

LEONARDO MARCHINI

**ESTUDO *IN VITRO* DO COMPORTAMENTO DE FACETAS
CONFECCIONADAS COM *ARTGLASS* E *TARGIS* QUANDO
SUBMETIDAS À INSERÇÃO E REMOÇÃO DE GRAMPOS
CIRCUNFERENCIAIS EM CROMO-COBALTO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Curso de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Área de Concentração em Prótese Buco-Maxilo-Facial

Orientador: Prof. Tit. José Eduardo Junho de Araújo



São José dos Campos

2000

1.3.3.3
1.3.2.2
1.4.2.2

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

RIBEIRO, J. F. et al. *Roteiro para redação de monografias, trabalhos de cursos, dissertações e teses*. São José dos Campos, 1993. 63p.

MARCHINI, L. *Estudo in vitro do comportamento de facetas confeccionadas com Artglass e Targis quando submetidas à inserção e remoção de grampos circunferenciais em cromo-cobalto*. São José dos Campos, 2000. 100p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

A Deus, em nome de Nosso Senhor Jesus
Cristo, por ter colocado em meu caminho os
anjos Adriana, Maria Amélia, Norberto e
Larissa.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador e ex-diretor da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, Prof. Tit. José Eduardo Junho de Araújo, mestre sábio e amigo que soube indicar os melhores caminhos para minha vida profissional desde o curso de graduação.

À Profa. Tit. Maria Amélia Máximo de Araújo, digníssima diretora da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, pelos inestimáveis aconselhamentos e pela possibilidade de realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Antônio Braulino de Melo Filho, pelo empréstimo do dispositivo experimental e pelas valiosas dicas de operação do mesmo.

Ao Prof. Tit. José Roberto Sá Lima, atual coordenador do curso de pós-graduação em Odontologia - área de prótese buco-maxilo-facial, pela oportunidade de realização deste curso.

Ao Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode, professor responsável pela disciplina de prótese buco-maxilo-facial do curso de

pós-graduação em Odontologia - área de prótese buco-maxilo-facial, pela dedicação ao curso.

Ao Prof. Dr. Vicente de Paula Prisco da Cunha, pelo carinho e amizade no auxílio à execução da parte experimental deste trabalho e pelos anos de convívio profissional extraordinariamente profícuos.

Ao Prof. Jarbas Francisco Fernandes dos Santos, pela ajuda sempre pronta em diversos momentos de dificuldade durante a execução deste experimento.

Ao colega Alexandre Luís Bergami, pela imprescindível colaboração na realização dos corpos de prova.

Ao colega Rick Rocha, pela confecção em torno mecânico de peças necessárias à pesquisa.

Ao Prof. Dr. Antônio de Souza Teixeira Júnior, pela correção ortográfica e gramatical desta dissertação.

Aos técnicos em prótese dentária Heloísa Helena Silveira Miquiline, Márcia Valéria Porto Silva, Ivo Ljuro Solis Piña e Fábio de Souza Manso Vieira pelo auxílio prestado durante diversas etapas deste experimento.

Ao técnico Urbano Gonçalves de Oliveira, do Departamento de Materiais e Tecnologia da FEG, pelo modo interessado e prestativo com que me auxiliou no uso do projetor de perfis.

Às bibliotecárias da FOSJC-UNESP, representadas aqui pela Sra. Angela de Brito Bellini, pela ajuda sempre pronta, sem a qual o levantamento bibliográfico desta dissertação não seria possível.

Às funcionárias da secretaria de pós-graduação, pelo carinho e amizade com que sempre me recebem.

Aos colegas das disciplinas de prótese dentária do curso de Odontologia da Universidade de Mogi das Cruzes, aqui representados pelos professores Marcos Yasunori Maekawa, Paulo Sérgio Mutarelli e José Antônio Monteiro, pelo incentivo e compreensão durante a execução deste trabalho.

Aos professores e colegas do curso de mestrado, pelo valioso aprendizado com que todos me brindaram.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	7
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	17
2.1 Retenção em PPR.....	18
2.2 Retentores extracoronários tipo grampo.....	22
2.3 Comportamento de diversos materiais odontológicos quando submetidos à inserção e remoção de grampos de PPR	35
2.4 Resinas compostas laboratoriais de segunda geração (<i>Artglass e Targis</i>).....	44
3 PROPOSIÇÃO.....	54
4 MATERIAL E MÉTODO.....	55
4.1 Material.....	55
4.2 Método.....	56
5 RESULTADOS.....	73
6 DISCUSSÃO.....	79
7 CONCLUSÃO.....	90
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	91
RESUMO.....	99
<i>ABSTRACT</i>	100

1 INTRODUÇÃO

As próteses parciais removíveis (PPR), segundo Kliemann & Oliveira²⁴ (1998), são elementos artificiais que recebem este nome porque substituem um ou mais dentes e tecidos associados e podem ser removidas para a correta higienização das próteses e estruturas bucais remanescentes.

Barros et al.¹ (1994) expuseram que o aparecimento das ligas de cromo-cobalto, por volta de 1930, deram grande popularidade às PPR devido à redução do custo de confecção (se comparadas às ligas áuricas), propriedades físicas adequadas e alta resistência à corrosão. Assim, Meloncini et al.³⁰ (1997) colocaram que as PPR que usam retentores extracoronários tipo grampo são a solução mais utilizada para casos de pacientes desdentados parciais, pelo seu custo relativamente baixo.

Além disso, PPR com desenhos adequados e corretamente confeccionadas podem oferecer melhorias à função mastigatória, bem como aos aspectos fisiológico e estético dos pacientes parcialmente edêntulos (Zwetchkenbaum & Shay⁴⁶, 1997),

com repercussões positivas na condição psicológica e vida social dos mesmos.

No entanto, devido à ação muscular durante a fala, mastigação, deglutição e ação de alimentos pegajosos, a PPR está sujeita a forças de deslocamento verticais.

Portanto, para que a prótese exerça sua função adequadamente, é necessário, segundo Henderson & Steffel²⁰ (1979), que a mesma possua retenção suficiente para resistir aos deslocamentos motivados pelas forças que nela atuam com intensidade razoável.

Vários são os fatores envolvidos na retenção de uma PPR, segundo Kliemann & Oliveira²⁴, 1998. A retenção fisiológica ou neuro-muscular é referente à habilidade e capacidade do paciente em manter a prótese em posição na boca. Depende do aprendizado do indivíduo e aumenta com o tempo. Está relacionada também com a posição dos dentes e selas em relação à musculatura paraprotética (princípio da zona neutra).

Os fenômenos de adesão, coesão e pressão atmosférica são também citados por Henderson & Steffel²⁰ (1979) e Johnson²² (1992).

Johnson²² (1992) citou ainda a resistência friccional, a qual, segundo Kliemann & Oliveira²⁴ (1998), é a somatória das áreas de contato da PPR com os planos guia de todos os dentes suporte, os retentores indiretos, necessários sempre que houver um eixo real de rotação (casos de extremidade livre), e os retentores diretos.

Os retentores diretos podem ser de dois tipos básicos, segundo Henderson & Steffel²⁰ (1979): intracoronário, que se aloja entre paredes verticais preparadas dentro da coroa do dente suporte, de forma a resistir à remoção através do atrito; e extracoronário, o qual se encaixa à superfície externa do dente suporte e é muito mais utilizado na confecção de PPR.

Entre os retentores extracoronários, temos o grampo circunferencial que, segundo Blatterfein⁷ (1951), é o mais freqüentemente utilizado na confecção de PPR e é a base para todos os desenhos de grampo.

Para que o grampo seja capaz de conter as forças de deslocamento verticais, é necessária a colocação passiva do terço flexível do braço retentivo do grampo na área retentiva do dente suporte, para que a resistência da liga à deformação (a qual o terminal retentivo é submetido ao passar pelo equador protético) somada ao

atrito do terminal contra o dente se oponham ao movimento da PPR (Blatterfein⁷, 1951; Henderson e Steffel²⁰, 1979; Warr⁴², 1959).

Desta forma, vários fatores inerentes ao grampo e ao dente suporte podem interferir na retenção direta da PPR.

Com relação ao grampo, Bates^{2,3,5} (1963, 1965, 1980) expôs que são importantes as propriedades mecânicas das ligas utilizadas, a forma da secção transversal, o comprimento, curvatura e conicidade do braço retentivo. Firtell¹⁴ (1968) citou ainda o ângulo de convergência cervical, o grau de adaptação à superfície de contato e a flexibilidade do braço retentivo. Stern³⁷ (1975) colocou a importância da reciprocidade adequada (fornecida pelo braço recíproco) à ação do braço retentivo para que o grampo tenha retenção intrínseca.

Com relação ao dente suporte, é necessário que o mesmo apresente, em seu contorno, uma área retentiva (localizada abaixo do equador protético) suficiente para prover retenção ao grampo (0,25mm para cromo-cobalto e 0,5mm para ligas áuricas, em dentes molares, segundo Bates³, 1965).

No entanto, muitos dentes naturais não apresentam estas áreas retentivas. Hebel et al.¹⁹ (1984) sugeriram que, quando não há retenção natural no elemento suporte, esta pode ser obtida pelos

seguintes meios: uma restauração classe V, cimentação de um fio ortodôntico, recontorno do esmalte (ameloplastia), recontorno com resina composta e colocação de uma coroa.

Vários outros fatores podem levar à confecção de uma coroa em um dente suporte de PPR. Shay³⁶ (1997) considerou que dentes afetados por cáries de raiz em formato circunferencial, abrangendo diversas faces dos dentes, ou lesões cujas restaurações causaram grande perda de estrutura dentária, não devem ser utilizados como suporte para PPR sem antes receber uma coroa total. As coroas reforçam a estrutura remanescente e possibilitam ao operador um controle muito maior sobre os contornos desejados na restauração final.

Johnston²³ (1961) ponderou que, no planejamento de PPR, quando houver dentes suportes saudáveis e bem posicionados, alguns espaços edêntulos devem ser preenchidos com próteses parciais fixas. Isto simplifica o desenho da PPR e facilita a obtenção correta da trajetória de inserção, da reciprocidade durante a inserção-remoção e da retenção indireta. Além disso, a ferulização de dois dentes pilares relativamente fracos com uma prótese fixa fornece muitas vezes um suporte adequado.

Em outras ocasiões, a forma e posição do dente suporte deve ser alterada tão drasticamente, visando estabelecer a trajetória de inserção e obtenção de retenção e reciprocidade, que a confecção de coroas se torna necessária.

Na prática clínica, muitas vezes o paciente já se apresenta ao profissional para a confecção de uma PPR portando, nos dentes que virão a ser suporte da prótese, coroas totais de diversos tipos (totalmente metálica, metalo-cerâmica ou *veneer*).

Atualmente, um novo tipo de material estético pode ser utilizado para a confecção de coroas, próteses parciais fixas metálicas ou não metálicas, *inlays* e *onlays* (The Dental Advisor³⁸, 1997), além de próteses sobre implantes (Ziesche⁴⁵, 1997). São as resinas compostas de laboratório classificadas por Touati & Aidan⁴⁰ (1997) como sendo de segunda geração. Estas resinas possuem como características comuns uma porcentagem alta de partículas inorgânicas por volume (66% partículas inorgânicas e 33% matriz da resina, em média), contração de polimerização mínima, boa união ao metal dos *coppings* a despeito da liga utilizada e resistência à abrasão similar ao esmalte.

