança), ERA branco e *AccessPost Overdenture* (taxa de mudança média), e ERA cinza e *Flexi-Overdenture* (maior taxa de

mudança). Os sistemas de encaixes que exibiram a retenção mais alta no início do ensaio (tração 1), demonstraram decréscimos mais rápidos em sua capacidade retentiva quanto mais eram utilizados. A quantidade de força necessária para oferecer retenção funcional para um paciente específico tratado com *overdenture* pode variar consideravelmente, dependendo de muitos fatores como idade, força, musculatura e expectativas do paciente.

Em 2001, Modaffore, Kliemann e Ferreira Jr., apresentaram características da liga de titânio e suas perspectivas futuras para confecção de estruturas metálicas em PPRs. O titânio apresentou-se com peso específico muito baixo ($4,5\text{g/cm}^3$), ponto de fusão de 1668°C , condutibilidade térmica bastante baixa, módulo de elasticidade de 110.000 N/mm^2 , alta resistência à tração e à corrosão e ótima biocompatibilidade. As vantagens como biocompatibilidade absoluta, baixo peso específico, ajustes exatos, redução da dureza da superfície, mínima condutibilidade térmica, absoluta ausência de sabores e baixa radiopacidade foram descritas, tais como as desvantagens, como o conhecimento técnico, custo do equipamento e do material a ser utilizado e o custo final da estrutura. Foi apresentado o desenvolvimento de um sistema para realização de próteses em titânio incluindo o preparo do modelo de trabalho, obtenção do modelo duplicado, secagem do modelo, enceramento da estrutura, inclusão do enceramento no cilindro de fundição, fundição, avaliação da peça fundida, acabamento superficial e solda. Foi realizada uma comparação entre titânio, Co-Cr, Ni-Cr e ouro através de uma revisão da literatura e concluído que o titânio se constitui em um novo horizonte na elaboração das PPRs, apresentando um maior número de vantagens do que desvantagens. As dificuldades de sua manipulação, as falhas ainda existentes e seu elevado custo poderiam ser solucionados em breve com as pesquisas e avanços tecnológicos atualmente desenvolvidos sobre o assunto.

Em 2001, Zavanelli e Henriques, apresentaram um método radiográfico simples para a detecção de porosidades internas em artefatos protéticos removíveis confeccionados em

titânio. O número, a localização e o tamanho de uma porosidade interna de uma estrutura metálica confeccionada em titânio poderia facilmente ser examinada através do método, que consistia da utilização de um filme oclusal colocado sobre uma superfície plana e a colocação da estrutura removível sobre o filme, mantendo uma distância do cone ao objeto de 10 a 13cm. O aparelho de raios X era programado para 90 KV, 15 mA e utilizava 0,6 segundos de exposição do filme oclusal à radiação, processando o filme de acordo com as recomendações do fabricante. Um dispositivo que mede a profundidade e o tamanho da porosidade também poderia ser utilizado. Com a execução desse simples método radiográfico antes da estrutura metálica entrar em uso, o clínico poderia facilmente identificar qualquer porosidade no artefato protético confeccionado em titânio que poderia causar um fracasso clínico no futuro. Esse mesmo método poderia ser empregado tanto para detectar porosidades presentes em corpos de prova confeccionados em titânio para descartar amostras defeituosas, como também poderia ser empregado para próteses parciais fixas, possibilitando a visualização de cáries secundárias devido ao baixo grau de radiopacidade do titânio e das ligas dele derivadas.

Em 2002, Douglass e Watson, conduziram uma análise para projetar as necessidades não atendidas de PPFs e PPRs para os anos de 2005, 2010 e 2020. As necessidades não atendidas foram calculadas da seguinte maneira: a necessidade total era igual ao número de pessoas em cada grupo de idade multiplicado pela porcentagem de quem necessitava de uma PPF ou PPR multiplicado pelo tempo médio requerido para fornecer o serviço. A necessidade total não atendida era igual então a necessidade total menos o fornecimento anual de próteses entregues pelos protesistas e clínicos gerais. Os resultados projetados indicaram que necessidades totais não atendidas aumentariam para os anos de 2005, 2010 e 2020. A necessidade de tratamento protético não atendido aumentaria e excederia o fornecimento de serviços para um futuro previsível de 20 anos e os profissionais encontrariam uma parcela considerável da população que continuariam necessitando de PPF e PPR.

Em 2002, Rodrigues *et al.*, compararam a força retentiva de grampos circunferenciais de PPRs confeccionados em Ti cp e duas ligas de Co-Cr com ensaios de inserção e remoção. Para a comparação, foram confeccionadas 02 matrizes metálicas em liga de Co-Cr representando uma hemi-arcada mandibular direita parcialmente desdentada, sendo a primeira com 0,25mm e a segunda com 0,50mm de contorno retentivo na posição do terminal retentivo do grampo. Em seguida, as matrizes foram duplicadas em material refratário e 36 estruturas metálicas foram enceradas e obtidas para fundição, sendo que 12 em Ti cp e 12 para cada liga de Co-Cr (*Remanium* e *Magnum*), e cada grupo foi dividido em 2 subgrupos, correspondendo a 0,25mm e 0,50mm de contorno retentivo. Todas as amostras foram examinadas radiograficamente para detectar possíveis defeitos das fundições que contra-indicassem o seu uso no ensaio de retenção. Foram realizados 7250 ciclos representando uma simulação de 5 anos, estimando 4 ciclos completos por dia. Os resultados indicaram que 20% das amostras de Ti cp apresentaram porosidades e foram substituídas, o que não ocorreu com nenhuma das amostras de Co-Cr. Para a retenção de 0,25mm não foi verificada diferença estatisticamente significativa entre as ligas *Magnum* (Co-Cr) e *Rematitan* (Ti cp) e ambas foram diferentes da liga *Remanium* (Co-Cr) que apresentou valores retentivos maiores. Para a retenção de 0,50mm, o comportamento das ligas de Co-Cr (*Remanium* e *Magnum*) foram similares, havendo uma diferença significativa entre as ligas de Co-Cr e o Ti cp. Os resultados demonstraram que os grampos em Ti cp mantiveram retenção, no entanto com menor força retentiva em relação aos grampos de Co-Cr. Para uma retenção de 0,50mm, os grampos de Ti cp demonstraram uma retenção intermediária entre aquelas mostradas por grampos de Co-Cr com 0,25mm de retenção, sugerindo sucesso em uso clínico e como uma alternativa viável para as ligas de Co-Cr.

Em 2003, Bonachela *et al.*, avaliaram comparativamente a capacidade retentiva do sistema do tipo *O-ring* (Conexão Sistemas de Prótese) e *O-SO* (*3i Implants Innovation*), e de

dois sistemas do tipo ERA (*Sterngold Implamed*) – cápsulas de retenção branca e cinza – em função da simulação de uso nos períodos de tempo inicial, 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos, com ciclos de inserção e remoção, bem como a possível correlação entre o tempo de uso e a resistência à remoção entre os quatro sistemas utilizados. Dois implantes do tipo Branemark foram fixados em duas bases metálicas trapezoidais, sendo os ensaios de inserção e remoção feitos em uma máquina de costura ajustada para este propósito, usando um sistema de correias e polias, movendo um virabrequim. Uma platina de delineador presa a máquina de ensaios foi usada para fixação dos corpos de prova às bases metálicas, permitindo, quando necessário, mudança no eixo de inserção das bases. Os ensaios de resistência ao movimento axial por tensão das cápsulas foram feitos numa máquina de ensaios universal nos períodos de tempo pré-estabelecidos, antes e após o término do ciclo na máquina de costura. O sistema ERA apresentou, desde o início do experimento, maior retenção quando comparados aos outros sistemas. O sistema O-SO mostrou-se mais retentivo em relação ao *O-ring* no período inicial até 6 meses, sendo então superado por este a partir do primeiro ano. Todos os sistemas perderam capacidade retentiva ao longo dos ensaios, com a perda total de retenção ao final do experimento, com exceção do ERA cinza que ainda demonstrava indícios de retentividade e apresentou o melhor desempenho ao final dos ensaios.

Em 2003, Freitas, Vaz e Pedreira, avaliaram a perda de retenção de dois modelos de *attachments* para *overdentures* do tipo barra/clipe das marcas Conexão Sistemas de Prótese e *Sterngold Implamed* do Brasil, durante 5 anos de uso simulado e utilizando um e dois cliques sobre a barra. As barras foram fixadas a 2 análogos Standard posicionados sobre um modelo de aço, os cliques foram capturados sob 40 bases de *overdentures* e submetidos ao ensaio mecânico na máquina de ensaios Material Test System 810, com velocidade de deslocamento vertical de 2 mm/min, frequência de 2 Hz e amplitude de 0,3 mm. Foram realizados 5400 ciclos e os resultados foram avaliados em intervalos de tempo pré-estabelecidos: inicial, 6

meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos. Ambos os grupos perderam retenção ao longo do experimento, sem diferença estatisticamente significativa entre os intervalos de tempo analisados. Nenhum *attachment* sofreu perda total de sua retentividade ao final do experimento, o que evidencia que ambas as marcas comerciais comportaram-se de maneira satisfatória. O tempo de uso medido pela número de ciclos influenciou a capacidade retentiva dos *attachments* devido a alteração na memória elástica dos mesmos.

Em 2003, Landulpho *et al.*, apresentaram procedimentos clínicos com um novo desenho de PPR para melhorar a estética através de um *attachment*. O sistema ERA foi considerado de fácil confecção para suportar e reter uma PPR e foram incorporados conceitos de resiliência, retenção ajustável (código colorido de retenção) e aceitabilidade por parte do paciente, pelo seu conforto e estética. Assim, diante das vantagens inerentes do sistema de *attachment* utilizado no trabalho clínico, os autores constataram a veracidade da eficiência deste sistema, através de sua facilidade de construção e relato do paciente no que diz respeito à funcionalidade mastigatória.

Em 2003, Wang *et al.*, revisaram os ensaios laboratoriais mais importantes que avaliavam as propriedades mecânicas dos materiais odontológicos, na tentativa de demonstrar sua aplicabilidade e relevância e fornecendo uma opinião crítica relacionada às propriedades dos diferentes materiais. Foram introduzidos alguns conceitos que são extremamente relevantes para entender a performance apresentada por cada material sob condições de ensaio específicas. Foram apresentados os ensaios como resistência à tração, ensaio de compressão diametral, resistência à compressão, razão de Poisson, resistência flexural, resistência à fadiga e os ensaios de dureza. Enfatizaram a importância de ensaios laboratoriais prévios e ensaios clínicos previamente a colocação do material no uso da prática clínica. As propriedades mecânicas podem ajudar o clínico de alguma forma na seleção correta do material odontológico.

Em 2003, Wu *et al.*, compararam a deformação de retentores diretos de PPR confeccionados em resina acetato e em liga metálica. Foi confeccionado um modelo de aço inoxidável a partir de um molar extraído e dez retentores em resina acetato (*Thermoflex*) e dez em liga metálica (*Ticonium Premium 100*), de acordo com as recomendações do fabricante. As amostras foram avaliadas sobre o modelo utilizando uma máquina de ensaios que simulava a inserção e remoção de uma PPR por um período de 3 anos (5000 ciclos). As imagens comparativas fotográficas digitais oclusais e vestibulares realizadas antes e depois dos ciclos mensuraram em milímetros a deformação dos retentores diretos usando um programa de imagem computadorizada (Scion Image 1.62). Na vista oclusal, a deformação de retentores diretos em resina acetato foi estatisticamente maior do que a dos retentores em liga metálica, mas nenhuma diferença significativa pôde ser detectada na vista vestibular entre os dois retentores. Esta deformação de retentores diretos de resina acetato pode afetar negativamente o desempenho clínico das PPRs, perdendo algumas de suas características retentivas.

Em 2004, Botega *et al.*, avaliaram e compararam a força retentiva e a resistência à fadiga de sistemas de encaixe para *overdenture*. Foram preparadas 20 amostras de 2 sistemas de encaixes (*O-ring* e Barra-Clipe) e de dois fabricantes comerciais (Conexão Sistemas de Próteses e *Lifecore Biomedical*) e assim divididas em quatro grupos: Conexão/*O-ring*, Conexão/Barra Clipe, *Lifecore/O-ring* e *Lifecore/Barra-Clipe*, com cinco amostras em cada grupo. Foi realizado o ensaio mecânico de fadiga realizando 5500 ciclos de inserção e remoção imersos em saliva artificial e os valores de força retentiva foram obtidos em três tempos distintos (inicial, após 3000 e 5500 ciclos) simulando uso clínico. As amostras do grupo Conexão/Barra Clipe possuíam valores de retenção mais altos do que as do grupo *Lifecore/ Barra Clipe* e as amostras do grupo Conexão/*O-ring* possuíam valores retentivos mais baixos do que as do grupo *Lifecore/O-ring*. As amostras do grupo Conexão/Barra Clipe possuíam valores retentivos sempre mais altos do que as do grupo Conexão/*O-ring* e as

amostras dos grupos *Lifecore/O-ring* e *Lifecore/Barra-Clipe* apresentaram valores retentivos similares. Os sistemas de encaixe avaliados apresentaram valores de força retentiva satisfatória antes e após o ensaio de fadiga no período simulado de 5 anos de inserções e remoções e não diminuíram os valores de retenção ou causaram fraturas dos componentes dos sistemas de encaixe. A seleção de encaixe tipo Barra-Clipe ou *O-ring* deveria ser baseado nas vantagens de cada sistema e nas necessidades dos pacientes.

Em 2004, Kim *et al.*, avaliaram a força retentiva de grampos em níquel-titânio (Ni-Ti), Co-Cr, ouro tipo IV e fio trefilado durante ciclos de inserção e remoção para determinar se os grampos em liga de Ni-Ti mantiam a sua força retentiva inicial sobre condições variadas, incluindo diferentes espessuras, larguras e profundidades de retenções dos grampos. Foram desenvolvidos modelos para os ensaios, em que duas coroas totais metálicas foram confeccionadas diferenciando apenas pelo contorno retentivo, sendo uma de 0,25mm e a outra de 0,75mm. Foram confeccionados 98 grampos no total, incluindo 14 grampos de fio trefilado e 28 grampos de cada uma das seguintes ligas: liga de Co-Cr (*Biosil*), liga de ouro tipo IV (*Cast-4*) e liga de Ni-Ti (*TN-10*). Os grampos foram confeccionados em duas profundidades de contorno retentivo (0,25mm ou 0,75mm) e em dois tamanhos (0,8mm ou 1,4mm) e foram examinados radiograficamente. A força para a remoção dos grampos foi mensurada por uma máquina universal de ensaios e um simulador de mastigação foi usado para a realização dos 500 ciclos de inserção e remoção dos grampos sobre as coroas metálicas. A seqüência dos ciclos foi repetida 10 vezes e a força retentiva foi mensurada após cada seqüência. A superfície interna do braço do grampo foi examinada para evidenciar a fadiga do metal usando um microscópio eletrônico de mapeamento e um estereomicroscópio com uma ampliação original de 10X foi utilizado para garantir a localização precisa da união da solda dos grampos em fio trefilado. No grupo com retenção de 0,25mm, grampos em liga de Co-Cr e em liga de ouro demonstraram uma diminuição gradativa na capacidade de força retentiva.

Em contraste, os grampos em liga de Ni-Ti mantiveram a força retentiva de aproximadamente 1,8N e 2,6N para os grampos com 0,8mm e 1,4mm, respectivamente. Embora a força retentiva dos grampos em liga de Ni-Ti foi ligeiramente reduzida após a seqüência do primeiro ciclo, a diferença foi insignificante comparado com os outros grampos avaliados, com os grampos em fio trefilado também conservando a sua força retentiva até a seqüência final do ciclo. Uma tendência similar foi encontrada no grupo de grampos envolvidos por 0,75mm de contorno retentivo e foi concluído que embora o ponto final de retenção para todos os grampos fosse similar, existiu pequena mudança na força retentiva dos grampos fundidos em liga de Ni-Ti após repetidos ciclos de inserção e remoção. Estes grampos mantiveram uma boa força retentiva neste ensaio de simulação e esta era uma propriedade altamente desejável para os grampos de PPR. Avaliações clínicas futuras poderiam fornecer informações de que a liga de Ni-Ti seria uma opção para indicação em PPR.

Em 2005, Arda e Arikan compararam a força retentiva e a deformação dos grampos em resina acetato e Co-Cr após 36 meses de simulação de uso clínico. A partir de um manequim odontológico foram obtidos moldes de um primeiro pré-molar e de um primeiro molar com hidrocolóide reversível e confeccionados modelos em cera. O dente encerado foi fixado no centro de uma placa de cera com dimensões de 1,2 x 4 x 3mm e preparado em um delineador fornecendo planos guias mesiais e linguais e criando contornos retentivos na superfície disto-vestibular. Um nicho de 2mm foi preparado na superfície ocluso-mesial e 40 modelos foram duplicados em cera e fundidos em Co-Cr, sendo 20 pré-molares e 20 molares e dentro de cada grupo 10 com contorno retentivo de 0,25mm e 10 com 0,50mm. Quarenta grampos de resina acetato com 1,2mm ou 2,0mm de espessura e de Co-Cr (*Dentorium*) com 1,2mm de espessura foram confeccionados usando padrões pré-fabricados. Os grupos foram subdivididos conforme o tipo de dente (pré-molar ou molar) e contorno retentivo (0,25mm ou 0,50mm). Os grampos em Co-Cr e em resina acetato foram polidos utilizando procedimentos

padrões, sendo acoplados no aparelho de ensaios e adaptados no correspondente retentor do modelo metálico fixo em um recipiente de aço inoxidável e preenchido com água destilada. Quatro mil, trezentos e oitenta (4380) ciclos de inserção e remoção foram realizados simulando 3 anos de uso clínico de uma PPR e a força retentiva dos grampos foi medida pelo aparelho de ensaios com intervalos correspondendo ao tempo inicial, 6, 12, 18, 24, 30, e 36 meses. A distância (mm) entre as pontas dos grampos foi medida com o auxílio de um microscópio antes e depois do ensaio de inserção e remoção e a comparação entre o valor médio da força retentiva (gramas-força) dos grampos foi realizada. O valor médio da carga requerida para deslocar grampos de resina acetato com 1,2mm de espessura foi de 111,6g ou 0,11N e com 2,0mm de espessura foi de 178,4g ou 1,75N e significativamente menor do que a carga requerida para deslocar grampos de Co-Cr que foi de 694,1g ou 6,81N. A força retentiva necessária para deslocar todos os 3 tipos de grampos foi significativamente menor para os molares do que para os pré-molares e também menores para os modelos com 0,25mm de retenção do que aqueles com 0,50mm de retenção. Após 36 meses de simulação de uso clínico, houve evidência de deformação nos grampos de Co-Cr, mas nenhuma deformação foi notada para grampos de resina acetato. A força retentiva de grampos de Co-Cr que eram de 297,4g ou 2,91N após deformação permaneceu significativamente mais alta do que a força retentiva de grampos em resina acetato que eram para 1,2mm de espessura de 110,7g ou 1,08N e para 2,0mm de 177,5g ou 1,74N. Dentro das limitações do estudo, os resultados sugeriram que em ambas as espessuras avaliadas os grampos de resina acetato requeriam menor força para inserção e remoção do que os grampos de Co-Cr no período simulado. A força retentiva de um grampo em resina acetato pode não ser suficiente para PPR devido ser significativamente menor para remoção do que um grampo em Co-Cr. A flexibilidade de grampos em resina acetato permitiria que os braços retentivos dos grampos de PPR fossem colocados mais profundamente no contorno retentivo do que em retentores de Co-Cr, porque

a resina acetato não é tão rígida como as ligas de Co-Cr. Apesar da baixa força retentiva requerida para remoção destes grampos, a flexibilidade e a resiliência retentiva em longo prazo sugeriria que os grampos em resina acetato poderiam ser convenientes para PPRs, em casos que estética ou a saúde periodontal fossem um interesse primário.