Dentre as resinas compostas laboratoriais de segunda geração, estão o *Artglass*^{*}, o qual, segundo Leinfelder²⁶ (1997), está no mercado desde 1995 e vem sendo utilizado por um número crescente de profissionais; e o *Targis*^{**}, semelhante ao *Artglass*, de acordo com Penchas³² (1997).

O fato destes materiais estarem sendo bem aceitos pelos profissionais está relacionado com suas características físicas e estéticas adequadas e facilidade de manipulação. Além disso, Pensler et al.³³ (1997), Ziesche⁴⁵ (1997) e Gilbert¹⁶ (1997) consideraram que as características de desgaste do *Artglass* e do *Targis* se aproximam às do esmalte, o que resulta em uma textura semelhante à da dentição natural.

Embora Ziesche⁴⁵ (1997) tenha considerado que o *Artglass* venha preencher uma lacuna existente entre a resina e a porcelana, o primeiro (bem como o similar *Targis*), ao contrário das últimas, ainda não teve seu comportamento avaliado quando submetido à inserção e remoção de grampos de PPR.

* Heraeus Kulzer
** Ivoclar Vivadent

Esta avaliação é de grande importância quando o profissional for conjugar a PPR com uma coroa ou prótese parcial fixa como elemento suporte, pois dentre as causas de perda de retenção citadas por Bates⁴ (1968), estão as modificações pós inserção na estrutura metálica e/ou nos dentes suportes. As modificações que podem ocorrer nos dentes suporte são: fratura causada pelo excesso de deformação do grampo devido à remoção da PPR por uma trajetória diferente da planejada para o caso, migração e mobilidade dentais causadas pelo uso da PPR e/ou acúmulo de placa e abrasão do dente pelo grampo.

Com relação a esta última alteração, diversos autores têm se preocupado em avaliar o efeito da inserção e remoção dos grampos de PPR sobre o dente e os vários materiais usados para restaurá-lo.

Philips & Leonard³⁴ (1956), Bates⁴ (1968) e Hebel et al.¹⁹ (1984) estudaram os efeitos da utilização de grampos de PPR sobre o esmalte e puderam avaliar que o desgaste ocorrido ou não é detectável ou é clinicamente insignificante. Philips & Leonard³⁴ (1956) observaram ainda que as restaurações de amálgama sofrem abrasão pelos grampos e as coroas de ouro, não.

Maroso et al.²⁸ (1981) investigaram ação dos grampos de PPR sobre a porcelana e concluíram que metalocerâmicas bem confeccionadas e glazeadas podem suportar os esforços promovidos pelos retentores extracoronários.

Desde a introdução do recontorno dentário utilizando resina composta por Jenkins & Berry²¹ (1976), vários autores (Piirto et al.,³⁵ 1977; Davenport et al.¹⁰, 1990; Tietge et al.³⁹, 1992 e Melo Filho²⁹, 1994) vêm pesquisando a ação dos grampos de PPR sobre as diversas gerações deste material restaurador. Os resultados de Davenport et al.¹⁰ (1990) e Melo Filho²⁹ (1994) foram bastante animadores, sendo que algumas resinas apresentaram comportamento bastante adequado, não havendo diferença, considerando as metodologias empregadas, entre a resina e o esmalte.

Desta forma, considerando:

- a) a importância das PPR na Odontologia, como solução adequada e de baixo custo para a reposição de elementos dentários (Zwetchkenbaum & Shay⁴⁶, 1997);
- b) o papel relevante dos retentores diretos na confecção deste tipo de prótese, e do grampo circunferencial como representante mais utilizado entre

os retentores extracoronários (Blatterfein⁷, 1951; Johnson²², 1992);

c) os fatores clínicos que levam, muitas vezes, à confecção de coroas e/ou próteses parciais fixas conjugadas à PPR;

d) o crescente número de profissionais que vêm utilizando as resinas compostas laboratoriais de segunda geração para confecção de coroas e próteses parciais fixas (Muñoz-Chávez & Hoepfner³¹, 1998);

e) a potencial alteração da retenção devido ao desgaste da resina pelo grampo ou ainda do grampo pela resina (Davenport et al.¹⁰, 1990);

f) o fato de não haver, salvo maior juízo, trabalhos na literatura que investiguem o comportamento das resinas compostas laboratoriais de segunda geração frente à inserção e remoção de grampos de PPR,

nos propusemos a realizar a presente pesquisa com o objetivo de avaliar o comportamento das resinas *Artglass* e *Targis* frente à inserção-remoção de grampos circunferenciais de PPR.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A literatura inerente ao trabalho abriga artigos relacionados à retenção em PPR, aos retentores extracoronários tipo grampo, ao comportamento de diversos materiais odontológicos quando submetidos à inserção e remoção de grampos de PPR e às resinas laboratoriais de segunda geração (*Artglass* e *Targis*).

Com o intuito de tornar mais fácil a busca específica por um dos temas relacionados, a revisão da literatura será dividida em sub-ítem conforme segue:

2.1 Retenção em PPR.

2.2 Retentores extracoronários tipo grampo.

2.3 Comportamento de diversos materiais odontológicos quando submetidos à inserção e remoção de grampos de PPR.

2.4 Resinas laboratoriais de segunda geração (*Artglass* e *Targis*).

Em cada sub-ítem, os artigos serão dispostos seguindo uma ordem cronológica, permitindo a visualização da evolução do conhecimento em cada área.

2.1 Retenção em PPR

Gillett¹⁷ (1938) colocou que, se os fatores relacionados à estabilidade da PPR, tais como apoios oclusais, contatos da sela com os dentes suportes, retenção indireta, efeitos da sela sobre o rebordo e extensão das selas, forem corretamente planejados e executados, a retenção necessária aos grampos será apenas contra a gravidade (na prótese superior) e a tração do alimento. Desta forma, grampos delicados seriam suficientes para promover retenção.

Warr⁴¹ (1959) expôs que a retenção das PPR é em grande parte influenciada pela fricção e, em certas circunstâncias, este fator torna a ação dos grampos desnecessária. Além disso, esta mesma ação é dependente da fricção.

Henderson & Steffel²⁰ (1979) consideraram que a retenção das PPR é conseguida por meio de dois conjuntos de fatores. O primeiro é aquele que abrange todas as variáveis envolvidas na ação dos elementos retentores nos dentes suportes. O segundo compreende a gama de fenômenos relacionados com o contato íntimo das bases das PPR com a mucosa dos rebordos residuais e das conexões maiores com tecidos moles e duros com os quais contatam.

A retenção fornecida pelo relacionamento íntimo da base das PPR com os tecidos subjacentes foi descrita pelos mesmos autores como resultado da união das forças de adesão, coesão, pressão atmosférica, gravidade e deformação plástica dos tecidos ao redor das áreas polidas das próteses. Aplicando os conceitos de adesão e coesão à situação das PPR no meio bucal, a primeira representa a atração da saliva às bases da prótese e aos tecidos e a segunda, a atração das moléculas da saliva entre si. Ambas serão mais efetivas quando houver perfeita aposição das bases das PPR sobre a fibromucosa e são, portanto, relacionadas a uma correta moldagem deste tecido.

Em PPR, bem como em prótese total, a pressão atmosférica pode e deve auxiliar na retenção uma vez obtido um vácuo parcial abaixo da base da prótese. Este é dependente do selamento periférico, o qual impede a entrada de ar entre a base e o rebordo, fato que neutralizaria a pressão exercida pelo ar sobre a superfície polida.

A deformação plástica dos tecidos ao redor das áreas polidas auxilia a aperfeiçoar o selamento periférico, além de formar um travamento mecânico das próteses. Tal travamento é desenvolvido pelo paciente e ocorre automaticamente se a moldagem for executada

com conhecimento das possibilidades anatômicas. É interessante notar que o conceito ora emitido vai ao encontro da chamada teoria da zona neutra, bastante difundida na ortodontia e para confecção de próteses totais e que, como se pode observar, é bastante relevante também em PPR.

Bates⁵ (1980) realiza uma revisão dos fatores envolvidos na retenção das PPR a grampo e cita, entre outros relacionados com os grampos, o número e posição das selas e planos-guias. Em próteses com grande número de pequenas selas e planos-guias, a PPR só será desalojada em uma única trajetória, determinada por estes elementos. Assim, o paciente aprenderá a evitar esta trajetória durante as funções orais, exigindo pouca retenção dos grampos. Situação inversa ocorre em próteses de extremidade livre, as quais geralmente possuem diversas trajetórias de deslocamento.

Johnson²² (1992) discute a complexidade relacionada à retenção de uma PPR, relatando que a retenção mecânica proporcionada pelos grampos é apenas um dos fatores que mantém a prótese em posição. Retentores indiretos, resistência friccional, gravidade, adesão, coesão e pressão atmosférica são também responsáveis pela resistência ao desalojamento.

Kliemann & Oliveira²⁴ (1998) realizam uma classificação dos fatores envolvidos na retenção das PPR em três modalidades; fisiológica, física e mecânica.

A primeira está relacionada com a habilidade do paciente em estabilizar a prótese em posição com auxílio da musculatura paraprótica, daí ser designada também de retenção neuromuscular. Este tipo de reflexo desenvolve-se com tempo de uso, contanto que haja uma adaptação adequada das selas e dentes com a musculatura envolvida.

A segunda envolve todos os fenômenos que ocorrem entre a base das selas e a mucosa dos rebordos edêntulos, tais como adesão, coesão e pressão atmosférica. Adesão é entendida pelos autores como a atração física entre estruturas distintas mas adaptadas entre si. Nas selas das próteses totais e removíveis, as estruturas envolvidas são a resina acrílica da base das próteses, a mucosa do rebordo alveolar dos pacientes e o filme de saliva interposto. Quanto maior a adaptação entre a sela e o rebordo e menor o filme de saliva, maior a retenção. Desta forma, maior retenção é obtida com moldagens precisas, modelos corretamente executados e acrilização adequada.

A última é obtida com o uso de componentes mecânicos da PPR e compreende a resistência friccional, as retenções direta e indireta. A resistência por fricção é resultante da somatória das áreas de contato da PPR com os planos-guias de todos os dentes suportes. Quanto maior for a resistência friccional, menor a necessidade de retenção direta. A retenção indireta é necessária nos casos em que ocorram eixos reais de rotação, como nos casos de extremidades livres. Os retentores indiretos auxiliam na prevenção de desalojamento por se oporem ao movimento de rotação. A retenção direta exerce sua função em oposição às forças de deslocamento paralelas à trajetória de inserção (trajetória comum de deslocamento).

Do que foi visto, pode-se depreender que a retenção em PPR não é única e exclusivamente dependente dos retentores diretos, embora estes tenham papel relevante neste processo. Tal fato deve atentar para o uso de todos os recursos acima expostos, durante o planejamento e execução de PPR, para auxiliar na retenção deste tipo de prótese.

2.2 Retentores extracoronários tipo grampo

Blatterfein⁷ (1951) considerava que o grampo circunferencial é o mais freqüentemente utilizado na confecção de PPR e é também a base para todos os tipos de desenho de grampo.

O grampo circunferencial pode ser dividido em duas partes: corpo e braço. O corpo é o segmento do grampo que se localiza na superfície proximal, junto à prótese. O braço é o segmento do grampo que se posiciona próximo à superfície vestibular ou lingual do dente suporte.

O corpo, devido à sua conexão com o apoio e conector maior, é rígido.

Ainda segundo Blatterfein (1951), o braço pode ser dividido em três partes, de acordo com a relativa rigidez ou flexibilidade de cada uma das três secções. O terço do braço mais próximo ao corpo ainda mantém certa rigidez e é chamado de terço rígido. O terço terminal do braço possui flexibilidade, devido ao comprimento do braço, e é chamado terço flexível. O terço médio possui um grau intermediário de flexibilidade e por isso é denominado terço semi-rígido.

O mesmo autor expôs que para determinar o posicionamento de cada parte do grampo no dente suporte é

necessário conhecer os contornos encontrados no dente natural. Se o dente for colocado em uma posição vertical no delineador e realizada uma marca, paralelamente ao longo eixo do dente, esta marca irá descrever a linha de máximo contorno do dente. Toda superfície localizada para oclusal desta linha é chamada área não retentiva. Inversamente, toda superfície localizada cervicalmente à linha é denominada área retentiva.

O grampo executa duas funções básicas na PPR. A primeira é prover retenção direta para a prótese e a segunda é transmitir adequadamente as forças laterais da PPR aos dentes suportes.

O grampo promoverá retenção primária à PPR quando for capaz de conter as forças de deslocamento verticais. Para tanto, é necessária uma “ação de tropeço” (*tripping action*), que pode ser obtida, no grau adequado, se for conseguida a colocação passiva do terço flexível do braço retentivo na área retentiva do dente suporte.

A transmissão adequada de forças laterais aos dentes suportes tem dois objetivos: o primeiro é limitar o movimento lateral da PPR e o segundo é prevenir a aplicação de forças excessivas sobre as áreas edêntulas. Com a transmissão destas forças aos dentes

suportes, diminuem-se as forças laterais sobre os rebordos, minimizando a reabsorção alveolar.

Se o dente não possuir suporte suficiente para aceitar as forças laterais com um grampo normal, então deverão ser colocados mais grampos ou realizada uma ferulização com a utilização de prótese parcial fixa, de forma que cada dente não receba esforços laterais que excedam seu limite fisiológico de tolerância. Caso haja apenas um dente isolado e com suporte debilitado, um rompe-forças deve ser considerado.

Ainda segundo Blatterfein (1951), quando o grampo exerce forças de retenção e transmissão de esforços laterais sobre o dente, algo deve balanceá-las, afim de prevenir o movimento dentário. Este balanceamento é conhecido como reciprocidade.

Para possuir reciprocidade no plano horizontal, é necessário que haja um abraçamento de mais de 180° da circunferência do dente. Para possuir reciprocidade no plano vertical, deve-se ter os dois braços do grampo no mesmo nível e este nível deve ser o mais próximo da margem gengival possível.

Warr⁴² (1959) expôs que a retenção das PPR é em grande parte influenciada pela fricção, sendo que a ação dos grampos é dependente da mesma.

Desta forma, o autor realizou vários testes para verificar a fricção estática, avaliando o coeficiente de fricção estática de diversos materiais contra o esmalte.

Os testes demonstraram que a temperatura, composição da saliva e natureza do esmalte não apresentam influência sobre os resultados.

O mesmo não ocorre com a rugosidade do metal, uma vez que, em grampos de cromo-cobalto, aumentando a rugosidade foi observado um aumento no atrito.

Warr⁴¹ (1959) analisou matematicamente as propriedades dos grampos de PPR, considerando a forma, material e demais variáveis envolvidas em um estudo profundo e bastante complexo.

Através de equações e fórmulas matemáticas, algumas conclusões práticas são obtidas, dentre as quais destacam-se o fato da secção transversal do braço retentivo influenciar o comportamento do grampo e os formatos meia-cana ou meia-oval serem mais favoráveis

que o redondo. A conicidade progressiva do braço retentivo também desempenha papel importante no correto funcionamento do grampo e deve ser sempre observada durante a confecção da PPR.

Warr⁴³ (1961) realizou uma adaptação do trabalho anterior com o intuito de permitir sua utilização prática. Neste artigo, o autor apresenta uma série de tabelas com valores médios, os quais podem ser aplicados às equações em conjunto com os dados individuais de cada caso. Os fatores considerados são a curvatura do dente suporte, a forma, secção transversal, conicidade e material constituinte do grampo.

Investigando o comportamento dos grampos em função das ligas utilizadas, Bates² (1963) obteve resultados nos quais os grampos de cromo-cobalto com pequeno comprimento ou curvatura muito pronunciada dão pequena deflexão no limite proporcional, insuficiente para atuar como retentor de PPR, além de aplicar esforços excessivos sobre os dentes suportes. No entanto, grampos longos e com curvatura adequada proporcionam retenção satisfatória.

Já as ligas áuricas com pequeno módulo de elasticidade proporcionam uma deflecção duas vezes maior para uma mesma força e, portanto, melhor retenção.

Bates³ (1965) apresentou três fatores que afetam o desenho do grampo:

- a) propriedades mecânicas das ligas;
- b) a forma do grampo (comprimento, curvatura, secção transversal e conicidade);
- c) a quantidade de retenção do dente suporte.

As propriedades mecânicas das ligas estão relacionadas com o limite proporcional. Se a deflexão de um extremo livre de secção constante é medida sobre forças gradualmente maiores, é possível representar graficamente força *versus* deflexão. Na curva resultante, o ponto onde a deformação permanente ocorre é chamado de limite proporcional.

Cada liga possui o seu limite proporcional e as ligas áuricas apresentam um limite mais elevado do que as de cromo-cobalto.

Com relação à forma do grampo, quando se aumenta o comprimento do braço retentivo em 50%, há um aumento de 90% na deflexão.

A curvatura do braço retentivo também influi, uma vez que a deflecção de uma estrutura curva é menor do que a de uma estrutura reta de comprimento similar.

A forma da secção transversal do braço retentivo deve ser, idealmente, semicircular. Isto ocorre porque somente uma secção com uma relação largura/espessura com valor igual a dois pode oferecer uma deflecção adequada.

A quantidade de retenção mínima para ligas de cromo-cobalto é de 0,25mm e o braço do grampo deve ter 15mm de comprimento, com o intuito de se obter retenção adequada.

Bates⁴ (1968) ponderou que as causas da perda de retenção das PPR com estrutura em ligas de cromo-cobalto podem ser agrupadas em três grupos, a saber:

- a) erros inerentes à confecção laboratorial da estrutura;
- b) o desenho dos grampos e
- c) modificações pós-inserção na estrutura metálica e/ou nos tecidos de suporte.

Neste último item, estão incluídos a abrasão do dente pelo grampo, a fratura causada pelo excesso de deformação do grampo

devido à remoção da PPR fora da trajetória planejada e migração e mobilidade dentais causadas pelo uso da PPR.

Stem³⁷ (1975) versou sobre a importância da reciprocidade para a correta função do grampo e expõe que autores pioneiros desenvolveram áreas paralelas à trajetória de inserção em dentes suportes providos de coroas.

A reciprocidade ocorre quando o braço recíproco abraça o dente e força o braço retentivo a flexionar-se para passar pelo equador protético. Se cada braço retentivo tiver reciprocidade, no mesmo grampo, dada por uma parte rígida em um plano guia, então haverá retenção intrínseca em cada grampo.

Para que isto ocorra, a distância percorrida pelo braço retentivo desde o momento em que toca o dente suporte até a posição de assentamento final (em estado passivo) é de flexão ativa e deve ser igual ou menor à distância na qual a reciprocidade deve estar presente, a qual determina a altura do plano guia percorrido pelo braço recíproco.

Henderson & Steffel²⁰ (1979) colocaram que, infelizmente, o braço recíproco não fica usualmente em contato com o dente até que a PPR esteja totalmente assentada, a menos que o dente

suporte tenha sido especialmente contornado. Portanto, uma força momentânea que tende a modificar a inclinação do longo eixo do dente manifesta-se sobre ele, de maneira temporária, durante a inserção ou remoção.

Esta força não é necessariamente danosa, pois é de duração transitória e sua intensidade não excede a elasticidade normal dos ligamentos periodontais. Assim, o verdadeiro efeito de reciprocidade, durante a inserção ou remoção, é possível somente quando se utilizam superfícies coronárias paralelas à trajetória de inserção.

Os mesmos autores estabeleceram alguns princípios a serem observados nos desenhos dos grampos, tais como:

- a) os braços dos grampos devem envolver a maior circunferência da coroa, de tal forma que as extremidades de seus braços ultrapassem 180° ;
- b) os braços devem envolver pelo menos três áreas de contato numa extensão maior do que meia circunferência do dente;
- c) o apoio deve impedir o movimento para cervical do grampo além da sua posição de assentamento final;

- d) cada terminal retentivo deve ter um braço ou elemento oponente (recíproco) e
- e) a intensidade da retenção deve ser a mínima necessária.

De Fiori¹¹ (1985) ressaltou os mesmos conceitos de reciprocidade emitidos por Stern³⁷ (1975), expondo que a distância percorrida pelo terminal retentivo deve ser igual ou ligeiramente menor que a largura gengivo-oclusal do plano guia de inserção. No entanto, o mesmo autor relata que esta largura é dependente do tamanho da coroa do dente pilar e que a colocação de restaurações metálicas fundidas facilita a obtenção de planos-guias mais amplos e melhor delimitados.

Chrystie⁸ (1988) realizou uma revisão das principais funções dos componentes do grampo circunferencial.

O apoio oclusal teria a função de transferir cargas para o dente suporte em uma direção não divergente do longo eixo do mesmo. Além disso, os apoios oclusais fixam o grampo em um plano vertical, o que previne a agressão da gengiva pelo terminal retentivo.

O braço recíproco provê estabilidade para a PPR como um todo e oferece pequena retenção por fricção. O braço recíproco,

juntamente com o conector menor e as porções rígidas do braço retentivo são responsáveis por manter a relação do braço retentivo com o dente em um plano horizontal e a auxiliar o apoio oclusal a fazer o mesmo no plano vertical. Sem esta ação de abraçamento, o terminal retentivo poderia mover-se para longe da superfície dentária, sem estabelecer a ação retentiva.

Os conectores menores, além de unir o grampo ao conector maior, ajudam a circunscrever o dente, restringir as trajetórias de inserção a uma única trajetória e contribuem um pouco com a retenção friccional.

As partes rígidas do braço retentivo auxiliam no abraçamento e um pouco na retenção friccional, mas sua principal função é levar o terço flexível para a área retentiva do dente suporte, afim de que este propicie retenção direta à PPR. Segundo o autor, a retenção de um grampo aumenta com o módulo de elasticidade do material, o grau de retenção do dente, a espessura do material e a curvatura do grampo.

Ghani & Mahood¹⁵ (1990) realizaram um trabalho de investigação com grampos de cromo-cobalto longos e curtos, com conicidade progressiva ou não, para medir a força necessária para uma

2.14.22



deflecção de 0,25mm e verificar a ocorrência de deformação permanente. Para medir a força de deflecção, utilizaram uma máquina de ensaios *Instron* e para medir a deformação simularam seis meses de uso (considerando oito inserções e remoções diárias).

Foi observado que grampos curtos e cônicos necessitam de menor força para atingir a deflecção desejada do que grampos curtos não cônicos. O efeito em grampos longos não foi tão claro, talvez devido ao fato de que, em grandes comprimentos, a conicidade progressiva tem menor importância.