Em 2005, Botega, Mesquita e Henriques, descreveram um caso clínico no qual o paciente recebeu tratamento com uma *overdenture* maxilar dento-retida por encaixes do sistema ERA. O tratamento com *overdenture* utilizando o sistema de encaixe resiliente foi considerado uma alternativa para as reabilitações de pacientes parcialmente desdentados, cujos dentes remanescentes não apresentavam condições para a confecção de PPF ou PPR, proporcionando maior conforto através de uma reabilitação mais estável.

Em 2005, Rodrigues avaliou a influência de dois métodos de fundição, sobre a microestrutura, microdureza, porosidade e força de retenção de grampos de PPR, fundidos em Co-Cr (controle) e Ti cp. Foram utilizados os seguintes métodos: 1- Arco voltaico (plasma) sob vácuo e pressão de argônio, com injeção do metal fundido por vácuo-pressão; 2- Indução sob vácuo e atmosfera de argônio, com injeção do metal fundido por centrifugação. Para a análise de força de retenção foram confeccionados estruturas metálicas com grampos circunferenciais sob retenção de 0,25, 0,50 e 0,75mm, submetidas a ciclos de inserção e remoção simulando o uso por um período de 5 anos. Previamente ao ensaio de simulação, os corpos de prova foram radiografados e para o ensaio de microdureza Vickers e microestrutura foram confeccionados discos polidos metalograficamente. Foi verificado que os métodos de fundição interferiam nas características dos materiais estudados, com as peças em Ti cp fundidas por indução/centrifugação apresentando menos porosidades (16,66%) do que as fundidas por plasma/vácuo-pressão (50%). As peças fundidas por plasma/vácuo-pressão apresentaram maior flexibilidade e as fundidas por indução/centrifugação apresentaram maior rigidez. Conseqüentemente, as forças de retenção foram, em geral, maiores para os corpos de

prova obtidos por indução/centrifugação do que para aqueles obtidos por plasma/vácuo-pressão, com exceção da condição experimental de retenção 0,75mm. Os corpos de prova fundidos por indução/centrifugação apresentaram, tanto para o Ti cp quanto para a liga de Co-Cr, maiores valores de microdureza Vickers do que os fundidos por plasma/vácuo-pressão. Embora os métodos de fundição ainda apresentassem problemas técnicos a serem resolvidos, ambos os métodos permitiam a obtenção de resultados satisfatórios na produção de estruturas metálicas de PPR em Ti cp.

Em 2006, Barros *et al.*, revisaram alguns aspectos da utilização do titânio na confecção de PPR, avaliando especialmente os aspectos relacionados aos retentores extra-coronários. Apesar de algumas vantagens em relação às ligas odontológicas tradicionais, apresentava maiores dificuldades técnicas na sua fundição, necessitando de equipamentos especiais e limitando dessa forma maior difusão de seu uso. As ligas tradicionais à base de Co-Cr, nas suas diferentes composições, continuavam sendo um excelente material para PPR desde que os princípios biológicos de sua confecção fossem respeitados. O titânio apresentava-se como uma alternativa viável na confecção de PPR, especialmente nos casos onde características como flexibilidade e biocompatibilidade fossem exigidas. Entretanto, mais pesquisas ainda seriam necessárias para o desenvolvimento de um material ideal na confecção de PPRs.

Em 2007, Sandu, Faur e Bortun, avaliaram a distribuição das tensões nos grampos circunferenciais fundidos em Co-Cr utilizando o método dos elementos finitos e realizaram um ensaio de fadiga para avaliar o comportamento dos grampos sobre o tempo. A análise das tensões indicou a junção do braço do grampo com o corpo o local de maior risco de fratura e a análise da fadiga estimou uma degradação do grampo com o tempo com uma taxa de sobrevivência média de 5 anos e meio. Para PPRs, os braços retentivos dos grampos funcionaram com sucesso inicialmente, mas em média, podem falhar após 5 ou 6 anos.

3. PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Considerando as vantagens das OPRs como tratamento protético reabilitador, aliado às características dos metais à base de Co-Cr, Ti cp e Ni-Cr com Ti, além da ausência de informações sobre o desempenho em longo prazo da associação de grampos fundidos com encaixes, foi proposição deste estudo:

3.1. Avaliar a retenção das estruturas com grampos circunferenciais simples associadas com retentores intra-radulares com encaixe do tipo ERA em função dos diferentes metais utilizados (Co-Cr, Ti cp e Ni-Cr com Ti), dos diferentes contornos retentivos (0,25mm e 0,75mm) e em função do tempo de uso em cada período simulatório (inicial, 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos).

4. METODOLOGIA

4. METODOLOGIA

4.1. MATERIAIS

Os materiais utilizados durante a fase experimental da pesquisa com a sua marca comercial, fabricante e distribuidor no Brasil estão discriminados nos Quadros 4.1 e 4.2.

Quadro 4.1.: Material utilizado para confecção das matrizes metálicas

MATERIAL	MARCA COMERCIAL	FABRICANTE	DISTRIBUIDOR NO BRASIL
Liga de Co-Cr	Star Loy C® Degudent	Dentsply Latin América (Buenos Aires – Argentina)	Dentsply Ind. e Com. Ltda. (Petrópolis – RJ)
Hidrocolóide irreversível	Jeltrate® Plus	Dentsply Latin América (Buenos Aires – Argentina)	Dentsply Ind. e Com. Ltda. (Petrópolis – RJ)
Gesso pedra especial tipo IV	Herostone®	Vigodent (New York – USA)	Vigodent S/A. Ind. Com. (Rio de Janeiro – RJ)
Pontas diamantadas	2131,3097,3216 4138 e 1014 HL	KG Sorensen Ind. Com. Ltda. (Barueri – SP)	KG Sorensen Ind. Com. Ltda. (Barueri – SP)
Resina acrílica Autopolimerizável	Duralay	Reliance Dental Mfg. Co. (Worth – USA)	Polidental Ind. e Com. Ltda. (Cotia – SP)
Silicona de condensação	Silagum®	Sterngold Implamed (Attleboro – USA)	Sterngold Implamed do Brasil Ltda. (São Paulo – SP)

Cera para escultura	Bloco Macro	Polidental Ind. e Com. Ltda. (Cotia – SP)	Polidental Ind. e Com. Ltda. (Cotia – SP)
Cera	Cera rosa 7 Wilson	Polidental Ind. e Com. Ltda. (Cotia – SP)	Polidental Ind. e Com. Ltda. (Cotia – SP)
Revestimento para Co-Cr	Heat Shock®	Polidental Ind. e Com. Ltda. (Cotia – SP)	Polidental Ind. e Com. Ltda. (Cotia – SP)

Quadro 4.2.: Material utilizado para confecção das amostras

MATERIAL	MARCA COMERCIAL	FABRICANTE	DISTRIBUIDOR NO BRASIL
Encaixes calcináveis	ERA Attachments Overdenture®	Sterngold Implamed (Attleboro – USA)	Sterngold Implamed do Brasil Ltda. (São Paulo – SP)
Liga de Ni-Cr	Fit Cast – SB Plus®	Talladium Inc. (USA)	Talladium do Brasil (Curitiba – PR)
Cimento de fosfato de zinco	Cimento de zinco	S.S.White (Rio de Janeiro – RJ)	S.S.White (Rio de Janeiro – RJ)
Cera para alívio	Cera especial para Roach	Ceras Babinete Manufatura e Com. De Ceras para moldes Ltda. (Maringá – PR)	Ceras Babinete Manufatura e Com. De Ceras para moldes Ltda. (Maringá – PR)
Duplicador	Silicone Master®	Talladium Inc. (USA)	Talladium do Brasil (Curitiba – PR)

Revestimento para Co-Cr e Ni-Cr com Ti	Micro Fine 1700®	Talladium Inc. (USA)	Talladium do Brasil (Curitiba – PR)
Revestimento para Ti cp	Rematitan Plus®	Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG (Pforzheim – Alemanha)	Sisprodent Com. De Materiais Dentários Ltda. (São Paulo – SP)
Endurecedor de modelos refratários para titânio	Endurecedor a frio <i>rematitan</i> ®	Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG (Pforzheim – Alemanha)	Sisprodent Com. De Materiais Dentários Ltda. (São Paulo – SP)
Padrões pré- formados em cera de grampos circunferenciais	MK Grampos molares	Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG (Pforzheim – Alemanha)	Sisprodent Com. De Materiais Dentários Ltda. (São Paulo – SP)
Adesivo para padrões de cera	Wax-Fix	Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG (Pforzheim – Alemanha)	Sisprodent Com. De Materiais Dentários Ltda. (São Paulo – SP)
Fio de cera nº 2	Babinete	Ceras Babinete Manufatura e Com. De Ceras para moldes Ltda. (Maringá – PR)	Ceras Babinete Manufatura e Com. De Ceras para moldes Ltda. (Maringá – PR)
Agulha de tricô nº 5	Pingouin	Plastifama Ind. Com. De Plásticos Ltda. (Santo André – SP)	Plastifama Ind. Com. De Plásticos Ltda. (Santo André – SP)
Liga de Co-Cr	Fit Flex®	Talladium Inc. (USA)	Talladium do Brasil (Curitiba – PR)

Liga de Ni-Cr com Ti	Vi- Star®	Talladium Inc. (USA)	Talladium do Brasil (Curitiba – PR)
Ti cp	Titânio comercialmente puro – Grau 2	Realum Ind. E Com. Ltda. (São Paulo – SP)	Realum Ind. E Com. Ltda. (São Paulo – SP)
Solução Eletrolítica	Lustracromo IK	Knebel Prod. Dentários Ltda (Porto Alegre – RS)	Knebel Prod. Dentários Ltda (Porto Alegre – RS)
Resina acrílica autopolimerizável	Vipi Flash	VIPI Ind. Com., Exp. E Imp. De Prod. Odontológicos Ltda., (Pirassununga – SP)	VIPI Ind. Com., Exp. E Imp. De Prod. Odontológicos Ltda., (Pirassununga – SP)
Radiografias oclusais	Kodak Insight Dental Film Occlusal F E Speed®	Eastman Kodak Company (Rochester, New York – USA)	Kodak Brasileira Com. E Ind. Ltda. (São José dos Campos – SP)
Revelador	Kodak Dental	Eastman Kodak Company (Rochester, New York – USA)	Kodak Brasileira Com. E Ind. Ltda. (São José dos Campos – SP)
Fixador	Kodak Dental	Eastman Kodak Company (Rochester, New York – USA)	Kodak Brasileira Com. E Ind. Ltda. (São José dos Campos – SP)
Disco para corte	Disco Cut-off nº 43	Pontas Schelbe Ltda. (Petrópolis, RJ)	Pontas Schelbe Ltda. (Petrópolis, RJ)

4.2. MÉTODO

4.2.1. Delineamento experimental

Foram confeccionadas 60 estruturas metálicas de grampos circunferenciais simples a partir das ligas de Co-Cr, Ti cp e Ni-Cr com Ti, distribuídas em 03 grupos conforme o tipo de liga e subdivididas de acordo com o contorno retentivo da face vestibular do 1º molar inferior com calibração de 0,25mm e 0,75mm (perfazendo 10 amostras por subgrupo), conforme Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Amostras divididas conforme a liga utilizada e o contorno retentivo

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Contorno retentivo	Co-Cr	Ni-Cr com Ti	Ti cp
0,25mm	10	10	10
0,75mm	10	10	10
Total	20	20	20

4.2.2. Obtenção das matrizes metálicas

Para a realização do ensaio mecânico para aferir a retenção associando estrutura metálica com grampo circunferencial simples e retentor intra-radicular fundido com encaixe de semi-precisão do tipo ERA® (Sterngold Implamed, Attleboro, EUA) em função do tempo de uso foram confeccionadas duas matrizes metálicas em liga de Co-Cr *Star Loy C® Degudent* (Dentsply, Petrópolis, Brasil). Estas matrizes foram representativas de uma hemi-arcada inferior direita parcialmente desdentada com as presenças do primeiro molar e canino e

com as ausências do primeiro e segundo pré-molares, sendo que o molar apresentava a coroa íntegra e o canino somente o remanescente radicular, como ilustrado na Figura 4.1 A-C. As coroas dos molares apresentavam equador protético e grau de retenção de 0,25mm e 0,75mm respectivamente, ambas localizadas na região cérvico-disto-vestibular do molar inferior, para a posterior confecção de um grampo circunferencial simples.



Figura 4.1: A) Vista oclusal da matriz representativa da hemi-arcada inferior direita.
 B) Vista vestibular da matriz com contorno retentivo de 0,25mm.
 C) Vista lingual da matriz.

As matrizes foram fundidas em Co-Cr, pois esta liga possui valor de dureza Knoop de 391KHN (Kg/mm^2) (O'BRIEN; RYGE, 1981; CRAIG; POWERS, 2004), valor este próximo ao do esmalte dentário humano que possui uma dureza Knoop de 343KHN (Kg/mm^2) (O'BRIEN; RYGE, 1981; JÚNIOR, 1999; CRAIG; POWERS, 2004).

Para a confecção dessas matrizes foi utilizada a arcada inferior de um manequim odontológico (Manequins Odontológicos Marília Ltda, Marília, Brasil) com todos os dentes artificiais removidos com exceção do primeiro molar e do canino inferior direito. O manequim foi moldado com hidrocolóide irreversível (Jeltrate® Plus, Dentsply, Petrópolis, Brasil) com o auxílio de uma moldeira para arcada total (PO2 - ag, Giachetti Indústria Metálica, São Paulo, Brasil) e vazado imediatamente com gesso pedra especial tipo IV (Herostone®, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) com a relação água/pó de 0,24 mL/g (PHILLIPS, 1993). Após a presa do gesso o modelo foi recortado para o delineamento.

Com um delineador Bio-Art (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos,

Brasil) foi determinada a trajetória de inserção, o equador protético, a localização do terminal retentivo do grampo circunferencial (0,25mm e 0,75mm) e a necessidade de confecção de planos-guia na superfície mesial e lingual do molar, Figura 4.2 A-B.

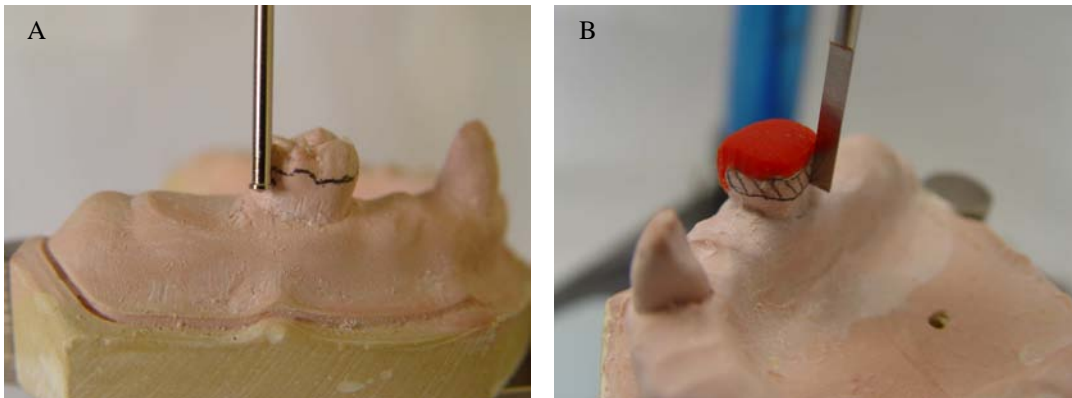


Figura 4.2: A) Vista vestibular do equador protético obtido com a ponta calibradora de 0,25mm.
B) Vista lingual do casquete dos planos-guia mesial e lingual obtidos.

Em seguida o primeiro molar do manequim foi preparado com nichos na superfície ocluso médio-mesial com a ponta diamantada 2131 (KG Sorensen, Barueri, Brasil) e planos-guia na superfície mesial e lingual com a ponta diamantada 3097 (KG Sorensen, Barueri, Brasil) com o auxílio do casquete de transferência em resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance Dental, Worth, USA) previamente confeccionado e desgastado durante o delineamento do modelo de estudo (Figura 4.2B). Estes preparos nas matrizes metálicas receberam posteriormente o apoio do grampo circunferencial simples, o conector menor e o braço de oposição, respectivamente, para padronizar o eixo de inserção e remoção da estrutura metálica. Foi removida a coroa do canino do manequim e realizado o preparo do remanescente dentário em dois planos e término em chanfrado com auxílio de pontas diamantadas 3216 e 4138 (KG Sorensen, Barueri, Brasil). Em seguida foi realizado um conduto no remanescente do canino simulando o preparo intra-radicular com a ponta diamantada 1014 HL (KG Sorensen, Barueri, Brasil) com o comprimento de trabalho de 10mm para posterior confecção do retentor intra-radicular com encaixe calcinável do tipo

macho e fêmea do sistema ERA®.

A partir do manequim com os dentes preparados, foi realizado o procedimento de moldagem da hemi-arcada direita com material elastomérico à base de silicone de reação por condensação (Silagum®, Sterngold Implamed, Attleboro, EUA) de viscosidade média com uma moldeira parcial (P1G – ag, Giachetti Indústria Metálica, São Paulo, Brasil). Os moldes obtidos foram vazados com cera para escultura (Bloco Macro, Polidental, Cotia, Brasil) em estado fluido com auxílio de uma lamparina a álcool. Os padrões em cera foram posicionados sobre uma placa de acrílico com os respectivos locais para receber os dois parafusos pré-determinados da máquina de ensaio projetada na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (Máquina de Ensaio, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil). Foi adaptada cera rosa 7 (Wilson, Polidental, Cotia, Brasil) nos padrões em cera que após a fundição serviu como base das matrizes metálicas (Figura 4.3 A). Essas bases permitiram a fixação das matrizes na máquina de ensaios através de dois parafusos com 6,5mm de diâmetro e com uma distância de 19mm dos centros dos parafusos. Os padrões em cera obtidos foram aliviados na região da base, com o intuito de favorecer a fundição, principalmente pela diminuição da quantidade de liga necessária (Figura 4.3 B).

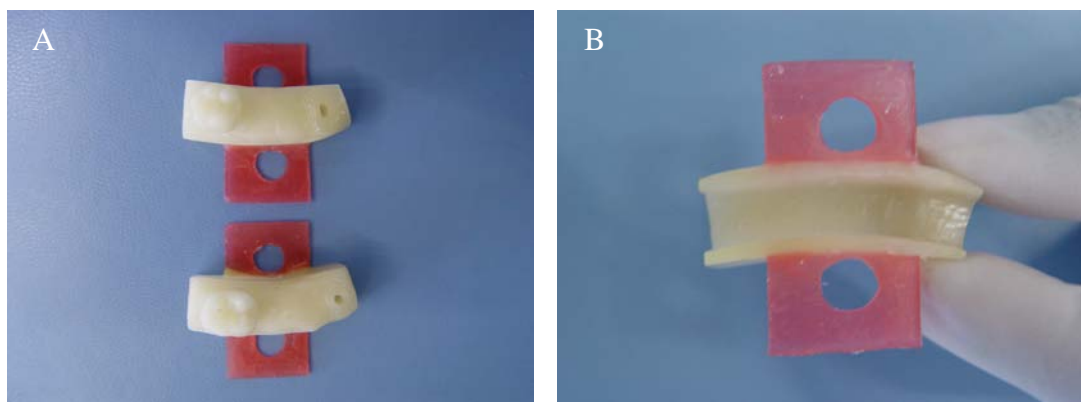


Figura 4.3: A) Vista oclusal dos padrões em cera.
B) Vista inferior da base da matriz, evidenciando a região aliviada.

Os padrões foram incluídos em revestimento para Co-Cr (Heat Shock®, Polidental,

Cotia, Brasil) e, através da técnica da cera perdida, foram obtidas as matrizes em liga de Co-Cr. Em seguida, as matrizes foram desincluídas, jateadas com óxido de alumínio e devidamente acabadas e polidas, dentro do padrão de obtenção das estruturas metálicas de PPR. Ao final dos procedimentos de acabamento e polimento foram reconferidos os preparos intra-radulares, dos nichos oclusais e planos-guia e recalibradas as retenções determinadas.

4.2.3. Obtenção dos retentores intra-radulares com encaixes tipo ERA®

Os retentores intra-radulares fundidos com encaixes foram obtidos a partir da confecção de padrões em resina acrílica duralay (Reliance Dental Mfg. Co., Worth, USA) sobre os preparos intra-radulares dos caninos com a posterior colocação dos componentes fêmeas dos encaixes calcináveis do tipo ERA® sobre a porção coronária e representativa do núcleo, com o auxílio do delineador e mandril de paralelismo ERA®, Figura 4.4 A-C. Esses retentores foram incluídos em material refratário do tipo Micro Fine 1700® (Talladium do Brasil, Curitiba, Brasil) e fundidos em liga de Ni-Cr (Fit Cast – SB Plus®, Talladium do Brasil, Curitiba, Brasil). Os componentes fêmeas não sofreram polimento em sua região interna, pois este procedimento poderia ocasionar desgaste do componente, prejudicando assim a retenção do sistema.



Figura 4.4: A) Colocação do componente fêmea do encaixe do sistema ERA® com auxílio do delineador e mandril de paralelismo ERA®. B) Vista oclusal, das matrizes de 0,25mm e 0,75mm. C) Retentores intra-radulares com os componentes fêmeas.

Os retentores intra-radiculares fundidos foram cimentados com auxílio de cimento de fosfato de zinco (Cimento de Zinco, S.S. White, Rio de Janeiro, Brasil) sobre as raízes representativas dos caninos, conforme Figura 4.5 A-C. O cimento foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante.



Figura 4.5: A) Vista oclusal do retentor cimentado na matriz com contorno retentivo de 0,25mm. B) Vista vestibular. C) Vista lingual.

4.2.4. Confeção dos corpos de prova

4.2.4.1. Obtenção dos modelos refratários

Como forma de padronizar o estudo e a obtenção dos corpos de prova, os modelos refratários e o procedimento de enceramento foram realizados por um único operador.

As matrizes de Co-Cr foram posicionadas no delineador e realizados os alívios necessários com cera para alívio (Cera especial para Roach, Ceras Babinete, Maringá, Brasil) para o posicionamento dos grampos e das selas da estrutura metálica, Figura 4.6 A-C.



Figura 4.6: A) Vista oclusal da matriz com alívio para duplicação em revestimento. B) Vista vestibular. C) Vista lingual.

Para a confecção dos modelos refratários, foram obtidos moldes a partir do material de duplicação laboratorial do tipo Silicone Master (Talladium do Brasil, Curitiba, Brasil) diretamente sobre as matrizes metálicas, Figura 4.7.



Figura 4.7: Molde obtido com silicone para duplicação do tipo Silicone Master (Talladium do Brasil).

Em seguida, foram obtidos 40 modelos em revestimento Micro Fine 1700® (Talladium do Brasil, Curitiba, Brasil) sendo que 20 para a confecção dos corpos de prova em liga de Co-Cr (Fit Flex®, Talladium do Brasil, Curitiba, Brasil) e 20 para a confecção dos corpos de prova em liga de Ni-Cr com Ti (Vi-Star®, Talladium do Brasil, Curitiba, Brasil). E 20 modelos foram obtidos em revestimento Rematitan Plus® (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) para a confecção dos corpos de prova em Ti cp (Titânio comercialmente puro – grau 2, Realum, Brasil), Figura 4.8 A-C.



Figura 4.8: A) Vista vestibular dos modelos refratários obtidos em revestimento Micro Fine 1700® (esquerda) e em Rematitan Plus® (direita). B) Vista lingual. C) Vista oclusal.

Não foi necessário o banho de imersão convencional em cera nos modelos obtidos com estes revestimentos. Os modelos em Micro Fine 1700® (Talladium do Brasil, Curitiba, Brasil) foram levados sobre uma lâmina de cera ao Forno para Anel EDG 7000 (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil), Figura 4.9, em uma temperatura de 250°C por 10 minutos conforme as recomendações do fabricante. Os modelos obtidos com Rematitan Plus® (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) foram levados ao forno a uma temperatura de 70°C por 40 minutos e submergidos durante 5 a 10 segundos no líquido endurecedor a frio *rematitan*® que permite uma melhor aderência dos padrões em cera. Após o banho, os modelos voltavam para o forno a 70°C por mais 5 a 10 minutos de acordo com as recomendações do fabricante.



Figura 4.9: Forno EDG 7000 utilizado para o tratamento térmico dos modelos refratários.

4.2.4.2. Enceramento

Os modelos refratários foram posicionados na mesa porta modelos do delineador e orientados pela trajetória de inserção definida pelos planos-guia. Para padronizar os braços retentivos dos grampos, foram utilizados padrões pré-formados em cera de grampos circunferenciais (Grampos para molares MK, Dentaaurum, Pforzheim, Alemanha), Figura 4.10 A-B, que foram posicionados sobre os modelos de revestimento. Estes padrões foram medidos com o auxílio de um paquímetro (MAUb, Varsóvia, Polônia) e possuíam aproximadamente 2,4mm de largura no terço rígido dos braços e afilava gradativamente até o terço flexível, com 1,2mm de largura.

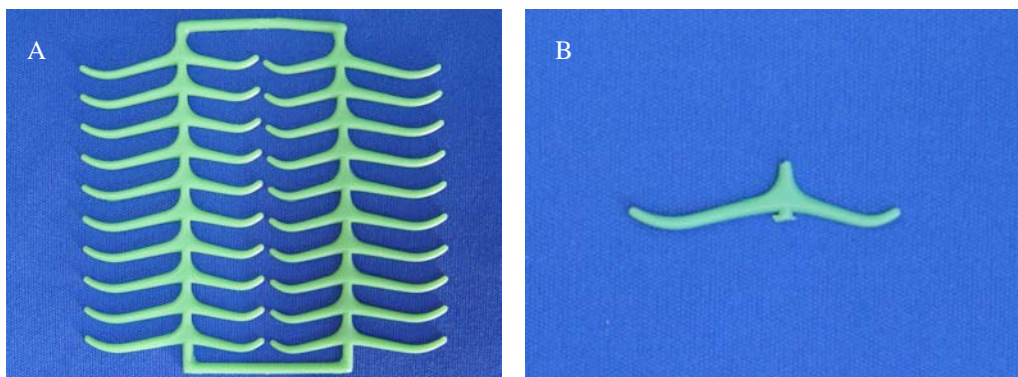


Figura 4.10: A) Padrões pré-formados em cera de grampos circunferenciais.
B) Vista aproximada do grampo circunferencial.

Os padrões pré-formados de grampos circunferenciais não receberam nenhum acabamento com instrumento aquecido para evitar possíveis alterações de forma e espessura mantendo a uniformidade dos corpos de prova, Figura 4.11 A-C. Antes do posicionamento dos padrões foi colocada uma fina camada de adesivo para padrões de cera (Wax Fix, Dentaaurum, Pforzheim, Alemanha) sobre os modelos refratários para uma melhor aderência dos grampos pré-formados e impedir o seu deslocamento durante o procedimento de inclusão. A malha de retenção foi encerada com fio de cera nº 2 (Ceras Babinete, Maringá, Brasil).



Figura 4.11: A) Vista vestibular do enceramento da estrutura. B) Vista oclusal. C) Vista lingual.

Um pino plástico cortado com 55mm de comprimento e 5mm de diâmetro obtidos a partir de uma agulha de tricô nº5 (Pingouin, Plastifama, Santo André, Brasil) foi colocado sobre a malha de retenção e fixado com cera (Babinete, Ceras Babinete, Maringá, Brasil) com o auxílio do delineador e paralelo a trajetória de inserção. Este pino serviu como canal de alimentação para o processo de fundição, e após fundido permitiu a fixação dos corpos de prova à máquina de ensaios, Figura 4.12 A-B.

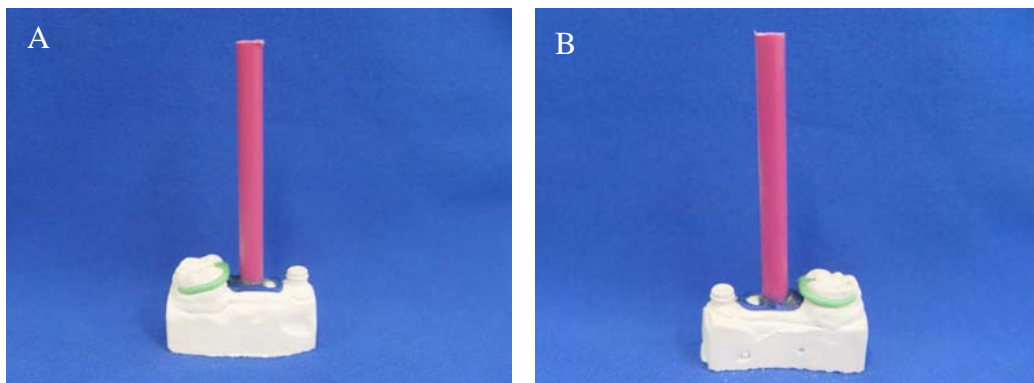


Figura 4.12: Enceramento da estrutura com o posicionamento do pino plástico.
A) Vista vestibular. B) Vista lingual.

4.2.4.3. Inclusão

Após o enceramento, os corpos de prova foram fixados com cera nas bases dos anéis através dos pinos plásticos para posterior inclusão e fundição, conforme ilustrado na Figura 4.13-A. Antes do preechimento total dos anéis foi vazada uma pequena porção de

revestimento, com o auxílio de um pincel e vibrador, sobre os padrões pré-formados dos grampos formando uma “muralha de arrimo” para diminuir possíveis porosidades do revestimento próximas dos grampos e para impedir que os mesmos se deslocassem durante a inclusão, como ilustrado na Figura 4.13-B, e após presa, os anéis foram completados.

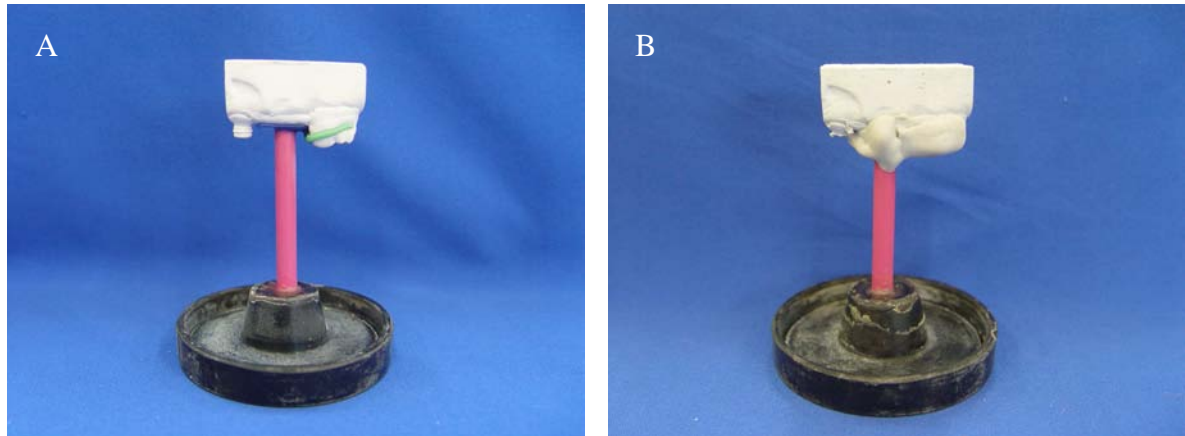


Figura 4.13: A) Fixação do corpo de prova na base dos anéis através dos pinos plásticos.
B) “Muralha de arrimo” sobre o enceramento.

Os anéis foram completados com os mesmos revestimentos utilizados anteriormente para a confecção dos modelos refratários e vazados sob vibração. Para as estruturas em Ti cp o revestimento foi manipulado mecanicamente a vácuo e utilizado anéis metálicos (Figura 4.14-A). Para as estruturas em Co-Cr e Ni-Cr com Ti o revestimento foi manipulado manualmente e utilizado anéis de silicone, (Figura 4.14-B).

Após a presa dos revestimentos, os anéis de silicone foram removidos. A parte inferior dos blocos de revestimentos foram passados no recortador de gesso para permitir a saída dos gases produzidos pela cera.

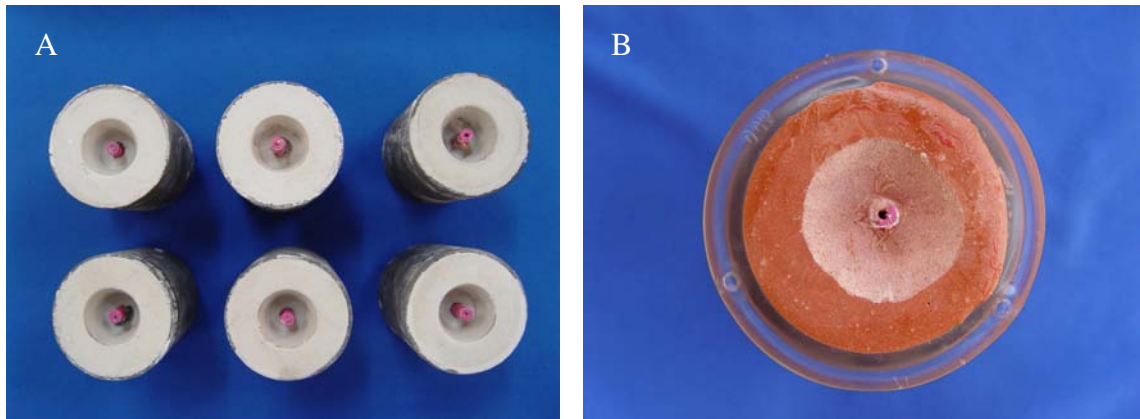


Figura 4.14: A) Modelos para fundição em Ti cp incluídos em anéis metálicos.
B) Modelo para fundição em Co-Cr incluído em anel de silicone.

4.2.4.4. Ciclo térmico dos revestimentos

Após realizada as inclusões, os modelos incluídos com revestimento Micro Fine 1700® foram colocados no forno a temperatura ambiente e elevada a temperatura conforme gráfico da Figura 4.15. Ao atingir 950°C, esta temperatura foi mantida por 20 minutos. Em seguida, a temperatura foi abaixada para 900°C e foi realizada a fundição.

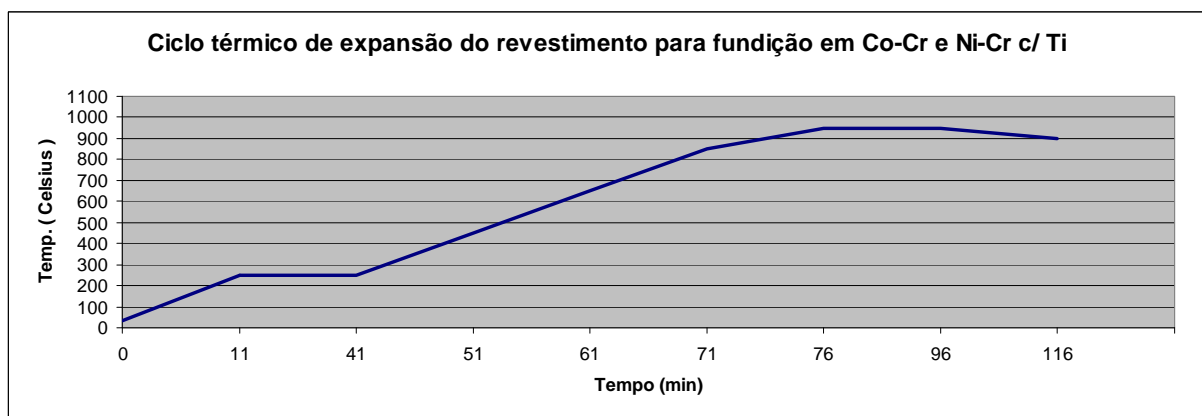


Figura 4.15: Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Co-Cr e Ni-Cr com Ti.

Os revestimentos em Rematitan Plus foram submetidos ao ciclo térmico representado na Figura 4.16, sendo que atingir a temperatura de 430°C, a fundição poderia ser realizada no

tempo máximo de 120 minutos.