Observou-se ainda que, após a simulação de seis meses de uso, a maioria dos grampos tinha a retenção piorada devido à deformação permanente, embora o comportamento de grampos aparentemente idênticos tenha sido inconsistente.

Johnson²² (1992) ponderou que o retentor mecânico mais frequentemente utilizado é o retentor extracoronário tipo grampo e expõe que um dos fatores envolvidos na retenção proporcionada pelo grampo são as características intrínsecas das ligas que permitem-na sofrer deflexão e voltar a forma original.

Desta forma, sempre que um grampo for forçado a passar pelo equador protético do dente esta seqüência de eventos deve

ocorrer, daí as características intrínsecas da liga, principalmente o limite proporcional, serem importantes na retenção da PPR.

Meloncini et al.³⁰ (1997) realizaram estudo *in vitro* para investigar a retenção de grampos em função do tipo de liga utilizada, tipo de dente e número de ciclos de inserção e remoção.

Para tanto, a força de retenção dos grampos foi determinada no início dos procedimentos e após mil, cinco mil, quinze mil e vinte e cinco mil ciclos de inserção e remoção sobre um modelo em cromo-cobalto.

Os resultados demonstraram diminuição significativa de retenção após mil ciclos e força de retenção constante após este número. Isto ocorre porque, sendo um grampo de estrutura íntegra e não sendo solicitado além do limite de elasticidade (o que não deve ocorrer durante a inserção-remoção) não há motivo para o grampo sofrer alteração permanente e conseqüente diminuição da retenção.

2.3 Comportamento de diversos materiais odontológicos quando submetidos à inserção e remoção de grampos de PPR

Phillips & Leonard³⁴ (1956) julgaram que um dos mais importantes passos na confecção de uma PPR é o desenho dos

grampos e que a fricção entre o grampo e o dente é a principal responsável pela retenção da prótese.

Consideraram também que existem dois modos possíveis de ocorrer abrasão da superfície de esmalte pelo grampo. O primeiro é o desgaste pela inserção e remoção da PPR pelo paciente. O segundo corresponde à abrasão induzida pela fricção contínua dos grampos contra o esmalte sob as forças mastigatórias.

Estes autores realizaram trabalho experimental para verificar a ocorrência de abrasão do esmalte sob regime de trabalho com grampos de cromo-cobalto e ouro.

Para tanto, os dentes foram submetidos a 25 mil ciclos de inserção-remoção (os quais corresponderiam a 16 anos de uso, considerando duas inserções e remoções por dia; ou oito anos, considerando quatro inserções e remoções por dia). Os testes foram feitos com os dentes secos e imersos em saliva e os mesmos eram analisados a cada 6 mil ciclos.

Para simular os movimentos que ocorrem durante a mastigação, foi utilizado um dispositivo baseado no uso de um movimento vibratório do grampo contra o dente, aparelho que foi aplicado por 40 horas em cada dente.

Nos ciclos de inserção e remoção, apenas dois dentes aparentaram abrasão, embora esta tenha sido menor que 0,001 polegada, o que seria clinicamente insignificante.

Nenhum dente submetido aos “movimentos funcionais” sofreu abrasão aparente.

O método de aferição (fotomicrografia do perfil) era capaz de medir abrasões de até 0,001 polegada, as condições experimentais eram bastante severas e os resultados, portanto, permitiram concluir que o grampo não induz abrasão no esmalte, a despeito da liga utilizada.

Utilizando a mesma metodologia em restaurações de amálgama e coroas de ouro, foi observado que as primeiras sofrem abrasão e as últimas, não.

Piirto et al.³⁵ (1977) estudaram em laboratório a aplicabilidade da resina composta fotopolimerizável para prover retenção a dentes suportes de PPR.

Para tanto, uniram dois molares em um bloco de resina acrílica e confeccionaram um grampo para cada dente, desprovidos de retenção e unidos por uma barra transversal. Então, aplicaram resina

composta ou selante sobre a superfície vestibular dos dentes de modo a obter retenção.

Sobre os dentes desta forma preparados, realizaram cinco mil ciclos de inserção-remoção em aparelho construído para este fim.

Através da aferição da força necessária para remover o grampo, realizada a cada cem ciclos até dois mil ciclos e a cada duzentos dos dois até os cinco mil ciclos, os autores verificaram que as resinas perdiam cerca de 50% da força inicial e os selantes ainda mais (cerca de 70%).

Maroso et al.²⁸ (1981) ponderaram que há duas formas de colocar grampos de cromo-cobalto sobre coroas metalo-cerâmicas; localizando o terminal retentivo sobre metal ou sobre porcelana glazeada.

A hesitação de muitos profissionais em colocar o terminal retentivo sobre porcelana deve-se à experiência de dispor o mesmo sobre metal quando realizam-se coroas metalo-plásticas, com o objetivo de prevenir o desgaste da resina.

Segundo os autores, os cirurgiões-dentistas que preconizam a colocação do terminal retentivo sobre metal o fazem por

três razões; maior controle sobre o contorno, menor desgaste e redução do potencial de fratura da porcelana.

O problema do contorno pode ser facilmente resolvido proporcionando a retenção necessária antes do glazeamento.

Os problemas relativos à porcelana foram o objeto do estudo laboratorial realizado por Maroso et al.²⁸ (1981). Coroas metalo-cerâmicas simulando dentes suportes de PPR foram confeccionadas e submetidas a 5 mil ciclos de inserção-remoção (segundo os autores, aproximadamente dois anos de uso). Por meio da observação e registro do perfil dos corpos de prova (coroas) foi verificado que pequenos ou nenhum desgaste ocorreu. Nenhum corpo de prova sofreu fraturas na porcelana durante os ensaios.

Os resultados permitiram concluir que metalo-cerâmicas bem confeccionadas e glazeadas podem suportar os esforços provocados pelos grampos de PPR.

Hebel et al.¹⁹ (1984) trabalharam com sessenta dentes naturais (sendo vinte com esmalte normal, vinte com esmalte desmineralizado e vinte com recontorno em resina composta), os quais foram submetidos a quatro mil e quinhentos ciclos de inserção e

remoção de grampos de cromo-cobalto, equivalentes a aproximadamente três anos de uso, segundo os autores.

Além da inserção-remoção, os dentes foram submetidos a “movimentos funcionais”, vibrando os grampos contra os dentes por 102 horas.

A abrasão foi então avaliada por meio de um microtopógrafo e microscopia eletrônica de varredura (MEV).

No modelo avaliado, o grampo causa desgaste nos dentes (desmineralizados ou não) da magnitude de menos de 20 micrômetros. Como a retenção de 0,25mm corresponde a 250 micrômetros, o desgaste não é clinicamente significativo.

Os dentes adicionados com resina composta mostraram maior abrasão que o esmalte, no entanto, nenhuma adição foi perdida e todos os dentes apresentaram alguma retenção ao final do experimento, sugerindo que o recontorno com resina é um método adequado e viável para obter retenção.

Davenport et al.¹⁰ (1990) realizaram estudo *in vitro* para verificar a abrasão ocasionada pelo grampo de aço inoxidável de secção circular sobre diversos tipos de resina. Foram feitas

observações também para checar se não ocorre o inverso, ou seja, abrasão dos grampos pela resina.

Uma seqüência de 14.500 passagens (cerca de cinco anos de uso, segundo os autores) do grampo pelo equador dos corpos de prova foi levada a termo.

Os grampos e corpos de prova em resinas compostas foram pesados antes e após os testes e a espessura de cada corpo de prova de resina composta foi medido com um microscópio ótico.

Nas condições descritas, foi constatado que não há diferença estatisticamente significativa de perda de peso entre as resinas compostas, mas ocorrem diferenças entre a espessura de cada resina, sendo que algumas chegam a perder 13% da retenção inicial, fato que não é considerado clinicamente relevante.

No entanto, algumas resinas causam grande perda de peso e facetas de desgaste nos grampos, causando perda de 58% da retenção inicial nos grampos.

Desta forma, os autores colocam que a abrasão do grampo é uma causa mais potente de perda de retenção do que a abrasão da resina. Além disso, a abrasão do grampo pode levar a deformações permanentes do mesmo.

No entanto, esta abrasão do grampo só foi detectada em duas marcas comerciais de resina composta.

Tietge et al.³⁹ (1992) apresentaram um estudo laboratorial que visa observar o desgaste de duas marcas de resina composta fotopolimerizável por grampos por ação de ponta confeccionados em níquel-cromo e vice-versa.

Os autores realizaram uma simulação de dois anos (2.920 ciclos de inserção-remoção) e analisaram os resultados através de imagens digitalizadas de fotomicrografias eletrônicas de varredura.

Foi verificado o desgaste mais pronunciado da resina *P-50** (macropartículas), do grampo usado sobre a mesma resina e, obviamente, do total (grampo + resina) da *P-50*. A resina híbrida apresentou desgaste menor que o dente natural e desgastes do grampo e total intermediários.

As resinas escolhidas para o estudo foram resinas para uso em dentes posteriores e são resistentes ao desgaste por apresentarem partículas inorgânicas em tamanho e percentagem adequados, serem fotopolimerizáveis (portanto, com menor porosidade) e terem uma correta união da matriz com as partículas.

* 3M Co.

Os autores observaram ainda que a perda de partículas inorgânicas pela *P-50*, observada nas fotomicrografias, é responsável tanto pelo desgaste maior da resina quanto do grampo.

Melo Filho²⁹ (1994) trabalhou com vinte corpos de prova, sendo dez dentes naturais com áreas retentivas adequadas e dez dentes naturais sem áreas retentivas adequadas que foram acrescidos de resina composta *Z100** para obtê-las.

Utilizou-se, para os ensaios, 5 mil ciclos de inserção-remoção do grampo (fundido em cromo-cobalto) sobre os dentes, em dispositivo experimental confeccionado para tal fim.

Foram feitas mensurações da força necessária para remover os grampos dos respectivos dentes no início dos procedimentos, a cada cem ciclos até 2 mil ciclos e a cada 200 entre 2 e 5 mil ciclos.

Os resultados demonstraram que não houve abrasão no esmalte, não ocorreu deformação permanente e muito menos fratura dos grampos e não foi observada variação significativa na força necessária para a remoção de grampos circunferenciais em regime de trabalho sobre esmalte e sobre resina composta.

* 3M Co.

Assim, o experimento permite concluir que a resina composta *Z-100* pode ser utilizada para prover retenção a dentes suportes de PPR que serão submetidos à inserção e remoção de grampos circunferenciais confeccionados em cromo-cobalto.

2.4 Resinas compostas laboratoriais de segunda geração (*Artglass* e *Targis*)

Pelo fato destes materiais terem sido lançados há pouco tempo no mercado, poucos artigos foram encontrados na literatura a respeito destas resinas.

No entanto, nos trabalhos descritos a seguir, os autores permitem obter uma visão geral da constituição, propriedades, indicações e técnicas destas resinas, principalmente do *Artglass* e *Targis*.

Touati & Aidan⁴⁰ (1997) colocaram que novas resinas compostas laboratoriais foram lançadas recentemente no mercado, tornando-se alternativas para a cerâmica em algumas situações clínicas.

Estes novos materiais possuem algumas propriedades em comum, quais sejam: uma alta percentagem de partículas

inorgânicas por volume (em média, 66% de partículas inorgânicas e 33% de matriz), contração de polimerização mínima, adequada união ao metal dos *coppings* (à despeito da liga utilizada) e resistência à abrasão semelhante à do esmalte.