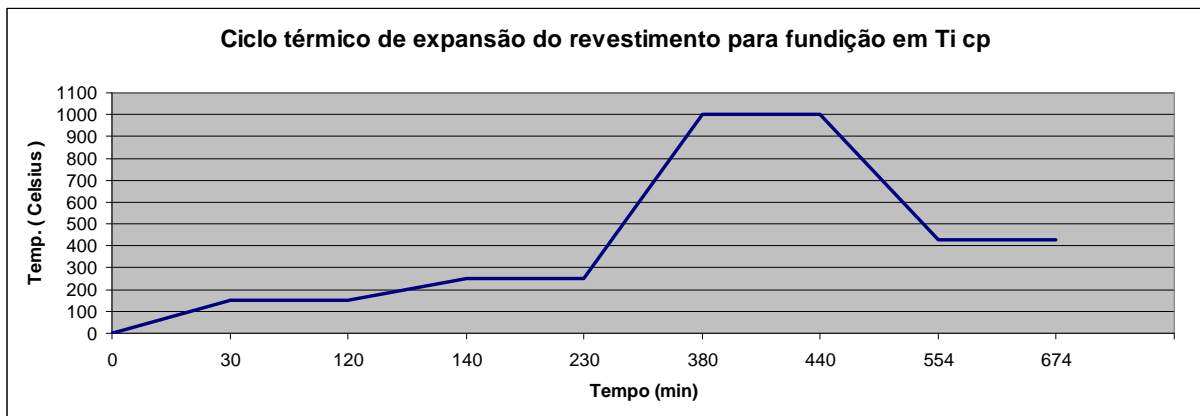


Figura 4.16: Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Ti cp.

Foi utilizado forno a gás para o ciclo térmico do revestimento Micro Fine 1700® e o forno EDG 7000 para realizar o ciclo térmico do revestimento Rematitan Plus.

4.2.4.5 Fundição

4.2.4.5.1. Fundição de Co-Cr e Ni-Cr com Ti

As fundições em Co-Cr e Ni-Cr com Ti foram realizadas em uma máquina de centrifugação por ação de mola. As molas foram torcidas três voltas e os metais foram fundidos com auxílio de uma chama de maçarico em um cadinho cerâmico que se encontrava aprisionado no “braço móvel” da máquina de fundição. Uma vez que os metais tinham alcançado a temperatura de fundição e os revestimentos aquecidos estavam em posição, a máquina era liberada e a mola disparava o movimento de rotação. A liga líquida fundida preenchia desta forma todo o interior do revestimento.

4.2.4.5.2. Fundição do Ti cp

A fundição do Ti cp foi realizada na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil), Figura 4.17-A, que utiliza o plasma como meio de transmissão de energia para fundir a maioria dos metais e ligas metálicas, como o Ti cp e o Co-Cr. O plasma é um gás ionizado e altamente aquecido pela passagem de uma corrente elétrica de grande intensidade, neste caso, o argônio.

A máquina Discovery Plasma tem a unidade de fundição formada por duas câmaras ligadas entre si, Figura 4.17-B. O metal fica posicionado sobre um cadinho de cobre e é fundido pelo plasma gerado pela corrente elétrica. Quando liquefeito, foi injetado no molde pelo sistema de vácuo-pressão, onde o molde (anel) é submetido à pressão de 2Kg/cm² (1471,12 torr) na parte superior e vácuo na parte inferior. O processo de fundição é totalmente automático.

Para a fundição das amostras do grupo do Ti cp, foi utilizada pastilhas com medidas de 14mm de altura e 20mm de diâmetro e cada pastilha possuía 22 gramas de Ti cp de grau 2 (Realum, São Paulo, Brasil).

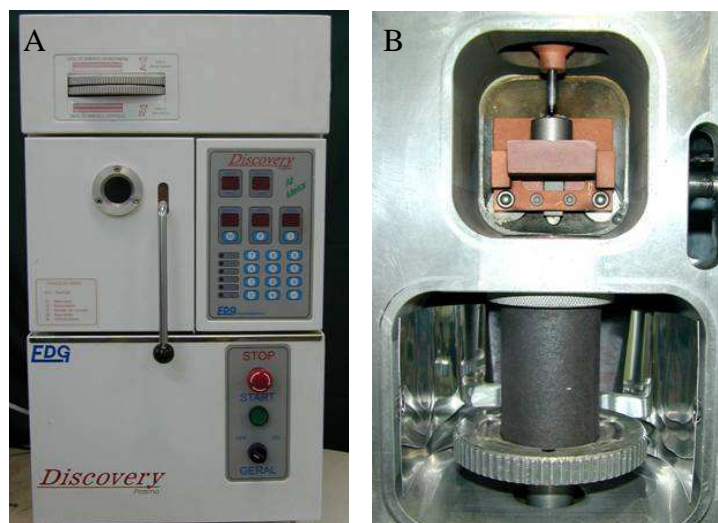


Figura 4.17: A) Máquina Discovery Plasma utilizada para fundição dos corpos de prova em Ti cp.
B) Unidade de fundição formada por duas câmaras ligadas entre si.

Foram confeccionadas 60 estruturas metálicas a partir dos metais, sendo 10 estruturas em Co-Cr com terminal retentivo de 0,25mm, 10 estruturas em Co-Cr com terminal retentivo de 0,75mm, 10 estruturas em Ti cp com terminal retentivo de 0,25mm, 10 estruturas em Ti cp com terminal retentivo de 0,75mm, 10 estruturas em Ni-Cr com Ti com terminal retentivo de 0,25mm e 10 estruturas em Ni-Cr com Ti com terminal retentivo de 0,75mm.

4.2.4.6. Análise radiográfica

Previamente à associação da estrutura metálica com os encaixes, foi realizada análise radiográfica das estruturas de Ti cp para detectar porosidades presentes e assim descartar as amostras consideradas defeituosas (ZAVANELLI e HENRIQUES, 2001). As estruturas de Co-Cr e Ni-Cr com Ti foram avaliadas apenas visualmente devido ao alto grau de radiopacidade destes metais. A análise radiográfica apenas das estruturas de Ti Cp se justifica pela dificuldade ainda encontrada no processo de fundição deste material, evitando assim, que tais estruturas apresentassem porosidades que pudessem influenciar nos resultados, considerando que o baixo grau de radiopacidade deste metal permite a visualização radiográfica de porosidades.

Foi utilizado um método radiográfico simples com aparelho de Raio – X Dabi Atlante Seletronic (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil): as estruturas metálicas foram colocadas sobre um filme radiográfico oclusal (Kodak Insight Dental Film Occlusal F E Speed®, Eastman Kodak Company, New York, USA), com o cone de raio-x posicionado a 20cm dos filmes e com o tempo de exposição programado para 0,5 segundos. A revelação e a fixação dos filmes seguiram rigorosamente as instruções do fabricante (Eastman Kodak Company, New York, USA).

Após o processamento, as radiografias foram analisadas com o auxílio de um

negatoscópio e lupa de aumento. Foi utilizado um dispositivo escalonado para radiografias de titânio (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) para auxiliar na análise, Figura 4.18.

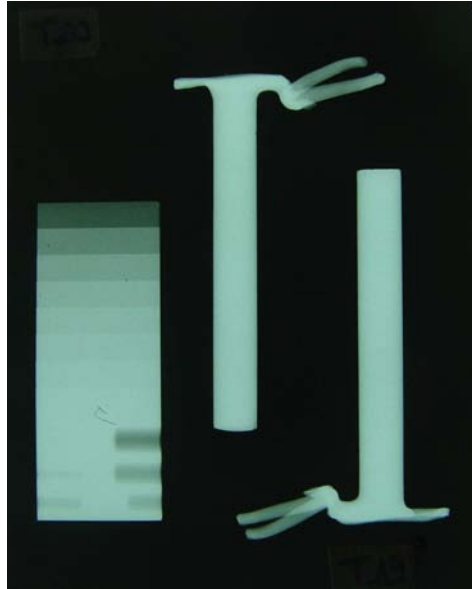


Figura 4.18: Radiografia dos corpos de prova em Ti cp com o dispositivo escalonado para radiografias: ausência de porosidade nos corpos de prova.

As amostras que apresentaram porosidades maiores do que 0,5mm nos braços retentivos dos grampos circunferenciais em seu processo de fundição não foram utilizadas durante os ensaios, conforme metodologia proposta por estudos anteriores (MORI *et al.*, 1997; RODRIGUES, 2005). Foi considerado que a ocorrência de falhas presentes em regiões com características de retenção e flexibilidade dos grampos poderia indicar o descarte e a substituição dos corpos de prova, evitando assim o comprometimento dos resultados. (Figuras 4.19)

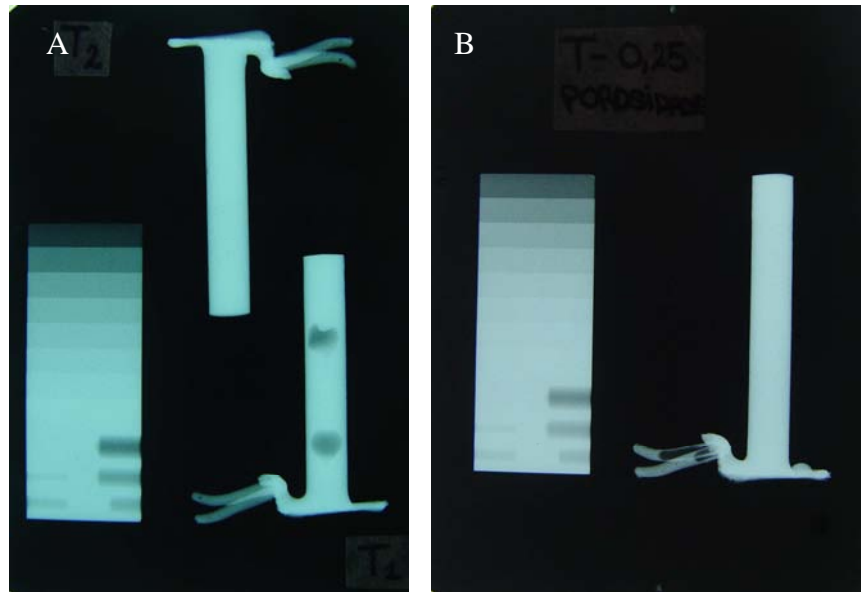


Figura 4.19: A) Presença de porosidades que não indicaram o descarte dos corpos de prova.
B) Presença de porosidades que indicaram o descarte do corpo de prova.

4.2.4.7. Polimento

Após o processo de fundição as estruturas metálicas foram desincluídas e os excessos da fundição foram cortados com discos Cut-off n.43 (Pontas Schelbe, Petrópolis, Brasil) resultando em um comprimento final de 50mm para os pinos de fixação à máquina de ensaios. Os corpos de prova foram jateados com óxido de alumínio (Polidental, Cotia, Brasil) com granulação de $100\mu\text{m}$, sob pressão de 80lib/pol^2 ($5,62\text{kgf/cm}^2$) e receberam somente a remoção cuidadosa de nódulos e rebarbas eventualmente encontrados para garantir a uniformidade das dimensões dos grampos.

As estruturas em Co-Cr e Ni-Cr com Ti receberam o banho eletrolítico com solução eletrolítica (Lustracromo IK, Knebel, Porto Alegre, Brasil) a 45°C regulando o aparelho em 2 ampères por peça por 15 minutos. Para as estruturas em Ti cp foi utilizado o polimento químico, com a imersão dos corpos de prova na solução de Kroll (10mL de HF, 30mL de HNO_3 e 50mL de água), durante 1 minuto, Figura 4.20.



Figura 4.20: Corpo de prova em Ti cp após polimento químico.

4.2.4.8. Confeção das bases protéticas e captura dos encaixes tipo ERA®

As estruturas metálicas foram avaliadas com relação a critérios de adaptação e estabilidade sobre as matrizes metálicas, Figura 4.21-A. As estruturas que não ofereceram estes fatores não foram utilizadas. Foram confeccionadas 60 bases protéticas com resina acrílica autopolimerizável (Vipi Flash, VIPI Ind. Com., Exp. e Imp. de Prod. Odontológicos Ltda., Pirassununga, Brasil) sobre as malhas de retenção das estruturas metálicas e sobre os componentes do sistema ERA® instalados nas raízes dos caninos. Foram encaixados os machos de processamento de cor preta sobre as fêmeas do sistema e estes componentes receberam alívio com cera para prover o espaço necessário para possibilitar a captura dos componentes machos do sistema de encaixe, Figura 4.21-B. Após a polimerização da resina, foi realizado o acabamento das bases protéticas, Figura 4.21-C e o alívio em cera foi removido.



Figura 4.21: A) Avaliação da estrutura com relação a adaptação e estabilidade sobre a matriz metálica. Macho de processamento de cor preta encaixado sobre a fêmea do sistema ERA®. B) Alívio em cera sobre os componentes do sistema ERA®. C) Corpo de prova com a base protética.

Os machos de processamento de cor preta oferecem o espaço necessário na base protética para a resiliência vertical do sistema de encaixe. Com os machos em posição (encaixados sobre as fêmeas) foi realizado o procedimento de captura dos machos nas bases protéticas. Foi colocada uma pequena quantidade de resina acrílica autopolimerizável duralay (Reliance Dental Mfg. Co., Worth, USA) no espaço reservado para o componente macho na parte interna da base protética e foi posicionado o corpo de prova na matriz metálica. Após a polimerização da resina duralay, o conjunto estrutura metálica, base protética e componente macho foram removidos do conjunto matriz metálica e componente fêmea, Figura 4.22. Com o auxílio de um pincel nº0 foi preenchido as irregularidades da resina acrílica duralay ao redor do macho de processamento.



Figura 4.22: Vista interna da base protética com o macho de processamento de cor preta após o procedimento de captura com resina acrílica duralay.

Os machos de processamento de cor preta foram removidos com uma broca Trefina *Core Cutter* (Sterngold Implamed, Attleboro, EUA) desenhada especialmente para tal finalidade e que retira o poste central do macho, Figura 4.23-A. O remanescente do macho foi retirado com o auxílio de uma sonda exploradora nº 5. O componente macho de cor cinza do sistema ERA, que segundo o fabricante promove uma retenção muito alta, foi colocado com o auxílio de uma peça de inserção *Seating Tool* (Sterngold Implamed, Attleboro, EUA), Figura 4.23-B. Depois de prontos para o uso, os corpos de prova foram inseridos e removidos apenas uma única vez para permitir a visualização da adaptação e eficiência da retenção. Todas as bases protéticas foram confeccionadas pelo mesmo operador, assim como todo o procedimento de ancoragem dos encaixes nas bases dos corpos de prova.

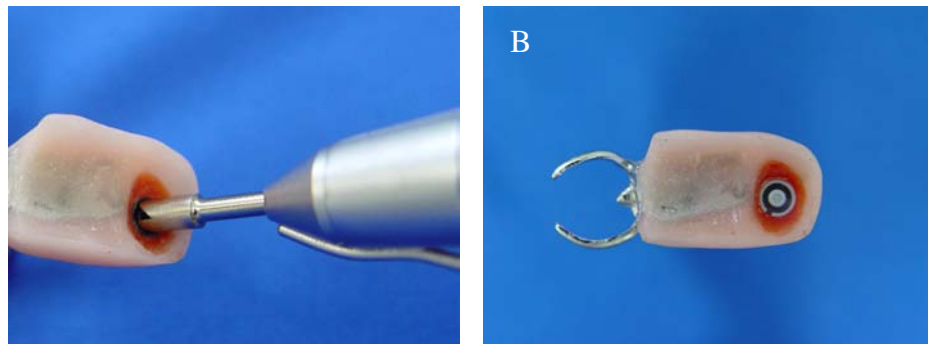


Figura 4.23: A) Remoção do macho de processamento do sistema ERA.
B) Vista interna da base protética após reposicionamento do novo macho de retenção.

4.2.5 – Ensaio de simulação de uso

4.2.5.1. Máquina de ensaio

O aparelho para o ensaio mecânico de inserção e remoção (Figura 4.24-A/B) foi desenvolvido na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP (Máquina de Ensaio, Universidade de São Paulo,

Ribeirão Preto, Brasil).

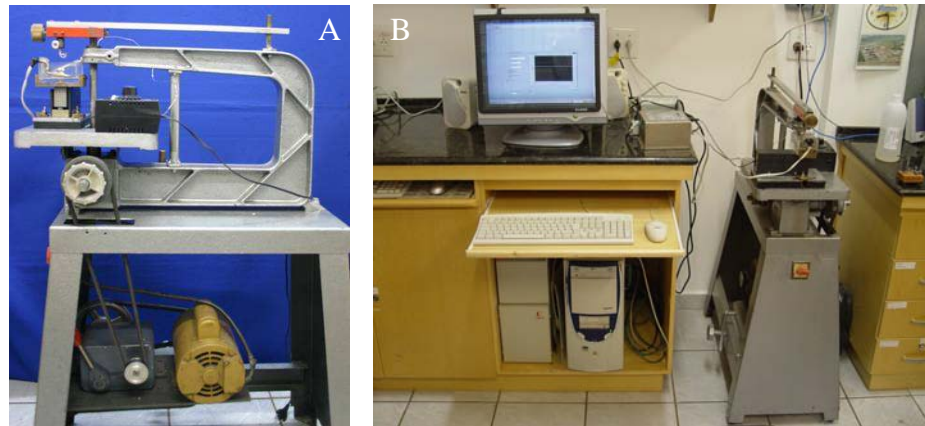


Figura 4.24: A) Máquina de ensaio mecânico (vista lateral);
B) Máquina de ensaio mecânico com computador interligado (vista frontal).

O aparelho permite a inserção dos corpos de prova sobre as matrizes até o seu assentamento final e, posteriormente, a sua remoção, simulando a colocação e retirada da OPR pelo paciente, Figuras 4.25 A/B.

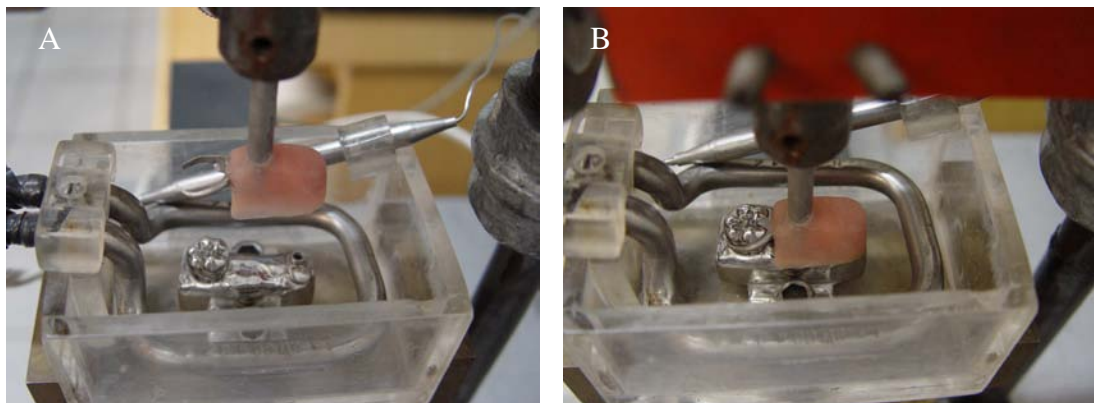


Figura 4.25: A) Corpo de prova removido da matriz metálica.
B) Corpo de prova inserido na matriz metálica.