De acordo com estas características, as resinas *Conquest*^{*}, *Artglass*^{**}, *Targis*^{***}, *Colombus*^{****} e *Belleglass*^{*****} podem ser consideradas, segundo os autores, como pertencentes ao grupo das resinas compostas laboratoriais de segunda geração.

Suas propriedades permitem seu uso em diversas situações clínicas. Entre suas indicações estão a confecção de *inlays* e *onlays*, facetas laminadas, próteses fixas convencionais e coroas de jaqueta. Estas resinas são utilizadas também para a confecção de próteses implanto-suportadas, nas quais possuem uma série de vantagens, uma vez que permitem um aumento progressivo da carga mastigatória, e a realização de reparos na própria boca, além da fácil obtenção de ajuste proximal e entre o pântico e o rebordo. Em casos de bruxismo, a absorção de esforços proporcionada pela elasticidade da resina também é uma vantagem que pode ser considerada.

* Jeneric Pentron

** Heraeus Kulzer

*** Ivoclar - Vivadent

**** Cendres and Metaux ***** Belle de Saint Claire Kerr

As resinas de segunda geração são resinas compostas micro-híbridas (muitas vezes chamadas de polímeros cerâmicos), com grande densidade de partículas cerâmicas. São superiores às resinas de primeira geração (*Dentacolor*^{*}, *SR Isosit*^{**}, *Visio-Gem*^{***}) na quantidade e qualidade das partículas inorgânicas. Nas resinas de primeira geração as partículas inorgânicas eram em média 33%, enquanto nas de segunda geração, são em média 66%. Além disso, as partículas inorgânicas nas resinas de segunda geração são diferentes das resinas de primeira geração na forma (mais compridas, ao invés de redondas), tamanho (maiores que 1,5 micrômetro) e composição (geralmente bário ou sílica).

Estas mudanças na composição dos materiais influenciaram dramaticamente as propriedades físicas dos mesmos, permitindo alcançar características adequadas como as citadas anteriormente.

Além disso, as resinas de segunda geração proporcionam resultado estético bastante satisfatório, com grande variedade de cores, tons, opacidade e translucidez.

* Heraeus Kulzer

** Ivoclar

*** Espe

Leinfelder²⁶ (1997) expôs que o *Artglass* é consideravelmente mais resistente ao desgaste do que as resinas compostas convencionais.

Este aumento na resistência ao desgaste pode ser atribuído em parte à incorporação de monômeros multifuncionais e a uma cuidadosa distribuição de partículas (silicato de bário).

Enquanto as resinas compostas convencionais contêm somente moléculas bifuncionais, a formulação do *Artglass* é mais complexa. Em adição às moléculas bifuncionais convencionais, este material contém de cinco a seis grupos funcionais. Esta configuração permite a realização de mais duplas ligações, o que não apenas gera maior nível de ligações cruzadas, mas permite também um melhor controle sobre a posição na cadeia carbônica em que a ligação cruzada ocorre. Conseqüentemente, há uma melhora na resistência ao desgaste e em outras propriedades mecânicas da matriz da resina.

As partículas do *Artglass* são essencialmente “vidro de bário”, com um tamanho médio de 0,7 micrômetros. Uma quantidade moderada de sílica coloidal também é incorporada com o fito de melhorar as características de manipulação.

O *Artglass* é polimerizado em uma unidade especial, (Unix-S) usando luz xenon estroboscópica. Esta luz emite sua máxima intensidade por 20 milissegundos e por 80 milissegundos permanece no escuro, de forma a permitir às moléculas já polimerizadas “relaxarem”. Conseqüentemente, mais grupos carbônicos não ativados estarão disponíveis para reagir. O contrário ocorre na polimerização com alta intensidade de luz contínua, a qual estabiliza ou torna inflexíveis as cadeias poliméricas localizadas abaixo da superfície da resina inicialmente polimerizada, resultando em reduzido potencial para ótima polimerização.

Pensler et al³³. (1997) consideraram que o *Artglass* contém 55% de micropartículas vítreas, o que minimiza a descoloração. As partículas de sílica (20%) possuem forma incomum e proporcionam fricção para diminuir a fluidez da pasta não polimerizada, de modo a permitir a manipulação e escultura.

Estes autores concordaram com os demais quando expuseram que este material possui características de desgaste semelhante às do esmalte, e avaliam que disto resulta uma sensação de oclusão semelhante àquela da dentição natural.

O fabricante do *Artglass* colocou no *The Dental Advisor*³⁸ (1997) que o material está disponível nas 16 cores da escala Vita e que o reparo intra-oral pode ser feito utilizando-se o líquido do *Artglass* e a resina *Charisma**.

A união a metais é feita utilizando um co-polímero que se liga à superfície metálica jateada com areia. Quando se cobre o metal com material opaco flexível para mascará-lo, uma interface sem fendas ou umidade se forma entre o *Artglass* e a liga.

Ziesche⁴⁵ (1997) considerou que o *Artglass* pode ser utilizado para coroas, próteses parciais fixas convencionais e sobre implantes, *onlays*, *inlays* e demais restaurações protéticas adesivas.

O sistema inteiro do *Artglass* consiste em três componentes:

- a) a unidade Kevloc de união ao metal;
- b) o sistema adesivo;
- c) a unidade de polimerização estroboscópica Unix-S.

O autor pondera ainda que, seguindo a técnica correta de utilização do material conforme as instruções do fabricante, o mesmo pode preencher a lacuna existente entre as resinas compostas e

* Heraeus Kulzer

as cerâmicas, pois permite ajuste correto e conforto perfeito na mastigação por possuir uma resistência à abrasão adequada, além de prover resultados estéticos bastante satisfatórios. Além disso, em caso de reparos, estes podem ser feitos no consultório ou em laboratório, sempre com boa qualidade.

Bertolotti⁶ (1997) utilizou o *Artglass* para a realização de reparos em próteses parciais fixas metalo-plásticas ou cerâmicas, ressaltando que este material possui as propriedades ópticas necessárias para mascarar adequadamente os materiais sobre os quais se assentará. Além disso, possui um baixo módulo de elasticidade, permitindo a flexão com o mínimo de *stress* para a união do *Artglass* com o material subjacente (metal, porcelana, resina ou dente).

Penchas³² (1997) considerou que outra inovação recente são os “cerômeros” (adaptação para o português da terminologia em inglês *ceromer – ceramic optimized polymer*) ou “policerâmicos”, resinas com grande quantidade de partículas que incorporam fibras de reforço para produzir um material estético e sem metal para *inlays*, *onlays*, coroas e próteses parciais fixas.

Um exemplo deste tipo de material é o sistema *Targis/Vectris*, no qual o *Targis* é o material de recobrimento e o *Vectris* é o reforço de fibras de vidro.

Gilbert¹⁶ (1997) colocou que este sistema proporciona cor semelhante à dentina, coroas translúcidas e próteses parciais fixas que atendem a demanda por estética enquanto demonstram a resistência e durabilidade das próteses com metal. As restaurações resultantes exibem estética natural, boa função e desgaste compatível com o esmalte (devido à dureza e resistência flexural do cerômero).

Penchas³² (1997) citou como vantagens do sistema *Targis/Vectris*: mimetiza melhor o dente natural, devido à ausência de metal (melhor translucidez); é adesivo; permite melhor absorção de choques; possui alta resistência à fratura; baixo índice de desgaste oclusal; baixa absorção de água (fato que diminui a formação de manchas); permite fácil reparo intra e extra-oral e economiza tempo na confecção (devido à ausência de fundição).

Além disso, por possuir desgaste semelhante ao esmalte e boa absorção de choques, é bastante adequado para próteses sobre implantes, sendo esta uma das suas indicações, juntamente com *inlays*, *onlays*, próteses fixas convencionais e *splint* periodontal.

Segundo Woods⁴⁴ (1998), o *Artglass* possui uma dureza Vickers de 380 Mpa, bem menor do que aquelas apresentadas pelo esmalte (3100 a 3500 MPa) e pela porcelana (4500 a 6000 Mpa), mas semelhante à das ligas áuricas (160 a 300 Mpa). Este fato é o responsável por este material provocar menor desgaste na dentição antagonista, proporcionando maior conforto ao paciente.

Apesar das experiências iniciais terem obtido resultados satisfatórios, este autor acredita que só o tempo poderá demonstrar a durabilidade dos trabalhos clínicos confeccionados com *Artglass*.

Loose et al.²⁷ (1998) expuseram que a composição do *Targis Dentina*, com valores expressos em porcentagem do peso, é 46,2% de partículas de vidro de bário silanizadas, 18,2% de óxidos mistos silanizados, 11,8% de dióxido de silício altamente disperso, 9% de BIS-GMA, 9,3% de dimetacrilato de uretano, 4,8% de decandiol-dimetacrilato e 0,6% de catalisadores e estabilizadores, além de pigmentos (menos que 0,1%).

Tal composição torna o *Targis* um material de recobrimento diferente dos tradicionais, uma vez que possui grande quantidade de partículas inorgânicas. A matriz orgânica preenche os

espaços entre as partículas e reforça a estrutura inorgânica tridimensional.

Krejci et al.²⁵ (1998) relacionaram as propriedades físicas dos cerômeros com suas características favoráveis, de tal forma que a elasticidade do *Targis*, por ser semelhante à da dentina, permite a sua utilização mesmo em uma camada fina, ao contrário da porcelana. Quando submetidos aos esforços intra-orais, o material exibe uma capacidade de deformação semelhante aos dentes naturais, o que reduz a possibilidade de fratura. Além disso, o *Targis* é semelhante ao esmalte em textura e resistência ao desgaste e à dentina em outros requisitos, como coeficiente de expansão térmica.

Dekon et al.¹² (1999) ampliaram as indicações do *Artglass*, introduzindo a confecção de próteses fixas livres de metal, utilizando a fibra de polietileno *Ribbon*^{*} como reforço. Da mesma forma, Cunha et al.⁹ (1999) apresentaram uma técnica de confecção de coroas com *Artglass* e reforçadas com *Ribbon*, permitindo a utilização de coroas sem infra-estrutura metálica também em dentes posteriores.

* Ribbon Inc.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desta pesquisa foi investigar *in vitro* o comportamento de facetas estéticas confeccionadas com as resinas compostas de laboratório *Artglass* e *Targis*, aplicadas em coroas *veneer* submetidas à inserção e remoção de grampos circunferenciais de cromo-cobalto.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Dentre os diversos materiais utilizados nesta pesquisa e citados durante a descrição da metodologia, destacam-se as resinas compostas laboratoriais *Artglass* e *Targis*, cujas características foram reproduzidas nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1_ Porcentagem de partículas cerâmicas, resistência à flexão e módulo de elasticidade do *Artglass* e *Targis*.

Marca comercial	% de partículas cerâmicas	Resistência à flexão (MPa)	Módulo de elasticidade (MPa)
<i>Artglass</i>	72%	120	9.000
<i>Targis</i>	80%	144-160	10.000

Tabela 2_ Resistência à compressão, composição, método de polimerização e unidade de polimerização do *Artglass* e *Targis*.