Para todos os meios de fixação, tanto dos corpos de prova quanto do conjunto célula de carga-matriz, foi permitida uma folga, garantindo melhor adaptação ao eixo de inserção-remoção, dado pela máquina. Para a calibração inicial da célula de carga foi utilizado um peso de 1Kgf, pesado em balança de precisão.

4.2.5.2. Ensaio

Para a execução dos ensaios, foi regulada a velocidade de ciclagem da máquina em 40 ciclos de inserção-remoção por minuto, no intuito de evitar que uma velocidade de ensaio muito grande, pudesse permitir a indução de tensões indesejáveis sobre os corpos de prova, alterando o comportamento das ligas estudadas.

Para simular as condições intrabucais e realizar os ensaios, um dispositivo preenchido com saliva artificial foi adaptado à máquina, Figura 4.26. Um termostato mantia a temperatura a 37°C com uma variação de + ou - 3°C. A composição da saliva artificial seguiu a seguinte fórmula da Farmácia-Ensino da Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FCFRP - USP): fosfato diácido de potássio (0,326g), fosfato dibásico de potássio (0,803g), cloreto de potássio (0,62g), cloreto de sódio (0,865g), cloreto de magnésio (6 H₂O-0,125g), cloreto de cálcio (2 H₂O-0,072g), fluoreto de sódio (4,25mg), sorbitol 70% (42,7g), conservantes (nipagin/nipasol) (10mL), espessante (5g), água q.s.p. (1L). Estas concentrações para cada 1 litro de saliva.

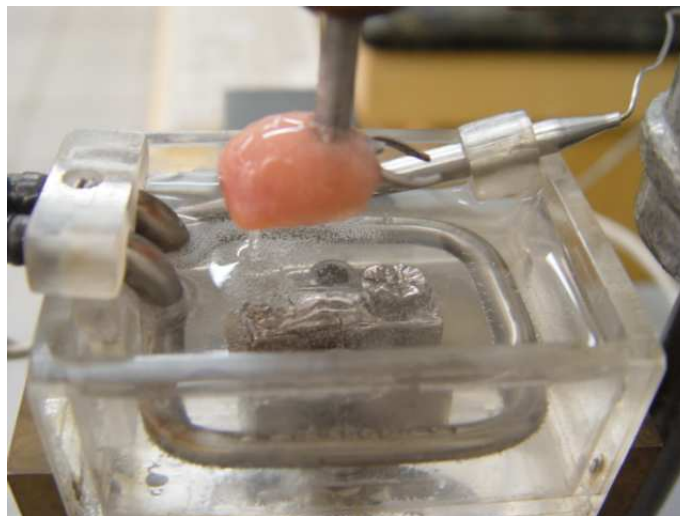


Figura 4.26: Dispositivo preenchido com saliva artificial e mantido a uma temperatura de 37°C por um termostato.

Foram executados, para cada corpo de prova, 5400 ciclos, representando o uso simulado correspondente a um período de 5 anos. Cada entrada e saída do corpo de prova correspondeu a um ciclo completo e estimou-se que o portador de uma OPR remove e insere sua prótese em média três vezes ao dia para higienização (COSTA; BONACHELA; CARVALHO, 1999; BONACHELA *et al.*, 2003; FREITAS; VAZ; PEDREIRA, 2003; BOTEGA *et al.*, 2004). Calculou-se aproximadamente 540 ciclos em seis meses, 1080 ciclos em 1 ano e assim sucessivamente até 5400 ciclos ao final de 5 anos.

A força retentiva de cada ciclo foi mensurada em todos os momentos, e registrada no tempo inicial e nos intervalos simulatórios de 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos.

4.2.5.3. Modo de operação do equipamento

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

O movimento oscilante de inserção e remoção do corpo de prova foi obtido graças a uma máquina de serra adaptada para receber a célula de carga (Kratos Dinamômetros Ltda., São Paulo, Brasil) e o suporte do corpo de prova.

Através de um programa de aquisição de dados (LabVIEW 8.0, National Instruments, EUA), Figura 4.27, foi possível o armazenamento das forças envolvidas que foram transformadas em sinal elétrico pela célula de carga, amplificado para um valor adequado e enviado a placa digitalizadora AT-MIO-16E-10 (National Instruments, EUA).

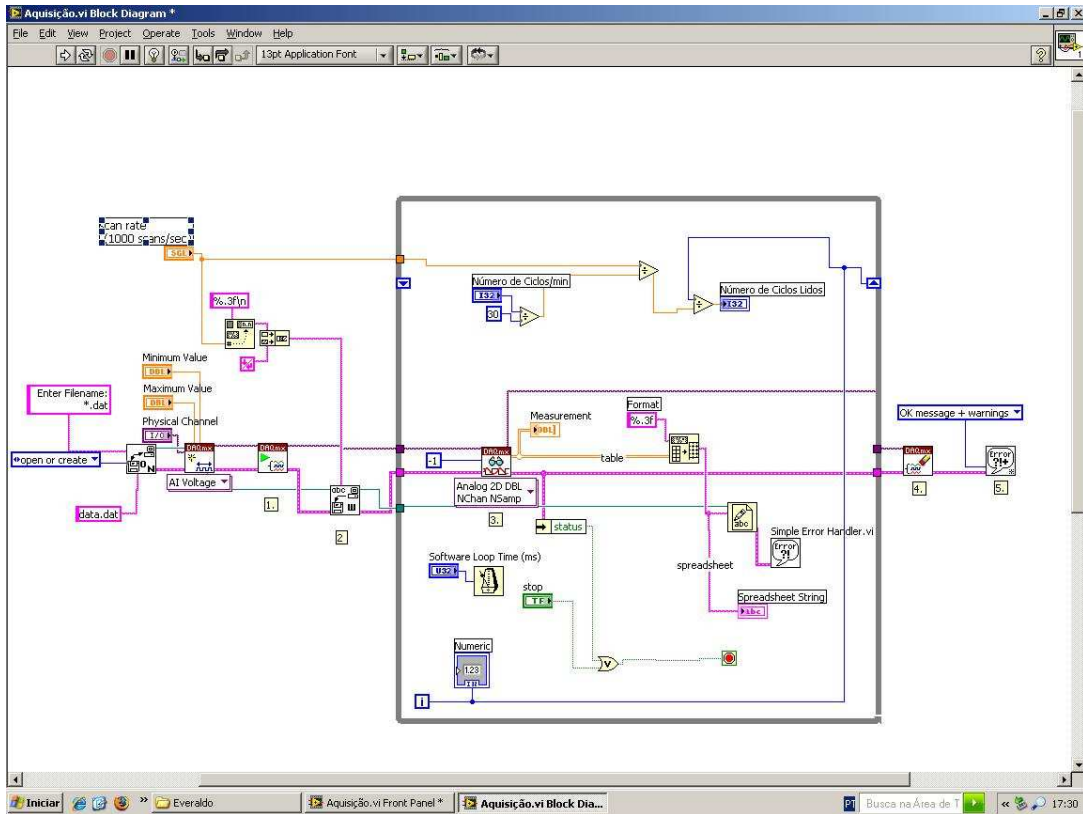


Figura 4.27: Diagrama de funcionamento do programa de aquisição de dados.

Antes de iniciar a aquisição, o programa requisita o nome do arquivo a ser salvo com os dados e, em seguida, informa a placa em que o canal do sinal está sendo inserido. A placa adquire o sinal, ou seja, transforma o nível do sinal elétrico em número e informa o valor ao programa. Os dados são armazenados na taxa de 40 pontos por segundo para a futura reprodução do sinal e a cada 150 pontos lidos, o programa plota o sinal na tela, possibilitando a visualização em tempo real do ensaio, Figura 4.28. Considerando a velocidade de trabalho da máquina (40 ciclos por minuto) e a taxa de armazenamento (40 pontos por segundo), o programa informa o número de ciclos já realizados. Ao final dos 5400 ciclos, o programa era encerrado.

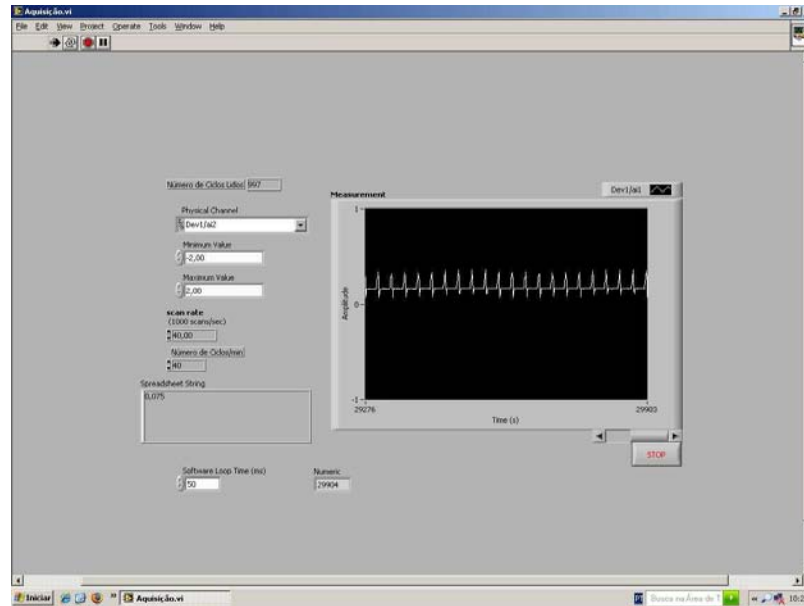


Figura 4.28: Tela do programa durante a aquisição de dados.

Para a interpretação dos dados adquiridos, o arquivo é lido por um programa (em linguagem G) em que o nível de sinal armazenado é transformado em força (N). Este programa identifica a força de remoção de cada ciclo e salva estes valores em um arquivo determinado pelo usuário, Figuras 4.29 e 4.30.

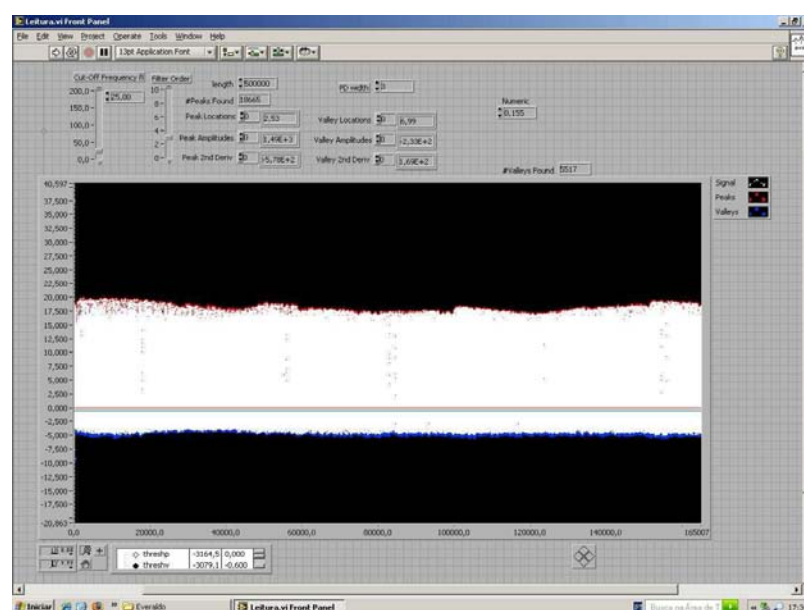


Figura 4.29: Tela do programa para leitura total dos dados do ensaio.

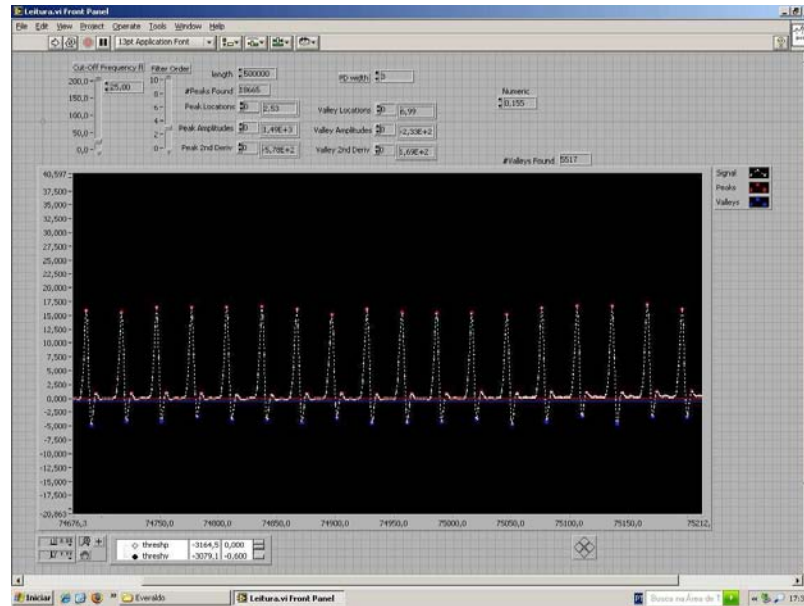


Figura 4.30: Tela do programa de leitura dos dados do ensaio (ampliação).

O computador utilizado foi um Pentium III 500 MHz, com sistema operacional Windows 98, utilizando o programa LabVIEW 8.0.

4.2.6. Análise estatística

Os dados coletados foram agrupados e tabulados para obtenção de médias referentes aos diferentes grupos e subgrupos. Os dados foram submetidos ao teste estatístico de aderência (Kolmogorov-Smirnov Z) para aferir a distribuição normal ou não dos resultados.

Em seguida, os dados foram submetidos à análise de regressão linear e à análise de variância (ANOVA) para aferir a presença ou não de diferenças estatisticamente significativas e aplicado o teste de Tukey à 5% de probabilidade para comparar as diferenças estatísticas entre os grupos e subgrupos.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

As estruturas metálicas fundidas em Co-Cr e Ni-Cr com Ti não apresentaram defeitos de fundição visíveis, entretanto, para o grupo de Ti cp, foram necessárias 27 fundições para a obtenção das 20 estruturas metálicas necessárias para a realização dos ensaios. A análise dessas estruturas mostrou que em apenas 10 amostras (37,03%) não ocorreu porosidade radiograficamente visível. Dezesete amostras (62,96%) apresentaram porosidades visíveis radiograficamente, sendo 7 descartadas pelos critérios de exclusão adotados. Das 7 amostras com indicação de descarte e substituição, 6 apresentaram porosidade maior do que 0,5mm no braço retentivo do grampo circunferencial e 1 foi descartada e substituída por motivo de adaptação e estabilidade na matriz metálica. Das 10 amostras com porosidades e utilizadas durante os ensaios, 8 apresentaram porosidades menores do que 0,5mm e 2 apresentaram porosidades maiores do que 0,5mm, porém presentes nos braços de oposição. Não foram descartadas e substituídas as amostras com porosidades presentes nos pinos de fixação dos corpos de prova.

Após a realização do ensaio mecânico, foram identificadas fraturas apenas nos braços dos grampos circunferenciais do grupo em Ti cp. Das 5 (cinco) fraturas encontradas, 1 (uma) pertencia ao subgrupo do Ti cp em contorno retentivo de 0,25mm, o que correspondeu a 10% do total das amostras com este desenho, e 4 (quatro) pertenciam ao subgrupo do Ti cp em contorno retentivo de 0,75mm, o que correspondeu a 40% do total das amostras com este desenho.

Todos os dados coletados foram submetidos ao teste estatístico de aderência (Kolmogorov-Smirnov Z) para verificar a distribuição normal destes dados ($p > 0,05$) conforme Tabelas 1-6 presentes no Apêndice.

Para realizar a comparação dos 3 grupos referentes as amostras fundidas nos metais de

Co-Cr, Ni-Cr com Ti e Ti cp, independentemente dos contornos retentivos, foi utilizada a análise de variância (ANOVA) que identificou diferenças estatisticamente significativas em cada período de tempo analisado e o teste de Tukey demonstrou estas diferenças estatísticas conforme Tabela 5.1.

Tabela 5.1- Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada grupo nos períodos da análise.

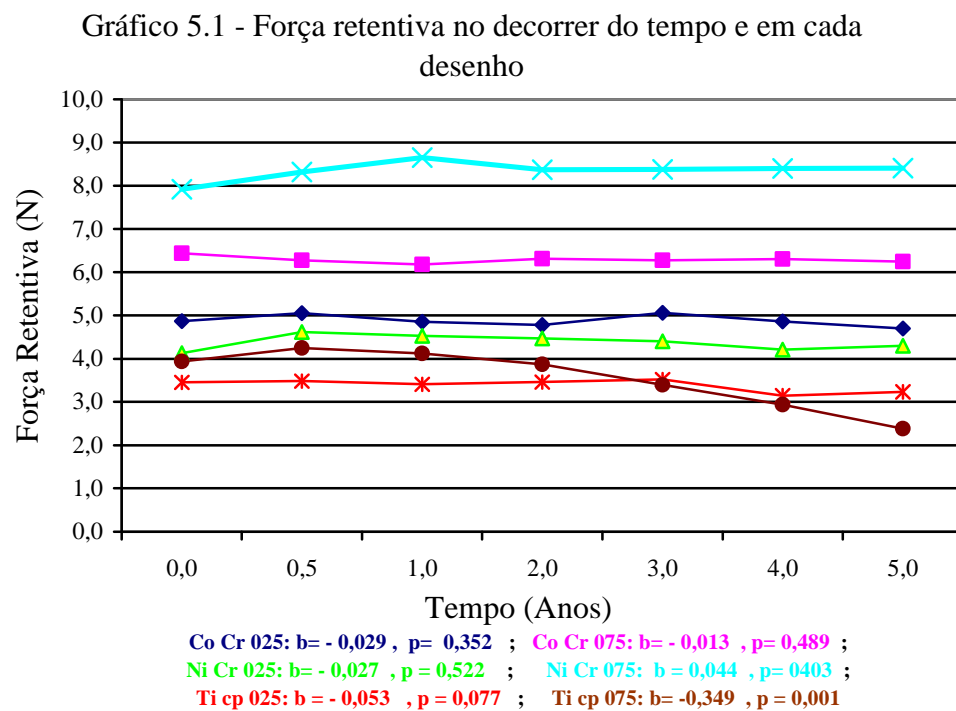
Período	Média	Desvio Padrão	p ¹
Início			
Co-Cr A B	5,65	2,06	
Ni-Cr c/ Ti A B	6,02	2,84	0,002
Ti cp C	3,69	1,32	
Meio Ano			
Co-Cr A B	5,66	1,81	
Ni-Cr c/Ti A B	6,47	3,13	0,001
Ti cp C	3,86	1,08	
Um ano			
Co-Cr A B	5,52	1,88	
Ni-Cr c/Ti A B	6,59	3,32	0,001
Ti cp C	3,76	0,95	
Dois anos			
Co-Cr A B	5,55	1,92	
Ni-Cr c/Ti A B	6,42	3,20	0,001
Ti cp C	3,66	1,01	
Três anos			
Co-Cr A B	5,67	1,96	
Ni-Cr c/Ti A B	6,39	3,22	< 0,001
Ti cp C	3,45	0,98	
Quatro Anos			
Co-Cr A B	5,58	1,85	
Ni-Cr c/Ti A B	6,31	3,20	< 0,001
Ti cp C	3,04	1,04	
Cinco Anos			
Co-Cr A B	5,47	1,98	
Ni-Cr c/Ti A B	6,35	3,37	< 0,001
Ti cp C	2,80	1,22	

¹ Análise de Variância.

Letras iguais em cada coluna indica a Não-Diferença significativa entre os desenhos pelo teste de Tukey, dentro de um mesmo período. A letra A compara o grupo do Co-Cr com os demais grupos. A letra B compara o grupo do Ni-Cr c/Ti com os demais grupos. A letra C compara o grupo do Ti cp com os demais grupos.

As amostras do grupo em Ni-Cr com Ti obtiveram as maiores médias retentivas sem diferenças estatisticamente significantes com as amostras do grupo em Co-Cr em todos os períodos de tempo analisados. As amostras do grupo em Ti cp obtiveram as menores médias retentivas com diferenças estatisticamente significantes para as amostras dos grupos em Ni-Cr com Ti e Co-Cr em todos os períodos analisados (Tabela 5.1).

Para a análise da retenção e o desempenho ao longo do tempo de cada desenho (associação metal x contorno retentivo) foram obtidas as médias referentes aos diferentes subgrupos em cada tempo simulatório e realizada a Análise de Regressão Linear. O gráfico 5.1 representa a força retentiva no decorrer do tempo e em cada desenho.



O grupo das amostras de Co-Cr, em ambos os contornos retentivos de 0,25mm e 0,75mm, demonstrou uma diminuição da retenção ao longo do tempo (valores negativos de b), porém sem diferença estatisticamente significante entre os tempos analisados ($p > 0,05$) (Figura 5.1).

Para o grupo das amostras de Ni-Cr com Ti foi observado aumento de retenção ao longo do tempo quando analisados os valores médios de retenção antes e após os ensaios, porém, também não houve diferença estatisticamente significativa entre os tempos analisados ($p > 0,05$). As amostras do subgrupo do Ni-Cr com Ti em contorno retentivo de 0,25mm demonstraram um aumento de retenção com 6 meses e, após este período, foi verificada uma diminuição da retenção (valor negativo de b). As amostras do subgrupo do Ni-Cr com Ti em contorno retentivo de 0,75mm, foram as únicas que demonstraram um aumento da retenção ao longo do tempo (valor positivo de b) (Figura 5.1).

Para o grupo das amostras de Ti cp em ambos os contornos retentivos de 0,25mm e 0,75mm, foi verificado uma diminuição da retenção ao longo do tempo (valores negativos de b), porém, sem diferença estatisticamente significativa entre os tempos analisados para o subgrupo com contorno retentivo de 0,25mm ($p > 0,05$), e com diferença estatisticamente significativa entre os tempos analisados para o subgrupo com contorno retentivo de 0,75mm ($p < 0,05$) (Figura 5.1).

A análise de variância (ANOVA) demonstrou diferenças estatisticamente significativas entre os desenhos (subgrupos) em cada tempo analisado e o teste de Tukey identificou estas diferenças estatísticas conforme Tabelas 5.2-5.8 e Figuras 5.2-5.8.

No período inicial da análise, o subgrupo das amostras de Ni-Cr com Ti com contorno retentivo de 0,75mm de retenção foi o desenho que demonstrou maior retenção, com diferença significativa para todos os demais desenhos com exceção para as amostras do subgrupo de Co-Cr em 0,75mm. O subgrupo de Co-Cr em 0,75mm foi o desenho com a segunda maior retenção neste período de análise, com diferença significativa apenas para o desenho de Ti cp em 0,25mm que apresentou a menor retenção. O subgrupo de Co-Cr em 0,25mm demonstrou uma retenção intermediária entre os desenhos, com diferença significativa apenas para o desenho de Ni-Cr com Ti em 0,75mm. Os desenhos de Ni-Cr com

Ti em 0,25mm e Ti cp em ambos os contornos retentivos apresentaram as retenções médias mais baixas, com diferenças significativas para os desenhos de Ni-Cr com Ti e Co-Cr em contorno retentivo de 0,75mm (Tabela 5.2 e Figura 5.2).

Tabela 5.2 - Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período inicial da análise

Desenho		Média	Desvio Padrão	P ¹
Co-Cr 0,25mm	A, B, C, E, F	4,87	1,92	
Co-Cr 0,75mm	A, B, D	6,44	1,97	
Ni-Cr c/ Ti 0,25mm	A, B, C, E, F	4,13	2,54	< 0,001
Ni-Cr c/ Ti 0,75mm	B, D	7,92	1,62	
Ti cp 0,25mm	A, C, E, F	3,45	1,01	
Ti cp 0,75mm	A, B, C, E, F	3,94	1,60	

¹ Análise de Variância.

Letras iguais em cada coluna indica a Não-Diferença significativa entre os desenhos pelo teste de Tukey.

A letra A compara o Co-Cr 0,25mm com os demais desenhos. A letra B compara o Co-Cr 0,75mm com os demais desenhos e assim sucessivamente até a letra F que compara o Ti cp 0,75mm com os demais desenhos.

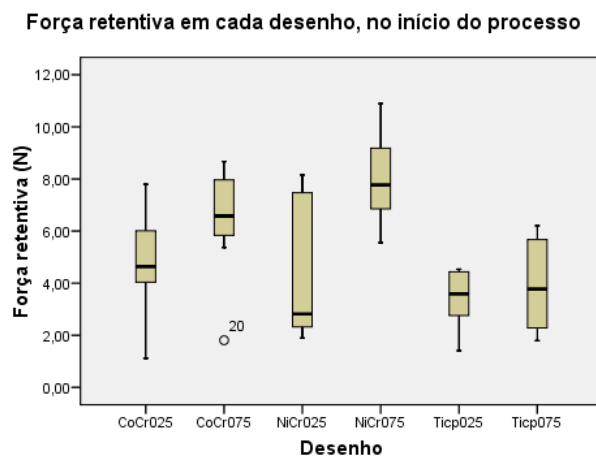


Figura 5.2 - Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período inicial da análise.

Os resultados foram semelhantes nos períodos de seis meses, 1 ano e 2 anos da análise. O subgrupo das amostras de Ni-Cr com Ti com contorno retentivo de 0,75mm foi o desenho que continuou demonstrando maior retenção, com diferença significativa para todos os demais desenhos com exceção para o subgrupo das amostras de Co-Cr em 0,75mm. O subgrupo das amostras de Co-Cr em 0,75mm foi o desenho com a segunda maior retenção

neste período de análise, com diferença significativa apenas para o desenho das amostras de Ti cp em 0,25mm que apresentava a menor retenção. Os subgrupos das amostras de Co-Cr e Ni-Cr com Ti em 0,25mm e Ti cp em 0,75mm demonstraram retenção intermediária entre os desenhos, com diferença significativa apenas para o desenho das amostras de Ni-Cr com Ti em 0,75mm. O desenho das amostras de Ti cp em 0,25mm apresentou a retenção média menor, com diferença significativa para os desenhos das amostras de Ni-Cr com Ti e Co-Cr em contorno retentivo de 0,75mm (Tabelas 5.3-5.5 e Figuras 5.3-5.5).

Tabela 5.3 - Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de seis meses da análise

Desenho		Média	Desvio Padrão	p ¹
Co-Cr 0,25mm	A, B, C, E, F	4,85	1,80	
Co-Cr 0,75mm	A, B, C, D, F	6,18	1,80	
Ni-Cr c/ Ti cp 0,25mm	A, B, C, E, F	4,53	2,98	< 0,001
Ni-Cr c/ Ti cp 0,75mm	B, D,	8,65	2,24	
Ti cp 0,25mm	A, C, E, F	3,40	0,83	
Ti cp 0,75mm	A, B, C, E, F	4,12	0,96	

¹ Análise de Variância.

Letras iguais em cada coluna indica a Não-Diferença significativa entre os desenhos pelo teste de Tukey.

A letra A compara o Co-Cr 0,25mm com os demais desenhos. A letra B compara o Co-Cr 0,75mm com os demais desenhos e assim sucessivamente até a letra F que compara o Ti cp 0,75mm com os demais desenhos.

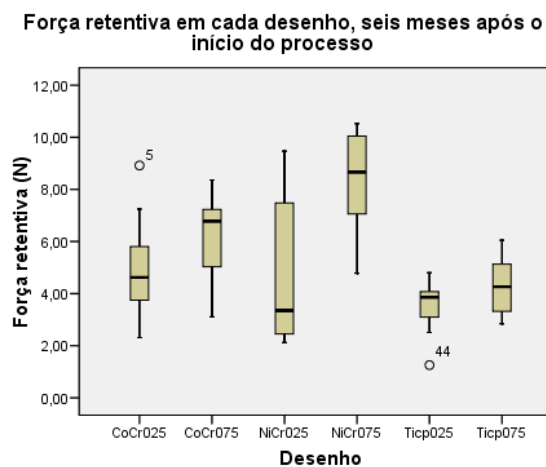


Figura 5.3 - Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de seis meses da análise.

Tabela 5.4 - Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de um ano da análise

Desenho		Média	Desvio Padrão	p ¹
Co-Cr 0,25mm	A, B, C, E, F	5,05	1,92	
Co-Cr 0,75mm	A, B, C, D, F	6,28	1,54	
Ni-Cr c/ Ti 0,25mm	A, B, C, E, F	4,62	2,97	< 0,001
Ni-Cr c/ Ti 0,75mm	B, D,	8,32	2,05	
Ti cp 0,25mm	A, C, E, F	3,48	1,01	
Ti cp 0,75mm	A, B, C, E, F	4,25	1,05	

¹ Análise de Variância.

Letras iguais em cada coluna indica a Não-Diferença significativa entre os desenhos pelo teste de Tukey.

A letra A compara o Co-Cr 0,25mm com os demais desenhos. A letra B compara o Co-Cr 0,75mm com os demais desenhos e assim sucessivamente até a letra F que compara o Ti cp 0,75mm com os demais desenhos.

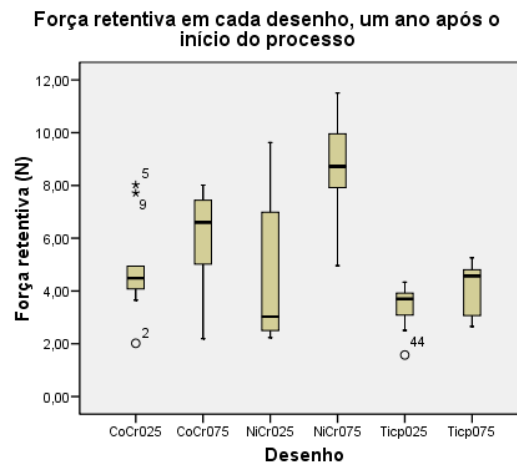


Figura 5.4 - Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de um ano da análise.

Tabela 5.5 - Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de dois anos da análise

Desenho		Média	Desvio Padrão	P ¹
Co-Cr 0,25mm	A, B, C, E, F	4,78	1,72	
Co-Cr 0,75mm	A, B, C, D, F	6,32	1,87	
Ni-Cr c/ Ti 0,25mm	A, B, C, E, F	4,47	2,98	< 0,001
Ni-Cr c/ Ti 0,75mm	B, D,	8,37	2,08	
Ti cp 0,25mm	A, C, E, F	3,46	1,15	
Ti cp 0,75mm	A, B, C, E, F	3,87	0,87	

¹ Análise de Variância.

Letras iguais em cada coluna indica a Não-Diferença significativa entre os desenhos pelo teste de Tukey.

A letra A compara o Co-Cr 0,25mm com os demais desenhos. A letra B compara o Co-Cr 0,75mm com os demais desenhos e assim sucessivamente até a letra F que compara o Ti cp 0,75mm com os demais desenhos.

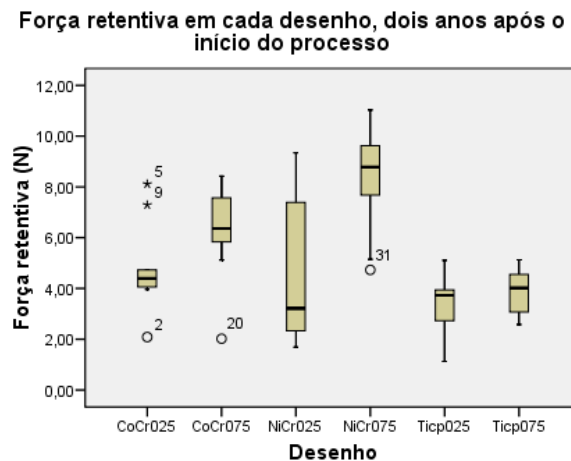


Figura 5.5 - Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de dois anos da análise.

Os resultados foram semelhantes nos períodos de 3, 4 e 5 anos da análise. O subgrupo das amostras de Ni-Cr com Ti com contorno retentivo de 0,75mm de retenção foi o desenho que continuou demonstrando maior retenção, com diferença significativa para todos os demais desenhos com exceção para o subgrupo das amostras de Co-Cr em 0,75mm. O subgrupo das amostras de Co-Cr em 0,75mm foi o desenho com a segunda maior retenção, com diferença significativa para as amostras de Ti cp em ambos os contornos retentivos, já que as amostras de Ti cp em 0,75mm passaram a apresentar, a partir do 3º ano de análise, a menor retenção. Os subgrupos das amostras de Co-Cr e Ni-Cr com Ti em 0,25mm demonstraram retenção intermediária entre os desenhos, com diferença significativa apenas para o desenho das amostras de Ni-Cr com Ti em 0,75mm. Os desenhos das amostras de Ti cp em ambos os contornos retentivos apresentaram as retenções médias mais baixas, com diferença significativa para os desenhos das amostras de Ni-Cr com Ti e Co-Cr em contorno retentivo de 0,75mm (Tabelas 5.6-5.8 e Figuras 5.6-5.8).

Tabela 5.6 - Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de três anos da análise

Desenho		Média	Desvio Padrão	p ¹
Co-Cr 0,25mm	A, B, C, E, F	5,06	1,90	
Co-Cr 0,75mm	A, B, C, D,	6,27	1,91	
Ni-Cr c/ Ti 0,25mm	A, B, C, E, F	4,40	2,88	< 0,001
Ni-Cr c/ Ti 0,75mm	B, D,	8,38	2,18	
Ti cp 0,25mm	A, C, E, F	3,51	1,23	
Ti cp 0,75mm	A, C, E, F	3,39	0,70	

¹ Análise de Variância.

Letras iguais em cada coluna indica a Não-Diferença significativa entre os desenhos pelo teste de Tukey.

A letra A compara o Co-Cr 0,25mm com os demais desenhos. A letra B compara o Co-Cr 0,75mm com os demais desenhos e assim sucessivamente até a letra F que compara o Ti cp 0,75mm com os demais desenhos.

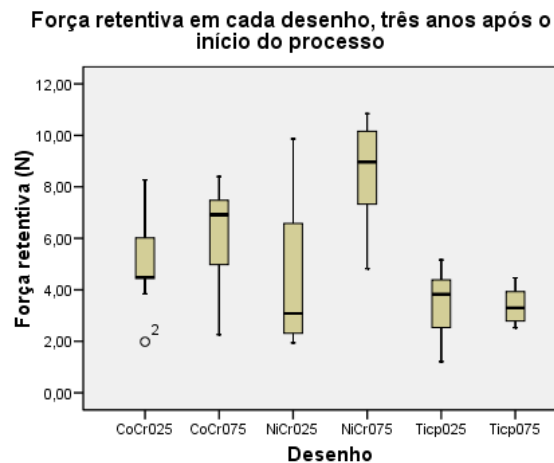


Figura 5.6 - Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de três anos da análise.

Tabela 5.7 - Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de quatro anos da análise

Desenho		Média	Desvio Padrão	p ¹
Co-Cr 0,25mm	A, B, C, E, F	4,86	1,75	
Co-Cr 0,75mm	A, B, C, D,	6,30	1,74	
Ni-Cr c/ Ti 0,25mm	A, B, C, E, F	4,21	2,64	< 0,001
Ni-Cr c/ Ti 0,75mm	B, D,	8,40	2,21	
Ti cp 0,25mm	A, C, E, F	3,14	1,14	
Ti cp 0,75mm	A, C, E, F	2,94	0,97	

¹ Análise de Variância.

Letras iguais em cada coluna indica a Não-Diferença significativa entre os desenhos pelo teste de Tukey.

A letra A compara o Co-Cr 0,25mm com os demais desenhos. A letra B compara o Co-Cr 0,75mm com os demais desenhos e assim sucessivamente até a letra F que compara o Ti cp 0,75mm com os demais desenhos.

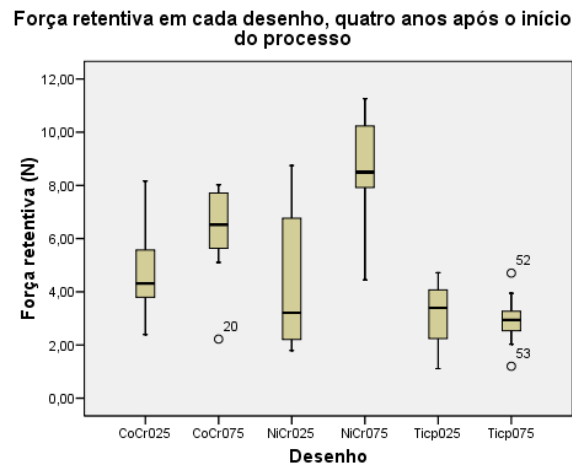


Figura 5.7 - Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de quatro anos da análise.