Marca comercial	Resistência à compressão (MPa)	Composição/ Polimerização	Unidade de polimerização
<i>Artglass</i>	-	Híbrida/ Fotoativada	Unix-S Luz estroboscópica
<i>Targis</i>	400	Microhíbrida/ Fotoativada	Targis Power 20 min., 95° C

4.2 Métodos

Para realização do experimento proposto, foi idealizado e construído em torno mecânico um suporte em alumínio (Figura 1), o qual possui como função básica a fixação dos corpos de prova (c.p.). O suporte em questão possui uma base retangular de 12mm de comprimento por 6mm de largura e 2 de altura, sobre a qual ergue-se um poliedro de 8mm de comprimento (formando, portanto, um degrau de 2mm de cada lado), 6 de largura e 1,4 de altura. A partir desta altura, o suporte recebeu uma inclinação convergente para cima de 6°, até atingir a altura total de 10,4mm. Na plataforma superior, possui ainda uma rosca para adaptação de parafuso de 4mm de diâmetro.

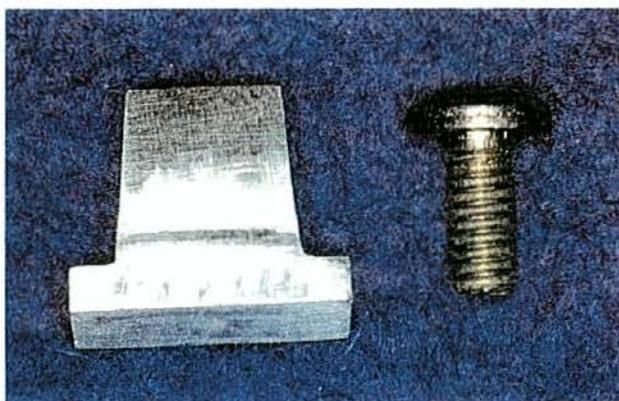


FIGURA 1 – Suporte para fixação dos c.p..

O suporte deste modo concebido foi então fixado a um anel de bronze (anel de bronze A) de 3 centímetros de diâmetro por 1 de altura e com a espessura diminuindo de sua porção superior (2 milímetros) para a inferior (1,5 milímetros).

Para proceder à fixação em posição correta (90°), o suporte foi unido a um parafuso longo, de tal modo que pudesse ser acoplado ao delineador e o anel, preenchido com gesso tipo IV (*Durone*^{*}). Então, a haste vertical do delineador foi abaixada até que a base do suporte se encontrasse totalmente submersa no gesso, sem que a área expulsiva fosse recoberta (Figura 2).

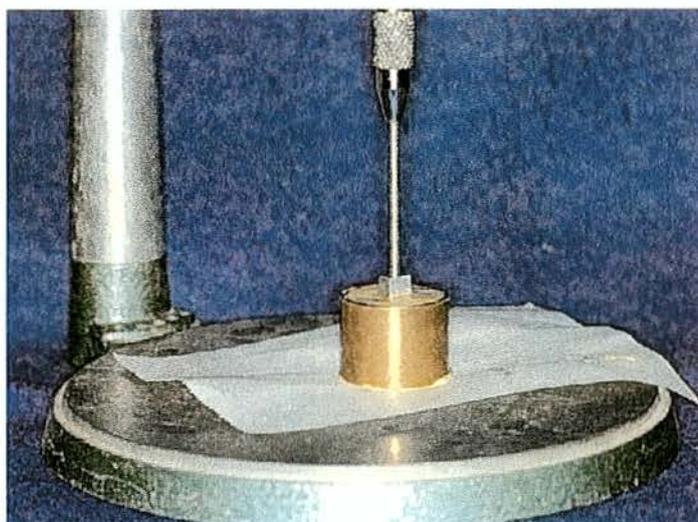


FIGURA 2 – Fixação do c.p. no anel de bronze A.

^{*} Dentsply

Após a presa final do gesso e remoção do conjunto anel-suporte do delineador, foi esculpida em cera, sobre o suporte montado no anel em posição de 90°, uma coroa de primeiro molar inferior com medidas médias (Della Serra & Ferreira¹³, 1981). O conjunto anel-suporte-coroa foi então colocado em posição vertical no delineador com auxílio do parafuso longo e uma base de gesso comum, para realização de um leito fresado nas faces lingual, mesial e distal, bem como de apoios proximais.

Seguiram-se a verificação do leito obtido pela fresagem, abertura de espaço e confecção de retenções para a faceta na vestibular. Procedeu-se então à fundição da coroa pelo método convencional, utilizando uma liga de cobre-alumínio (Figura 3).



FIGURA 3 – Coroa fundida em *Duracast*.

Após o acabamento e polimento pela técnica de rotina, foi confeccionada uma faceta estética (na área designada para tal) com a resina composta laboratorial *Targis* observando as instruções fornecidas pelo fabricante. Esta faceta teve a retenção calibrada para 0,25mm com o uso de uma ponta calibradora milimetrada e dotada de um anel para calibragem do ponto inicial de ação do grampo de retenção de acordo com o plano-guia (De Fiori et al.¹¹, 1985), como pode ser visto na Figura 4.

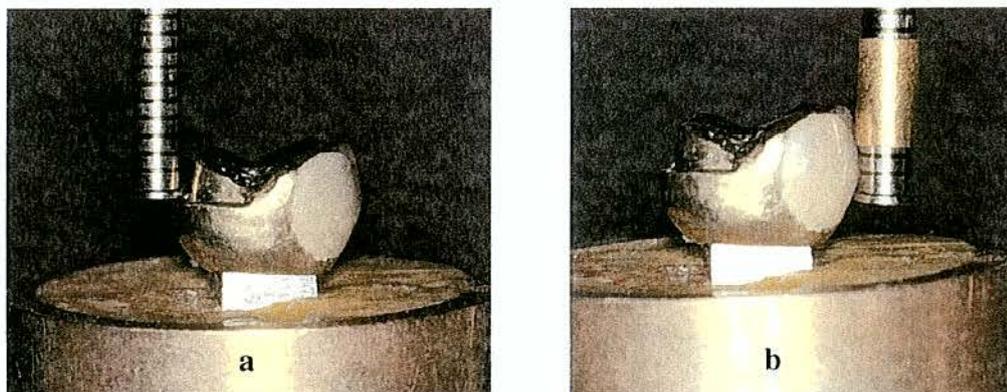


FIGURA 4 – a) medida do plano guia; b) medida da área a ser percorrida pelo terminal retentivo

Após o acabamento final e nova verificação da retenção obtida, a coroa foi preparada para a realização dos procedimentos de duplicação da mesma. Para tanto, a coroa foi fixada ao suporte de alumínio, o orifício destinado à passagem do parafuso

foi vedado com cera e duas canaletas foram confeccionadas com broca vulcanite na face superior do gesso do anel de bronze.

Além disso, a coroa recebeu um pedaço de cera em bastão ligando a face lingual ao término do anel de bronze, pela superfície externa (Figura 5). Tal artefato tinha como finalidade formar no material de moldagem uma via de escape para o excesso da resina acrílica ativada quimicamente (*Duralay*^{*}) utilizada para a duplicação. O anel recebeu ainda em sua base inferior uma alça de fio ortodôntico número 8, unida ao gesso com *Duralay*.

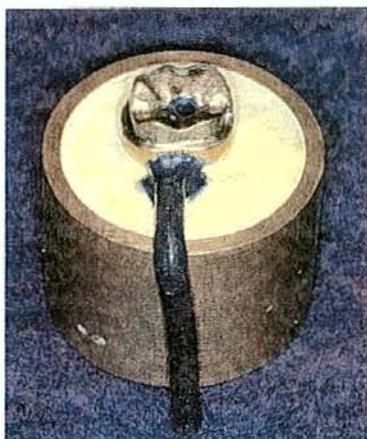


FIGURA 5 – Artefato em cera criado para formar uma via de escape para a resina no molde para duplicação.

* Reliance Dental MFG Co.

O conjunto foi então fixado pela base inferior a um círculo de papelão com *Super Bonder*^{*}, mesmo material que uniu o círculo a um anel de fundição (Figura 6).

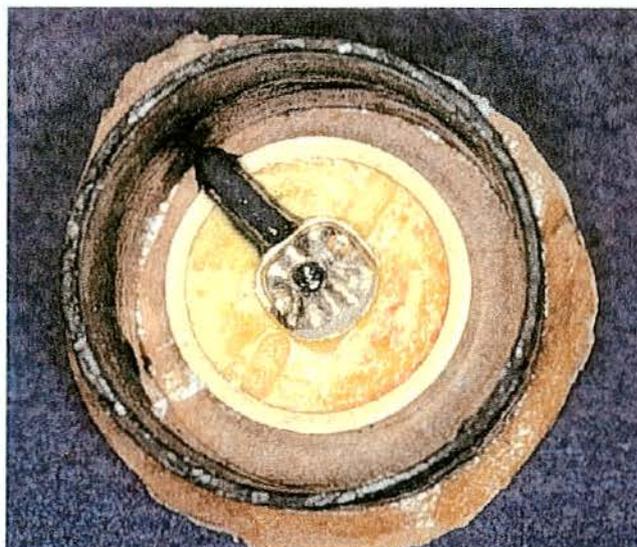


FIGURA 6 – Dispositivo utilizado para obtenção do molde para duplicação

Para a realização da moldagem que permitirá a duplicação, foi utilizada a sílica de laboratório *Silibor*^{**}, a qual, após mistura com o catalisador em proporções indicadas pelo fabricante, foi vertida dentro do anel de fundição sob vibração. Após 24 horas, o anel de bronze pode ser removido pela alça previamente elaborada. Procedeu-se então à verificação do molde obtido (Figura 7).

^{*} Loctite
^{**} Clássico



FIGURA 7 – Molde para duplicação.

Para a duplicação das coroas, o local correspondente à localização do bastão de cera foi marcada com caneta para retroprojeter (Figura 8), indicando a trajetória em que o anel deveria ser inserido no molde. As canaletas previamente confeccionadas na face superior do gesso no anel de bronze também auxiliaram na determinação desta trajetória, impedindo o assentamento final fora da mesma.

O molde foi então preenchido, na área correspondente à coroa, com *Duralay* e o conjunto anel de bronze-suporte (devidamente vaselinada) foi inserido no molde observando a marcação previamente descrita até o assentamento final.

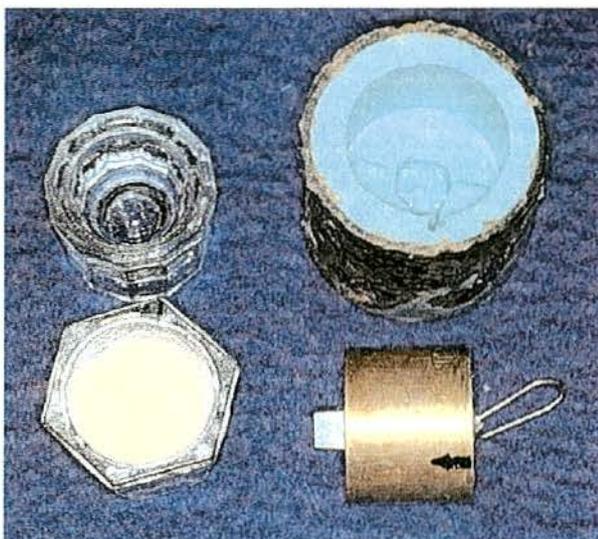


FIGURA 8 – Material utilizado para duplicação. Observar a marca com caneta de retroprojeter no anel de bronze.

Após a polimerização final da resina, constatada pelo excesso extravasado pela área confeccionada para este fim, o conjunto era removido do molde pela alça e verificava-se visualmente a precisão da duplicação (Figura 9).