Tabela 5.8 - Média e Desvio Padrão da força retentiva em cada desenho no período de cinco anos da análise

Desenho		Média	Desvio Padrão	p ¹
Co-Cr 0,25mm	A, B, C, E, F	4,70	1,76	
Co-Cr 0,75mm	A, B, C, D,	6,25	1,96	
Ni-Cr c/ Ti 0,25mm	A, B, C, E, F	4,30	3,12	< 0,001
Ni-Cr c/ Ti 0,75mm	B, D,	8,41	2,21	
Ti cp 0,25mm	A, C, E, F	3,23	1,27	
Ti cp 0,75mm	A, C, E, F	2,38	1,05	

¹ Análise de Variância.

Letras iguais em cada coluna indica a Não-Diferença significativa entre os desenhos pelo teste de Tukey.

A letra A compara o Co-Cr 0,25mm com os demais desenhos. A letra B compara o Co-Cr 0,75mm com os demais desenhos e assim sucessivamente até a letra F que compara o Ti cp 0,75mm com os demais desenhos.

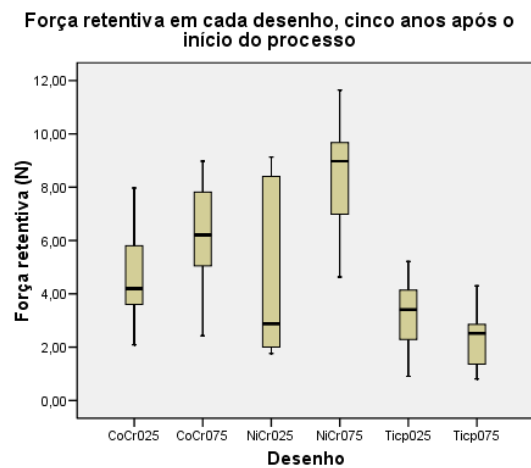


Figura 5.8 - Gráfico do tipo Box-plot da força retentiva em cada desenho no período de cinco anos da análise.

6. DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A manutenção estratégica de raízes remanescentes para a reabilitação de pacientes parcialmente desdentados proporciona que o tratamento com PPRs seja beneficiado pelas vantagens oferecidas pelas *overdentures*, como diminuição da reabsorção do processo alveolar, manutenção da propriocepção proporcionada pelo ligamento periodontal, desempenho biomecânico mais favorável, maior longevidade dos dentes com uma melhor relação coroa-raiz, estética satisfatória, pela eliminação da descontinuidade da base protética e o forte valor psicológico para alguns pacientes (LANGER; LANGER, 1991; LANGER; LANGER, 1992; FENTON, 1998; BONACHELA; ROSSETTI, 2003). A retenção mecânica nas OPRs geralmente é obtida pelo uso combinado de grampos fundidos e encaixes, porém não há relatos na literatura das implicações dessa associação e assim surgiu a proposta deste estudo.

Os metais ou ligas metálicas utilizadas na confecção das estruturas, os desenhos dos grampos e das estruturas metálicas, os contornos retentivos e os tipos de encaixes são algumas variáveis que devem ser analisadas quando do uso combinado. A capacidade de retenção, o desempenho retentivo ao longo do tempo e possíveis falhas ou fracassos dos sistemas de retenção associados, tais como fraturas ou deformações permanentes, também devem ser avaliados para um melhor desempenho clínico desta modalidade de tratamento.

Após os ensaios mecânicos, foram encontradas fraturas apenas nos grampos circunferenciais das amostras fundidas em Ti cp. Das cinco fraturas encontradas, apenas uma foi no subgrupo com contorno retentivo de 0,25mm e quatro estavam relacionadas ao subgrupo com contorno retentivo de 0,75mm. A fratura do grampo com 0,25mm de contorno retentivo ocorreu justamente em uma das amostras que apresentavam pela análise radiográfica porosidade maior do que 0,5mm no braço de oposição do grampo. Neste caso, a porosidade

parece ter influenciado a ocorrência da fratura já que a mesma ocorreu no local da porosidade.

Das amostras fundidas em Ti cp, 62,96% apresentaram porosidades visíveis nos grampos circunferenciais. O processo de fundição do Ti cp foi realizado no sistema de vácuo-pressão e as porosidades podem ter ocorrido devido a alta pressão do gás argônio gerando uma turbulência no interior do molde refratário e, portanto, favorecendo a inclusão de bolhas de argônio e porosidades no metal fundido. Uma outra causa pode ser atribuída a diferença de temperatura entre o Ti cp fundido ($\pm 1700^{\circ}\text{C}$) e do molde de revestimento após seu ciclo térmico ($\pm 400^{\circ}\text{C}$). Esta diferença de temperatura causa uma rápida solidificação do metal, diminuindo a probabilidade do gás escapar do molde (RODRIGUES *et al.*, 2002). Deste modo, neste estudo as fundições em Ti cp ainda apresentaram uma dificuldade técnica como relatado por estudos anteriores (BLACKMAN, BARGHI, TRAN, 1991; BRIDGEMAN *et al.*, 1997; MORI *et al.*, 1997; WAKABAYASHI e MINORU, 1997; COSTA, BONACHELA, CARVALHO, 1999; MODAFFORE, KLIEMANN, FERREIRA JR., 2001; ZAVANELLI e HENRIQUES, 2001; RODRIGUES *et al.*, 2002; BARROS *et al.*, 2006).

Das quatro fraturas observadas nos braços retentivos dos grampos circunferenciais do subgrupo com contorno retentivo de 0,75mm, duas ocorreram após o 2º ano de uso simulado, uma após o 3º ano e uma após o 4º ano de uso. Na análise radiográfica não foi observada porosidades nestes corpos de prova, o que poderia aferir que as fraturas não tiveram relação com as porosidades. Este achado corrobora com os relatos de Bridgeman *et al.* (1997) em que as porosidades não corresponderam com a evidência de fratura ou deformação permanente dos grampos. Vallittu e Kokkonen (1995) também observaram fratura por fadiga nos grampos em Ti cp em ensaio de deflexão constante de 0,6mm após 4500 ciclos de carga e para os grampos em Co-Cr a fratura por fadiga ocorria apenas após 25000 ciclos de carga. Thomas, Lechner e Mori (1997) também encontraram fraturas em grampos de Ti cp ao longo de dois anos. Neste estudo, o Ti cp apresentou uma menor resistência à fadiga entre os metais

analisados, demonstrando que a deflexão constante do braço retentivo do grampo durante sucessivas inserções e remoções das próteses pode causar a fadiga deste metal com menos de 5400 ciclos, principalmente quando utilizada em contorno retentivo de 0,75mm.

Foi observado ainda que mesmo com as fraturas nos braços retentivos dos grampos de algumas amostras, estas demonstraram indícios de retentividade variando entre 0,81N a 2,84N ao final dos 5 anos de uso simulado, devido a retenção proporcionada pelo sistema de encaixe ERA. Este resultado corrobora com os resultados encontrados por Epstein *et al.* (1999) e Bonachela *et al.* (2003), comprovando o bom desempenho do sistema ERA em ensaios de uso simulado. Este sistema é composto por uma fêmea (pré-fabricada ou calcinável) com um retentor intra-radicular e o seu correspondente de nylon (macho) que permanece fixado na base da prótese. Permite selecionar diferentes graduações de retentividade deste correspondente de nylon, disponível em 6 níveis de retenção, representado pelas cores branco, laranja, azul, cinza, amarelo e vermelho. Foi utilizado neste trabalho o macho ERA cinza que, de acordo com as recomendações do fabricante, promove uma retenção muito alta. Este sistema permite ainda uma movimentação vertical da prótese de 0,4mm, diminuindo assim o torque sobre os dentes pilares, uma vez que a carga mastigatória é distribuída entre pilares e mucosa, aumentando assim, a longevidade das raízes residuais. A saúde dos pilares é garantida quando o encaixe permite resiliência vertical, uma vez que o sistema de retenção está inativo na posição de repouso, sendo solicitado somente durante os procedimentos de remoção e inserção da prótese, e na sua estabilidade durante a função (DAVIDOFF e DAVIS, 1995).

Ainda não existe consenso sobre o melhor sistema de retenção para *overdentures*, sendo a análise das características individuais de cada paciente e a experiência clínica profissional, os fatores mais importantes na decisão sobre qual o sistema de retenção a ser empregado em cada caso. Antes da escolha do melhor dispositivo de retenção, parâmetros

como custo-benefício do sistema, distância entre os pilares, quantidade de retenção requerida para o caso, nível de higiene apresentado pelo paciente, relação maxilo-mandibular, espaço interoclusal e estado do arco antagonista devem ser avaliados. Segundo Epstein *et al.* (1999), o comprimento das raízes (razão coroa-raiz), a configuração das raízes, qualidade e quantidade do osso alveolar, angulação da raiz em relação ao plano oclusal, proximidade das raízes, musculatura do paciente e padrão de mastigação são algumas variáveis que devem ser consideradas na escolha e indicação do sistema de encaixe.

Os encaixes não resilientes ou de alta rigidez, que proporcionam grande capacidade retentiva, induzem alta concentração de tensão nos elementos pilares, causando muitas vezes o fracasso do tratamento com *overdentures*. Desta forma, os encaixes resilientes surgiram com a finalidade de permitir liberdade de movimento da prótese, para assim, melhor distribuir as forças oclusais entre pilares e tecidos moles. Os sistemas de encaixe mais utilizados para as *overdentures* são “O’ring”, Barra-Clipe e ERA (BOTEGA, MESQUITA, HENRIQUES, 2005). O sistema ERA foi selecionado para este estudo pelo conceito de resiliência incorporado, pela grande versatilidade e praticidade (facilidade de confecção), aceitabilidade por parte do paciente pelo seu conforto, estética e pela eficiência relatada por alguns autores (EPSTEIN *et al.*, 1995; BONACHELA *et al.*, 2003; LANDULPHO *et al.*, 2003).

Neste estudo foi avaliada a hipótese de que a associação de grampos fundidos e encaixes resilientes poderiam alterar o desempenho retentivo dos metais utilizados para a confecção dos grampos devido a liberdade de movimento da prótese permitida por esses sistemas de encaixes. Para as amostras em Ni-Cr com Ti e Co-Cr não houve diferença de retenção entre os tempos analisados independente dos contornos retentivos. Nas amostras em Ti cp houve diferença de retenção entre os tempos analisados apenas para as amostras com contorno retentivo de 0,75mm em que houve perda de retenção significativa ao longo do tempo. A principal diferença entre as propriedades mecânicas destes metais está no módulo de

elasticidade (rigidez), com o Ti cp apresentando um menor módulo de elasticidade e conseqüentemente maior flexibilidade quando comparado com ligas de Co-Cr e Ni-Cr (MODAFFORE, KLIEMANN, FERREIRA JR., 2001; BARROS *et al.*, 2006; ELIAS e LOPES, 2007). Devido a esta característica, alguns autores (BRIDGEMAN *et al.*, 1997; RODRIGUES *et al.*, 2002; KIM *et al.*, 2004) indicaram o Ti cp e suas ligas para áreas mais retentivas do que aquelas indicadas para o Co-Cr e o apresentaram como alternativa viável para a confecção de estruturas de PPRs. Bridgeman *et al.* (1997) verificaram uma menor perda de retenção de grampos circunferenciais em Ti cp e em liga de titânio para contornos retentivos de 0,75mm do que nos mesmos grampos em Co-Cr. Rodrigues *et al.* (2002) observaram que grampos circunferenciais de Ti cp em 0,50mm de contorno retentivo demonstraram uma retenção intermediária entre aquelas mostradas por grampos de Co-Cr em 0,25mm de retenção sugerindo sucesso em uso clínico. O Ti cp demonstrou ainda um comportamento mais homogêneo do que duas ligas de Co-Cr para áreas retentivas de 0,25mm e 0,50mm com um ligeiro aumento da capacidade retentiva. Kim *et al.* (2004) observaram decréscimo da retenção para grampos circunferenciais em Co-Cr e ouro e a manutenção da retenção para grampos em fio trefilado e Ni-Ti para contornos retentivos de 0,25mm e 0,75mm. Os braços retentivos dos grampos devem ser desenhados não somente baseados no módulo de elasticidade, mas também dentro ou bem abaixo do limite elástico ou do limite convencional de escoamento do metal (THOMAS, LECHNER, MORI, 1997). O limite convencional de escoamento do Ti cp é aproximadamente 400MPa (THOMAS, LECHNER, MORI, 1997), das ligas de Co-Cr é de 572MPa e das ligas de Ni-Cr é de 690MPa (CRAIG e POWERS, 2004). A perda de retenção observada neste estudo pode estar relacionada com a baixa resistência à fadiga apresentada pelo Ti cp no contorno retentivo de 0,75mm com o limite convencional de escoamento sendo excedido e provocando fraturas em 40% das amostras. As amostras que não apresentaram fraturas demonstraram um desempenho retentivo

semelhante aos dos estudos citados anteriormente. A associação do grampo circunferencial com o encaixe resiliente parece não ter influenciado no desempenho retentivo dos metais utilizados.

Entretanto os resultados deste ensaio “*in vitro*” devem ser aplicados com cautela e precaução e antes de uma extrapolação para a clínica, devem ser observados resultados de pesquisas “*in vivo*”. A extensão da base protética com as características dos tecidos moles, função mastigatória, influência da variabilidade da trajetória de inserção e remoção dos pacientes e a presença de ligamento periodontal são fatores que podem influenciar nos resultados (EPSTEIN *et al.*, 1999). Em adição, a cavidade bucal, a composição da saliva e a temperatura poderiam também influenciar nos resultados (BOTEGA *et al.*, 2004). A respeito destas limitações, este estudo laboratorial mostrou resultados válidos comparados com aqueles observados na literatura e preocupou-se em simular essa condição clínica com o uso da solução de saliva artificial e a manutenção da temperatura em 37°C.

A importância de ensaios laboratoriais prévios antes da colocação de um material no uso da prática clínica é bem estabelecida na literatura (WANG *et al.*, 2003). Alguns estudos avaliaram as propriedades retentivas e/ou a resistência à fadiga dos materiais utilizados na confecção dos grampos, através de ensaios com carga repetida (CUCCI *et al.*, 1990; GIAMPAOLO *et al.*, 1991; VALLITTU; KOKKONEN, 1995; BRIDGEMAN *et al.*, 1997; COSTA; BONACHELA; CARVALHO, 1999; RODRIGUES *et al.*, 2002; WU *et al.*, 2003; KIM *et al.*, 2004; ARDA; ARIKAN *et al.*, 2005). Estas propriedades são determinadas em ensaios com corpos de prova padronizados, os quais devem ser preparados nas mesmas condições de confecção da prótese em uso clínico e, geralmente são baseadas na deflexão repetida durante inserções e remoções da prótese em um determinado contorno retentivo dos pilares diretos. A avaliação destas propriedades é um fator importante na seleção do metal utilizado na confecção de estruturas metálicas para PPR (KIM *et al.*, 2004). Em vista das

inúmeras variáveis envolvidas na avaliação clínica, a maioria dos estudos tem sido relatos “*in vitro*”.

O nível de retenção de 5N seria suficiente para estabilizar uma PPR durante a função segundo alguns autores (BOTEGA *et al.*, 2004; KIM *et al.*, 2004). Baseados neste valor e analisando os valores médios de retenção obtidos neste estudo, os grupos em Co-Cr e Ni-Cr com Ti obtiveram retenção mecânica necessária para uma OPR. A retenção média nas amostras do grupo de Co-Cr variou de 5,67N a 5,47N e nas amostras do grupo de Ni-Cr com Ti variou de 6,59N a 6,02N dependendo do período de análise. Os maiores valores retentivos para a liga de Ni-Cr com Ti pode ser atribuído a um maior módulo de elasticidade do Vi-Star (690MPa) em comparação ao módulo de elasticidade da liga de Co-Cr Fit Flex (663MPa) de acordo com especificações do fabricante.

As estruturas em Ti cp podem não oferecer retenção mecânica necessária para uma OPR quando considerados desenhos com apenas um grampo circunferencial simples e um encaixe como foi utilizado neste estudo. A retenção média do Ti cp variou de 3,86N a 2,80N dependendo do período de análise. Em desenhos de arcos totais com mais de um grampo circunferencial ou com mais de um encaixe a liga em Ti cp poderia oferecer retenção mecânica suficiente para o usuário de uma OPR, no entanto não foi avaliada esta variável neste estudo. É importante lembrar que está sendo analisada apenas uma das modalidades de retenção que é a retenção mecânica, obtida através de componentes mecânicos. Em casos clínicos reabilitados com OPRs existem outras modalidades de retenção, como a retenção fisiológica, dada pelo equilíbrio dinâmico entre a prótese e a musculatura paraprótese e a retenção física, representada pelos princípios físicos de adesão, coesão e pressão atmosférica, presentes entre a sela e fibromucosa (KLIEMANN e OLIVEIRA, 1999). Em adição, a quantidade de força necessária para oferecer retenção funcional para um paciente específico tratado com *overdenture* pode variar consideravelmente, dependendo de muitos fatores como

idade, força, musculatura e expectativas do paciente (EPSTEIN *et al.*, 1999).

Forças horizontais e oblíquas não simuladas neste estudo ocorrem sob condições clínicas, como forças mastigatórias e parafuncionais. Por este lado, pode ser afirmado que baseado neste estudo, movimentos de inserção e remoção de *overdentures* em uma trajetória determinada pode não ser a principal causa de perda de retenção e/ou fraturas de componentes corroborando com os achados de Botega *et al.* (2004).

Contrariamente aos resultados esperados, alguns estudos têm demonstrado que a força retentiva pode aumentar ao invés de diminuir (RODRIGUES *et al.*, 2002; BOTEGA *et al.*, 2004). Em se tratando dos encaixes, tem sido sugerido que este aumento é devido a deformação dos componentes plásticos que resultam em seu endurecimento ou um aumento na rugosidade de superfície após o uso inicial (BOTEGA *et al.*, 2004). E em se tratando dos grampos fundidos, o aumento da retenção pode ser devido ao endurecimento por encruamento de metais ou ligas metálicas, aumentando a resistência mecânica devido a deformação plástica com a tensão aplicada (ELIAS e LOPES, 2007). Este fenômeno pode explicar o aumento de retenção encontrado antes e após os ensaios no grupo das amostras em liga de Ni-Cr com Ti. Em 0,25mm de contorno retentivo, a retenção média inicial foi de 4,13N e a retenção média final foi de 4,30N e em 0,75mm de contorno retentivo, a retenção média inicial foi de 7,92N e a retenção média final foi de 8,41N. Rodrigues *et al.* (2002) também observaram aumento de retenção para grampos circunferenciais em Co-Cr e em Ti cp em contornos retentivos de 0,25mm e 0,50mm.

Esse estudo foi desenvolvido para comparar grampos fundidos confeccionados em função de dois contornos retentivos: 0,25mm e 0,75mm. A primeira condição de contorno retentivo (0,25mm) foi selecionada porque representa uma condição clínica comum e a liga de Co-Cr é o material de escolha para a confecção de estruturas metálicas para PPR (RODRIGUES *et al.*, 2002). Atualmente, pesquisadores ainda buscam um material ideal para

a confecção destas estruturas. Este desenho biomecânico serviu, portanto, como grupo controle e para a comparação para com os demais desenhos biomecânicos.

Desde o período inicial até o período de cinco anos de análise, o desenho de Co-Cr em contorno retentivo de 0,25mm demonstrou uma retenção intermediária entre os desenhos, com diferença significativa apenas para o desenho de Ni-Cr com Ti em 0,75mm que apresentou a maior retenção entre os desenhos. Deste modo, não houve diferença significativa entre os metais no contorno retentivo de 0,25mm. Estes achados corroboram com os relatos de Costa, Bonachela e Carvalho (1999) que não encontraram diferenças entre o Co-Cr e o Ti cp em grampos tipo “T” em contorno retentivo de 0,25mm. Com base nos achados deste estudo pode-se afirmar ainda que não houve diferença significativa quando comparado o desenho de Co-Cr em 0,25mm com os desenhos de Co-Cr e Ti cp em 0,75mm.

A segunda condição de contorno retentivo (0,75mm) foi incluída para aferir a retenção e o desempenho principalmente das estruturas com grampos em Ti cp, devido as suas características de flexibilidade e resiliência. Estas propriedades poderiam permitir que os braços retentivos dos grampos de PPR fossem colocados em áreas retentivas maiores do que é possível com Co-Cr e Ni-Cr com Ti. Com o aumento da demanda estética, os pacientes solicitam que os clínicos “escondam” os grampos de suas PPRs colocando mais próximos da gengiva onde o contorno retentivo tende a ser maior (BRIDGEMAN *et al.*, 1997). Porém, contrariando os estudos de Bridgeman *et al.* (1997) que demonstraram um bom desempenho do Ti cp neste contorno retentivo, houve uma perda de retenção significativa ao longo do tempo nas amostras fundidas com este metal, com fraturas em 40% das amostras. Os resultados mostraram que as amostras em Ni-Cr com Ti e em Co-Cr em 0,75mm de contorno retentivo obtiveram um ótimo desempenho ao longo do tempo com os maiores valores de força retentiva. Segundo Bridgeman *et al.* (1997) a rigidez dos grampos de Co-Cr os tornam inadequados para serem colocados em 0,75mm de contorno retentivo, pois os grampos

acarretariam grandes tensões nos retentores. Estudos adicionais são necessários para verificação das tensões e prováveis reações biológicas dos dentes retentores quando utilizados as ligas de Ni-Cr com Ti e Co-Cr em 0,75mm de contorno retentivo.

Esta pesquisa procurou colaborar com clínicos e protesistas na busca do melhor desenho de acordo com o metal ou a liga metálica utilizada nos planejamentos em reabilitações com OPRs. Entretanto, estudos futuros utilizando outras variáveis são necessários. Diferentes desenhos de grampos fundidos e de estruturas metálicas, o contorno retentivo de 0,50mm, diferentes graduações de retentividade do componente macho do sistema ERA e outros sistemas de encaixes são alguns exemplos de variáveis que precisam ser exploradas. Além disso, ensaios clínicos são também necessários para verificação do desempenho “*in vivo*” dos diferentes desenhos biomecânicos analisados e dos resultados alcançados.

7. CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados deste estudo experimental em laboratório, foi possível concluir que:

1. As estruturas com grampos fundidos em Ni-Cr com Ti e Co-Cr apresentaram as maiores médias retentivas e as estruturas com grampos fundidos em Ti cp as menores médias retentivas em todos os períodos de tempo analisados.
2. As amostras em Ni-Cr com Ti com contorno retentivo de 0,75mm apresentaram as maiores médias retentivas em todos os períodos de tempo analisados sem diferença estatística para as amostras em Co-Cr com contorno retentivo de 0,75mm.
3. As amostras em Co-Cr com contorno retentivo de 0,25mm apresentaram retenções médias intermediárias entre os desenhos biomecânicos em todos os períodos de tempo analisados.
4. As amostras em Ti cp com contorno retentivo de 0,25mm apresentaram as menores médias retentivas até o segundo ano de análise e as amostras em Ti cp com contorno retentivo de 0,75mm apresentaram as menores médias retentivas do terceiro ao quinto ano de análise.
5. Não houve diferença de retenção significativa entre os períodos de tempo para os desenhos biomecânicos analisados, com exceção para o subgrupo das amostras em Ti cp com contorno retentivo de 0,75mm em que houve uma perda de retenção significativa ao longo do tempo.
6. Grampos circunferenciais fundidos em Ti cp utilizados em contornos retentivos de 0,75mm tem um risco potencial de fraturas, principalmente após o 2º ano de uso.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ANUSAVICE, K.J. Ligas odontológicas para fundição. In: _____. **Phillips - Materiais Dentários**. 10ª ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 1998.
2. ARDA, T., ARIKAN, A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.94, n.3, p.267-274, Sep., 2005.
3. BARROS, V.M., MONTE, M.N., SERAIDARIAN, P.I., PAULA, L.V. O uso do titânio em infra-estrutura de prótese parcial removível: uma revisão da literatura. **PCL – Rev Ibero-americana Protese Clin Lab.**, Curitiba, v.8, n.42, p.370-377, out./nov./dez., 2006.
4. BEN-UR, Z., GORFIL, C, AVIV, I. Use of roots to establish favorable removable partial denture design: Case reports. **Quintessence Int**, Berlin, v.25, n.3, p.173-176, Mar., 1994.
5. BLACKMAN, R., BARGHI, N., TRAN, C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.65, n.2, p. 309-315, Feb., 1991.
6. BONACHELA, W.C., PEDREIRA, A.P.R.V., MARINS, L., PEREIRA, T. Avaliação comparativa da perda de retenção de quatro sistemas de encaixes do tipo ERA e O- RING empregados sob overdentures em função do tempo de uso. **J Appl Oral Sci**, Bauru, v.11, n.1, p.49-54, jan.-mar., 2003.
7. BONACHELA, W.C., ROSSETTI, P.H.O. **Overdentures. Das raízes aos implantes osseointegrados. Planejamentos, tendências e inovações**. 1ª reimpressão. São Paulo: Santos Livraria e Editora, 2003.

* De acordo com a NBR 6023 de agosto de 2002 da Associação Brasileira de Normas Técnicas. Abreviaturas de Periódicos em conformidade com *World List Of Scientific Periodicals*.

8. BOTEGA, D.M., MESQUITA, M.F., HENRIQUES, G.E.P, VAZ, L.G. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. **J Oral Rehabil.** Oxford, v.31, n.9, p.884-889, Sep., 2004.
9. BOTEGA, D.M., MESQUITA, M.F., HENRIQUES, G.E.P. O uso do Sistema ERA para confecção de *Overdenture*. **RGO**, Porto Alegre, v.53, n.3, p.210-212, jul/ago/set., 2005.
10. BRIDGEMAN, J.T., MARKER, V.A., HUMMEL, S.K., BENSON, B.W., PACE, L.L. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.78, n.2, p.187-193, Aug., 1997.
11. BRIDGEPORT, D.A., BRANTLEY, W.A., HERMAN, P.F. Cobalt-Chromium and Nickel-Chromium Alloys for Removable Prosthodontics, Part 1: Mechanical Properties. **J Prosthodont**, Orlando, v.2, n.3, p. 144-150, Sep., 1993.
12. COSTA, S.C., BONACHELA, W.C., CARVALHO, M.C.F.S. Análise comparativa da capacidade retentiva de grampos tipo “T” usados em prótese parcial removível em armações de titânio e cobalto-cromo. **Rev Fac Odontol Bauru.**, Bauru, v.7, n.1/2, p.1-6, jan./jun., 1999.
13. CRAIG, R.G., POWERS, J.M. **Materiais Dentários Restauradores**. 11^a ed. São Paulo: Santos Livraria Editora, 2004.
14. CUCCI A.L.M., FULLER, J.B., GIAMPAOLO, E.T., LEONARDI, P. Fadiga de grampos de retenção em prótese parcial removível. Efeitos de ligas, espessuras e técnicas de fusão. Parte I. **Rev Odontol UNESP.**, São Paulo, v.19, n.1, p.245-250, 1990.
15. CUCCI A.L.M., FULLER, J.B., GIAMPAOLO, E.T., LEONARDI, P. Fadiga de grampos de retenção em prótese parcial removível. Efeitos de ligas, espessuras e técnicas de fusão. Parte II. **Rev Odontol UNESP.**, São Paulo, v.19, n.1, p.251-258, 1990.

16. DAVIDOFF, S.R., DAVIS, R.P. The ERA implant-supported overdenture. **Compen Contin Educ Dent.**, Jamesburg, v.16, n.5, p.512-520, May., 1995.
17. DOUGLASS, C., WATSON, A.J. Future needs for fixed and removable partial dentures in the United States. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.87, n.1, p.9-14, Jan., 2002.
18. ELIAS, C.N., LOPES, H.P. **Materiais dentários. Ensaio mecânicos.** São Paulo: Livraria Santos Editora, 2007.
19. EPSTEIN, D.D., EPSTEIN, P.L., COHEN, B.I., PAGNILLO, M.K. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment system. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.82, n.5, p.579-584, Nov., 1999.
20. FENTON, A.H. The decade of overdenture: 1970-1980. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.79, n.1, p.31-36, Jan., 1998.
21. FIRTELL, D.N., HERZBERG, T.W., WALSH, J.F. Root retention and removable partial denture design. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.42, n.2, p.131-134, Aug., 1979.
22. FREITAS, R., VAZ, L.G., PEDREIRA, A.P.R.V. Avaliação comparativa da perda de retenção de Attachments do tipo Barra/Clipes usados em Overdentures. **Rev Odontol UNESP.**, São Paulo, v.32, n.2, p.113-118, jul./dez., 2003.
23. GIFFIN, K.M. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: A clinical report. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.76, n.4, p.347-349, Oct., 1996.
24. GIAMPAOLO, E.T., LEONARDI, P., CUCCI, A.L.M., FULLER, J.B. Grampos de retenção para prótese parcial removível. Análise da resistência à flexão em função de grampos, ligas e técnicas de fusão. **Rev Odontol UNESP.**, São Paulo, v.20, n.1, p.293-298, 1991.

25. JÚNIOR, J.G. **Materiais dentários. O Essencial para o Estudante e o Clínico Geral.** São Paulo: Santos Livraria Editora, 1999.
26. KIM, D., PARK, C., YI, Y., CHO L. Comparison of cast Ti-Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.91, n.4, p.374-382, Apr., 2004.
27. KLIEMANN, C.; OLIVEIRA, W. **Manual de Prótese Parcial Removível.** São Paulo: Santos Livraria Editora, 1999.
28. LANDULPHO, A.B., SILVA, W.A.B, SILVA, F.A., MUZILLI, C.A. Soluções protéticas através do Sistema Era de Attachments – Parte II: Prótese Parcial Removível. **Rev Brás Implantodont Prótese Implant.**, Curitiba, v.10, n.39, p.223-226, jul/set., 2003.
29. LANGER, Y. LANGER, A. Root-retained overdentures: Part I – Biomechanical and clinical aspects. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.66, n.6, p.784-789, Dec., 1991.
30. LANGER, Y., LANGER, A. Root-retained overdentures: Part II – Managing trauma between edentulous ridges and opposing dentition. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.67, n.1, p.77-81, Jan., 1992.
31. LUCAS, L.C., LEMONS, J.E. Biodegradation of restorative metallic systems. **Adv Dent Res.**, Washington, v.6, p.32-37, Sep., 1992.
32. MATTOS, M.G.C., BEZZON, O.L, FREGONESI, L.A., ROLLO, J.M.D.D’A., PANZERI, H. Desenvolvimento de uma liga experimental de cobalto-cromo-níquel-titânio para prótese parcial removível. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v.10, n.3, p.233-236, jul./set., 1996.

33. MODAFFORE, P.M., KLIEMANN, C., FERREIRA JR., P.A. Liga metálica de titânio – Uma nova alternativa na confecção das armações em prótese parcial removível? **PCL – Rev Bras Protese Clin Lab.**, Curitiba, v.3, n.15, p.421-430, set./out., 2001.
34. MORI, T., TOGAYA, T., JEAN-LOUIS, M., YABUGAMI, M. Titanium for removable dentures. I. Laboratory procedures. **J Oral Rehabil.** Oxford, v.24, n.5, p.338-341, May., 1997.
35. O'BRIEN, W.J., RYGE, G. **Materiais dentários.** Rio de Janeiro: Editora Interamericana, 1981.
36. PHILLIPPS, R.W. Ligas para fundição odontológicas. In: _____. **Materiais dentários de Skinner.** 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap.20, p.208-222, 1993.
37. RODRIGUES, R.C.S., RIBEIRO, R.F., MATTOS, M.G.C., BEZZON, O.L. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.88, n.3, p.290-296, Sep., 2002.
38. RODRIGUES, R.C.S. Estudo comparativo de dois métodos utilizados na fundição de titânio cp. 2005. 183p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.
39. SANDU, L., FAUR, N., BORTUN, C. Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.97, n.1, p.39-44, Jan., 2007.
40. THE ACADEMY OF PROSTHODONTICS. The glossary of prosthodontic term. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.94, n.1, Jul., 2005.

41. THOMAS, C.J., LECHNER, S., MORI, T. Titanium for removable dentures. II. Two-year clinical observations. **J Oral Rehabil.** Oxford, v.24, n.6, p.414-418, Jun., 1997.
42. VALLITTU, P.K., KOKKONEN, M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.74, n.4, p. 412-419, Oct., 1995.
43. VERGANI, C.E., LEONARDI, P., CUCCI, A.L.M., GIAMPAOLO, E.T. Análise qualitativa e quantitativa de ligas metálicas para próteses parciais removíveis. **Rev Odontol UNESP.**, São Paulo, v.23, n.2, p.297-305, jul.-dez., 1994.
44. WAKABAYASHI, N., AI, M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.77, n.6, p.583-587, Jun., 1997.
45. WANG, L., D'ALPINO, P.H.P., LOPES, L.G., PEREIRA, J.C. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. **J Appl Oral Sci.**, Bauru, v.11, n.3, p.162-167, Jul./Sep., 2003.
46. WU, J.C., LATTA JR., G.H., WICKS, R.A., SWORDS, R.L., SCARBECZ, M. In vitro deformation of acetyl resin and metal alloy removable partial denture direct retainers. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.90, n.6, p.586-590, Dec., 2003.
47. ZAVANELLI, R.A., HENRIQUES, G.E.P. Um simples método para a inspeção de porosidades nas fundições de titânio. **Rev Assoc Bras Odontol.**, São Paulo, v.9, n.2, jun./jul., p.165-166, 2001.

APÊNDICE

APÊNDICE

Tabela 1 – Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Co-Cr 0,25mm

Tempo (Anos)	N	Média	Desvio Padrão	z	p
Início	10	4,87	1,92	0,641	0,806
1/2 ano	10	5,05	1,92	0,505	0,961
1 ano	10	4,85	1,80	0,888	0,410
2 anos	10	4,78	1,72	0,984	0,287
3 anos	10	5,06	1,90	0,948	0,330
4 anos	10	4,86	1,75	0,666	0,767
5 anos	10	4,70	1,76	0,558	0,914

Teste de aderência Kolmogorov-Smirnov Z para uma variável para normalidade.

Tabela 2 – Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Co-Cr 0,75mm

Tempo (Anos)	n	Média	Desvio Padrão	z	p
Início	10	6,44	1,97	0,614	0,845
1/2 ano	10	6,28	1,54	0,662	0,773
1 ano	10	6,18	1,80	0,660	0,777
2 anos	10	6,32	1,87	0,628	0,825
3 anos	10	6,27	1,91	0,649	0,793
4 anos	10	6,30	1,74	0,584	0,884
5 anos	10	6,25	1,96	0,363	0,999

Teste de aderência Kolmogorov-Smirnov Z para uma variável para normalidade.

Tabela 3 – Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Ni-Cr com Ti 0,25mm

Tempo (Anos)	n	média	Desvio Padrão	z	p
Início	10	4,13	2,54	0,912	0,376
1/2 ano	10	4,62	2,97	1,114	0,167
1 ano	10	4,53	2,98	1,092	0,184
2 anos	10	4,47	2,98	1,044	0,225
3 anos	10	4,40	2,88	0,883	0,416
4 anos	10	4,21	2,64	0,979	0,293
5 anos	10	4,30	3,12	1,024	0,245

Teste de aderência Kolmogorov-Smirnov Z para uma variável para normalidade.

Tabela 4 – Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Ni-Cr com Ti 0,75mm

Tempo (Anos)	n	média	Desvio Padrão	z	p
Início	10	7,92	1,62	0,427	0,993
1/2 ano	10	8,32	2,05	0,576	0,894
1 ano	10	8,65	2,24	0,541	0,932
2 anos	10	8,37	2,08	0,537	0,935
3 anos	10	8,38	2,18	0,521	0,949
4 anos	10	8,40	2,21	0,675	0,753
5 anos	10	8,41	2,21	0,618	0,840

Teste de aderência Kolmogorov-Smirnov Z para uma variável para normalidade.

Tabela 5 – Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Ti cp 0,25mm

Tempo (Anos)	n	média	Desvio Padrão	z	p
Início	10	3,45	1,01	0,481	0,975
1/2 ano	10	3,48	1,01	0,708	0,698
1 ano	10	3,40	0,83	0,728	0,665
2 anos	10	3,46	1,15	0,804	0,537
3 anos	10	3,51	1,23	0,613	0,847
4 anos	10	3,14	1,14	0,545	0,928
5 anos	10	3,23	1,27	0,450	0,987

Teste de aderência Kolmogorov-Smirnov Z para uma variável para normalidade.

Tabela 6 – Teste de comprovação de normalidade de cada uma das variáveis do subgrupo de Ti cp 0,75mm

Tempo (Anos)	n	média	Desvio Padrão	z	p
Início	10	3,94	1,60	0,512	0,956
1/2 ano	10	4,25	1,05	0,550	0,923
1 ano	10	4,12	0,96	0,788	0,564
2 anos	10	3,87	0,87	0,456	0,985
3 anos	10	3,39	0,70	0,598	0,867
4 anos	10	2,94	0,97	0,525	0,946
5 anos	10	2,38	1,05	0,425	0,994

Teste de aderência Kolmogorov-Smirnov Z para uma variável para normalidade.