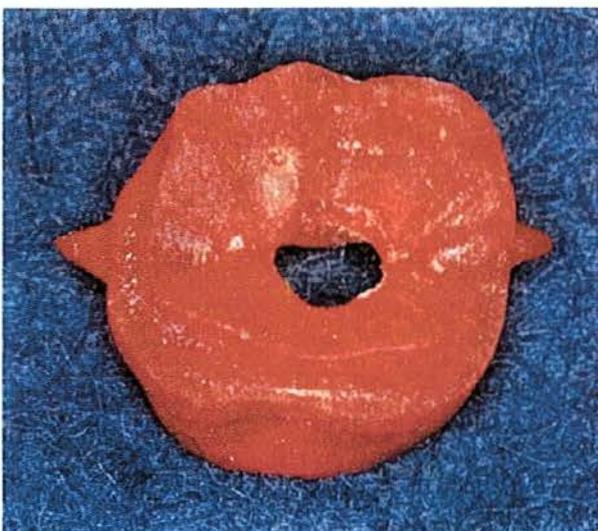


FIGURA 9 – Coroa duplicada em *Duralay*.

Deste modo, foram confeccionadas consecutivamente mais 23 coroas em *Duralay*, as quais receberam então a abertura correspondente à área da faceta, que também recebia retenções.

As coroas desta forma obtidas foram levadas à fundição pelo método convencional com a liga *Duracast*.

As coroas em metal sofreram acabamento e polimento e foram divididas em dois grupos, o primeiro composto por doze coroas que receberam facetas em *Targis* (coroas estas que formaram o Grupo 1) e o segundo, por 12 coroas nas quais as facetas foram concebidas em *Artglass* (Grupo 2).

Com o intuito de reproduzir as facetas com aproximadamente a mesma forma e retenção, foi elaborado, sobre a coroa inicial, uma matriz com a silicona de laboratório *Ruthinium Labor Mass*^{*}. Deste modo, após a colocação dos agentes de união, opacificadores relativos a cada material estético e fotopolimerização da primeira camada de resina, era colocada uma segunda camada, sobre a qual adaptava-se a matriz, permitindo que a resina tomasse a forma da faceta original e os excessos ficassem aparentes para que fossem removidos. Só então esta última camada de resina era

^{*} Dental Manufacturing

fotopolimerizada, para que recebesse acabamento e polimento pela técnica indicada pelo fabricante.

No entanto, uma vez prontas as facetas, as mesmas eram submetidas à inspeção da retenção existente mediante o uso da ponta calibradora milimetrada, conforme Figura 4, de modo a manter o padrão de retenção. Nos casos em que houve necessidade, pequenos ajustes foram realizados por desgaste seguido de polimento.

As coroas eram então delineadas e sobre as mesmas confeccionavam-se grampos circunferenciais em anel com dois apoios, em liga de cromo-cobalto, com desenho convencional (Kliemann & Oliveira²⁴, 1998), possuindo dois apoios proximais sobre os nichos previamente elaborados, um braço recíproco sobre o leito fresado na lingual e o braço retentivo assentado sobre a faceta estética, na vestibular.

Estes grampos foram construídos seguindo-se a técnica descrita por Melo Filho²⁹ (1994), o qual preconizava a confecção do grampo em *Duralay*, fixando sobre o mesmo um *sprue* de plástico reto, com o uso do delineador. Desta forma, o *sprue* representa a trajetória de inserção e permitirá a união do grampo ao dispositivo

experimental, o qual executará a inserção e remoção do retentor direto sobre a coroa.

O grampo em *Duralay* foi fundido em liga de cromo-cobalto pela técnica usual, recebendo posteriormente acabamento e polimento convencionais, sem polir a face interna do grampo.

Os grampos resultantes da técnica descrita, bem como as respectivas coroas receberam marcações em baixo relevo, em local que não interferisse com a dinâmica de inserção-remoção, que indicavam o grupo a que pertenciam e o número:

- a) T1 - c.p. grupo 1, número 1;
- b) A1 - c.p. grupo 2, número 1.

Cada coroa e cada grampo foram também pesados em balança semi-analítica*, com precisão de 10^{-3} g. Para tanto, os c.p. foram submetidos previamente a um banho em ultra-som** por dez minutos, com o intuito de remover detritos que por ventura estivessem depositados sobre a superfície dos c.p..

* Owa-Labor

** Tempo Ultrasonic

As pesagens de cada corpo de prova foram realizadas três vezes, de modo a se obter uma média como valor para o peso inicial e final de cada c.p..

Comparando o peso inicial dos grampos e das coroas antes do experimento e após o mesmo, poder-se-á observar se os c.p. apresentam perda de massa por ocasião da inserção e remoção dos grampos sobre as coroas.

Após a realização de todas as avaliações iniciais nos corpos de prova, os mesmos foram então levados ao dispositivo experimental desenvolvido por Melo Filho²⁹ (1994) para a realização da inserção e remoção dos grampos sobre as coroas.

Não é parte do escopo do presente trabalho descrever minuciosamente o aparelho referido acima, uma vez que tal descrição já foi realizada por Melo Filho²⁹ (1994). No entanto, um breve relato sobre o funcionamento do dispositivo é indispensável para a compreensão deste estudo.

Assim, o dispositivo (Figura 10) é composto principalmente por uma máquina de costura*, sobre a qual foram adaptados uma plataforma para fixação dos c.p., um dinamômetro de

* Elgin

arrasto* (com escala de mensuração de 0 a 5 Kgf, com nível de precisão centesimal) e um contador de ciclos.

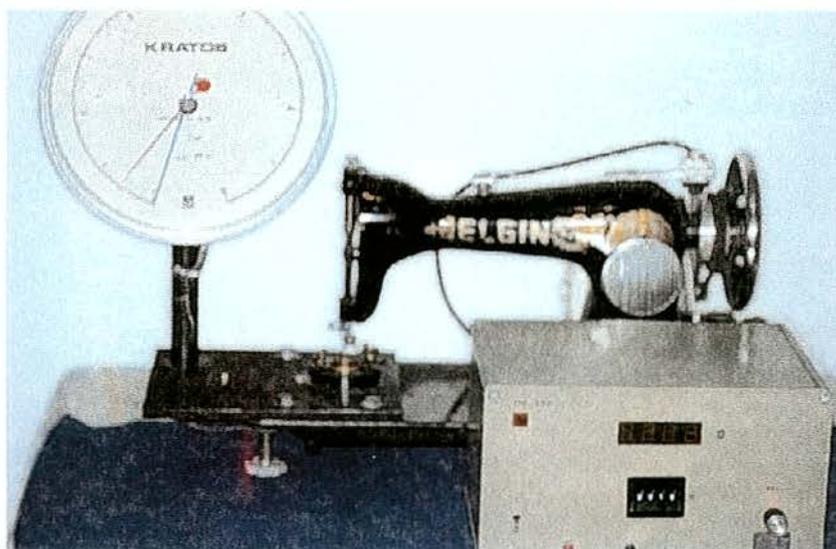


FIGURA 10 – Dispositivo experimental desenvolvido por Melo Filho²⁹ (1994).

O grampo era fixado, pela haste vertical que possui, na coluna da agulha da máquina, enquanto a coroa ficava fixa na plataforma, de modo que, com o movimento linear alternado do mecanismo, o grampo era inserido e removido na coroa.

A plataforma possui na parte superior um orifício que tem como função conter, com precisão, um conjunto composto por um disco de alumínio e um anel de bronze. Este conjunto, por sua vez fixa

* Kratos

os corpos de prova e os unes, mediante um fio de aço que passa pelo sistema de polias presente na face inferior da plataforma, ao dinamômetro de arrasto.

Para que a coroa e o grampo ficassem em posição adequada para a realização da inserção e remoção, o procedimento de montagem dos c.p. no dispositivo ocorreu da seguinte forma:

- a) o conjunto grampo-coroa-suporte de alumínio foi fixado com uma braçadeira à coluna da agulha (Figura 11);
- b) ausência de contato dos c.p. com o anel de bronze e o disco de alumínio e posicionamento da coroa inteiramente abaixo da porção superior do anel de bronze;
- c) fixação da base do suporte de alumínio ao disco, anel e fio de aço (posicionado através do orifício do disco) com o uso de gesso tipo IV (Figura 12).

O contador de ciclos quantificava o número de inserções e remoções, sendo que cada ciclo corresponde a um movimento completo da coluna da agulha desde a posição máxima superior até a volta à mesma posição, incluindo portanto uma inserção

e uma remoção do grampo sobre a coroa. O contador regulava a velocidade na qual a máquina executava os movimentos e permitia ainda o desligamento automático da máquina após a realização de uma quantidade programada de ciclos.

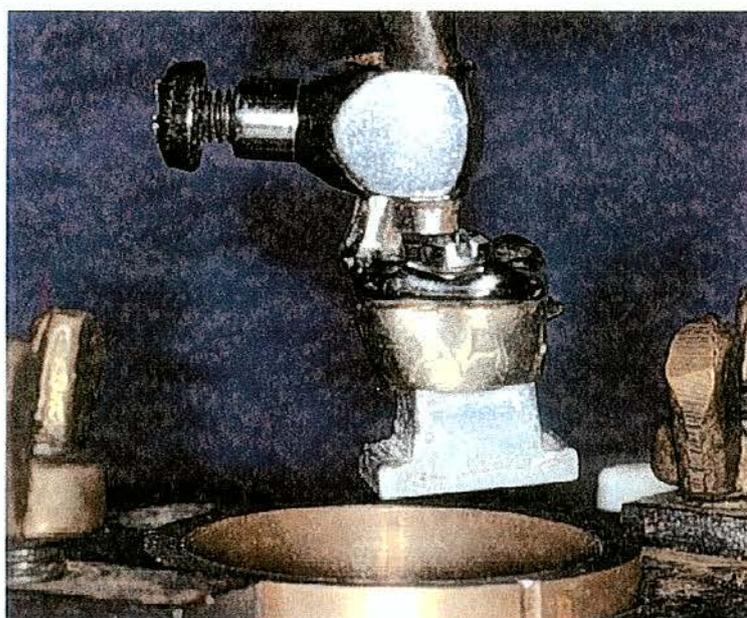


FIGURA 11 – Conjunto grampo-coroa-suporte de alumínio fixado à coluna da

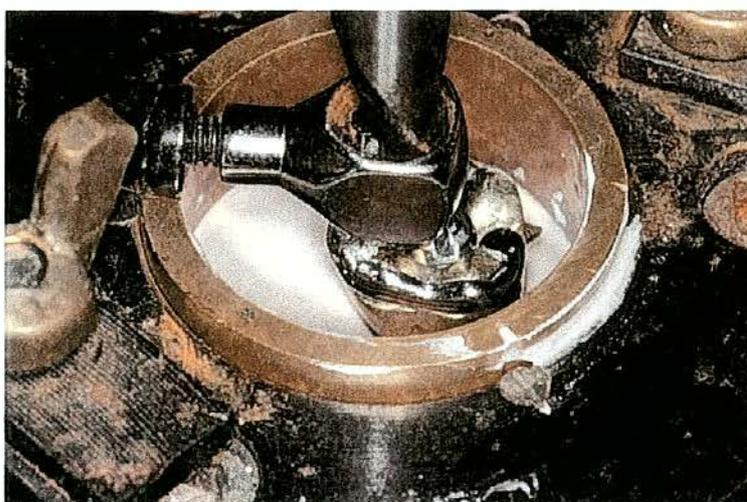


FIGURA 12 – Fixação do conjunto mediante o uso de gesso tipo IV.

Deste modo, o contador foi programado para parar a máquina a cada cem ciclos até um total dois mil ciclos e, a partir deste número, a cada 200 ciclos até completar a marca de 5 mil ciclos, quando os ensaios eram encerrados.

A cada desligamento provocado pelo contador, foi realizada a mensuração da força necessária para a remoção do grampo da coroa. Para tanto, o anel de bronze era solto do dispositivo que o fixava à plataforma e girava-se manualmente o volante da máquina, até que o grampo se desprendesse da coroa. Neste momento, a força máxima necessária para que tal fato ocorresse ficava registrada no dinamômetro. Repetia-se a medida até que a mesma força se repetisse por três vezes e este valor era então registrado, conforme técnica descrita por Melo Filho²⁹ (1994).

Deste modo, além da avaliação da variação da massa de todos os c.p., foi verificada também a variação da força necessária para a remoção dos grampos durante os ensaios, de modo a tentar observar como as facetas vestibulares das coroa e os grampos de cromo-cobalto comportavam-se mediante o período de trabalho de inserção e remoção. Foi também realizada, após os ensaios, a avaliação macroscópica das facetas vestibulares, mediante rigorosa

inspeção visual de todas as coroas, em ambiente iluminado por luz natural, com o intuito de verificar a presença ou não de facetas de desgaste sobre as resinas.

5 RESULTADOS

As diferenças entre os valores da massa das coroas e dos grampos antes e depois dos ensaios podem ser observadas nas Tabelas 3 e 4, bem como a média e o desvio-padrão (DP) obtidos. Como pode ser notado, houve uma perda média de 6×10^{-3} g de massa nas coroas do Grupo 1 e de 4×10^{-3} g nos grampos deste grupo, enquanto as coroas do Grupo 2 apresentaram uma perda média de 2×10^{-3} g e os grampos, de 10^{-3} g.

As Tabelas 5 e 6 apresentam as medidas das forças necessárias para a remoção dos grampos das coroas durante os ensaios, respectivamente para o Grupo 1 e 2. As representações gráficas das Tabelas 5 e 6 estão nas respectivas Figuras 13 e 14.

A avaliação macroscópica permitiu verificar que 100% das facetas tanto do Grupo 1 quanto do Grupo 2 apresentaram áreas de desgaste na região correspondente à atuação do terminal retentivo do grampo. Pode ser observado também que a quantidade de desgaste foi variável.

Tabela 3 - Diferença em gramas entre a massa inicial e final no Grupo 1 e respectivos grampos

	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	Média	DP
Coroa	0,010	-0,002	0,009	0,003	0,001	0,006	0,014	0,002	0,004	0,019	0,000	0,003	0,006	0,006
Grampo	0,008	0,000	0,010	0,003	-0,001	-0,002	0,003	0,005	0,002	0,013	0,001	0,000	0,004	0,005

Tabela 4 - Diferença em gramas entre a massa inicial e final no Grupo 2 e respectivos grampos

	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12	Média	DP
Coroa	0,003	0,003	0,001	0,001	0,003	0,001	-0,001	0,002	0,005	0,006	-0,001	0,000	0,002	0,002
Grampo	-0,001	0,000	-0,001	-0,002	0,004	0,000	0,004	0,002	0,002	0,005	-0,001	-0,001	0,001	0,002

Tabela 5 - Força em newtons necessária para a remoção dos grampos sobre as coroas do Grupo 1, em função do número de ciclos

Ciclos \ CP	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12
0	7,0	7,2	8,4	7,4	7,8	9,0	8,6	7,2	7,0	7,4	7,8	9,0
100	7,0	7,2	8,2	7,2	7,8	9,0	8,4	7,0	6,8	7,2	7,6	8,8
200	7,0	7,0	8,2	7,2	7,8	8,2	8,2	7,2	7,2	7,0	7,8	8,8
300	7,0	6,8	8,4	7,8	8,0	8,2	8,2	7,4	7,2	7,2	7,4	8,4
400	7,2	6,8	8,2	7,4	8,2	8,4	8,2	7,4	6,8	7,2	7,4	8,4
500	7,0	6,8	8,4	7,6	7,8	9,0	8,2	7,2	6,8	7,2	7,4	9,0
600	7,0	6,8	8,4	7,6	7,6	8,2	8,8	7,2	7,2	7,4	7,2	8,8
700	7,1	7,0	8,6	7,8	8,0	8,6	8,6	7,6	7,4	7,4	7,4	8,6
800	7,0	7,0	8,4	7,2	7,8	8,2	8,6	7,2	7,0	7,2	7,2	8,4
900	7,1	7,0	8,6	7,2	8,0	8,2	8,2	7,2	7,2	7,0	7,0	8,2
1000	7,1	7,4	8,6	7,0	8,0	8,4	8,4	7,6	7,0	7,0	7,4	8,8
1100	7,1	7,0	8,8	7,0	8,2	8,4	8,8	7,8	7,2	6,8	7,4	8,4
1200	7,1	7,2	8,4	7,0	8,0	8,6	8,6	7,4	7,2	7,0	7,6	9,0
1300	7,4	7,2	8,4	7,2	8,0	8,8	8,8	7,6	7,4	7,0	7,6	8,6
1400	7,4	7,2	8,8	7,2	8,4	8,6	8,8	7,4	7,4	6,8	7,2	8,4
1500	7,2	7,4	8,6	7,6	8,0	8,8	8,8	7,6	7,0	6,6	7,0	8,4
1600	7,0	6,8	8,8	7,6	8,4	8,2	8,6	7,6	6,8	7,0	7,0	8,2
1700	7,0	7,0	8,8	7,6	8,2	8,4	8,8	7,2	6,8	7,2	7,0	8,2
1800	7,2	7,0	8,4	7,2	8,2	9,0	8,6	7,2	7,0	7,0	7,2	8,2
1900	7,2	7,2	8,6	7,8	8,2	8,4	8,8	7,0	6,8	6,8	7,2	8,4
2000	7,2	7,4	8,4	7,4	8,2	8,2	9,0	7,2	7,2	6,6	7,4	8,4
2200	7,2	7,4	8,2	7,8	8,2	8,4	8,8	7,0	7,0	6,6	7,4	8,4
2400	7,2	7,0	8,6	7,8	8,4	8,6	8,6	7,6	7,0	6,8	7,0	8,6
2600	7,0	6,8	8,8	7,4	8,2	8,8	8,8	7,6	7,0	6,8	6,8	9,0
2800	7,2	7,2	8,8	7,2	8,2	8,2	8,8	7,4	7,4	6,4	6,8	8,8
3000	7,0	6,8	8,6	7,4	8,0	8,2	9,0	7,8	7,0	6,8	7,0	9,0
3200	7,2	7,0	8,8	7,0	7,8	8,4	8,8	7,8	7,2	6,6	6,8	8,6
3400	7,4	7,4	8,8	7,4	7,8	8,0	8,8	7,4	6,8	6,4	6,8	8,2
3600	7,4	7,4	8,6	7,2	8,4	8,0	8,6	7,0	7,0	6,6	7,0	8,2
3800	7,6	7,4	8,8	7,0	7,8	8,4	8,8	7,4	7,4	6,4	7,4	8,8
4000	7,6	7,0	8,4	7,4	7,8	8,4	9,0	7,2	7,2	7,0	7,0	8,8
4200	7,5	7,0	8,8	7,2	8,2	8,4	8,8	7,4	7,0	6,8	7,0	8,2
4400	7,5	7,2	8,4	7,8	8,0	8,2	9,0	7,6	6,8	7,0	7,2	8,2
4600	7,4	7,4	8,4	7,4	7,6	8,0	8,6	7,2	7,2	6,8	7,0	8,2
4800	7,4	7,2	8,2	7,2	7,8	8,2	9,0	7,4	7,0	6,6	7,0	8,4
5000	7,6	7,2	8,6	8,0	8,0	8,2	8,6	7,6	7,0	6,6	6,8	8,2
Média	7,2	7,1	8,5	7,4	8,0	8,4	8,7	7,4	7,1	6,9	7,2	8,5
DP	0,2	0,2	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3	0,3

Tabela 6 - Força em Newtons necessária para a remoção dos grampos sobre as coroas no Grupo 2, em função do número de ciclos

76

Ciclos \ CP	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12
0	8,0	8,2	7,6	8,8	9,0	8,0	9,4	8,0	9,0	9,0	8,0	9,0
100	7,8	8,0	7,6	8,6	8,8	7,8	9,4	8,0	8,8	9,0	8,0	9,0
200	7,4	7,6	7,4	8,6	9,2	7,6	9,4	7,6	9,0	8,8	8,0	8,8
300	7,8	8,2	7,2	8,8	9,2	7,6	9,2	7,4	9,0	9,2	7,8	8,6
400	7,8	7,8	7,2	8,8	9,2	7,8	9,0	8,0	8,8	9,0	8,2	8,6
500	7,6	7,6	7,6	8,6	9,4	7,6	9,2	8,0	8,6	9,0	8,2	8,4
600	7,6	7,6	7,4	8,8	9,0	7,8	9,2	8,2	8,2	9,2	8,0	8,2
700	8,0	8,0	7,4	8,8	9,2	7,6	9,0	8,2	8,4	9,0	8,2	8,8
800	7,8	8,2	7,8	8,8	8,8	8,0	9,0	7,8	8,2	8,8	7,8	8,2
900	8,0	7,8	8,0	8,8	9,2	7,6	8,8	7,6	8,6	9,2	8,2	8,2
1000	8,0	7,4	7,6	8,6	9,0	7,8	9,0	7,8	9,0	9,2	7,6	8,8
1100	8,0	8,0	8,0	8,6	8,8	8,2	9,4	8,0	8,6	8,6	8,2	8,6
1200	7,8	8,0	7,6	9,0	9,0	8,2	9,2	8,0	8,4	8,8	8,0	8,4
1300	8,0	7,8	7,8	9,4	8,8	7,8	9,2	7,8	8,2	8,8	8,0	8,0
1400	8,0	8,2	8,0	9,4	8,8	7,8	9,4	7,8	8,6	9,0	8,2	8,0
1500	7,8	8,0	8,0	8,8	9,0	8,2	9,2	7,4	9,0	9,4	7,8	8,2
1600	8,0	8,2	7,8	9,0	9,0	7,8	9,0	7,8	8,4	9,0	8,0	8,2
1700	8,0	8,2	8,0	9,2	8,8	7,6	9,2	8,0	8,8	9,4	8,0	8,6
1800	8,0	8,0	8,0	9,4	8,6	7,8	9,2	8,0	8,2	9,2	8,2	8,2
1900	7,8	8,2	8,0	9,4	8,8	7,4	9,4	7,6	8,4	9,2	8,2	8,8
2000	8,0	8,2	7,8	9,6	9,0	8,0	9,4	7,6	8,4	8,6	8,0	8,2
2200	8,0	8,2	7,8	9,6	8,8	7,6	9,4	8,0	8,6	9,0	7,8	8,8
2400	8,0	8,0	7,6	9,4	9,0	7,8	9,2	7,6	8,2	8,8	7,6	8,6
2600	8,0	7,8	7,6	9,4	9,0	7,8	9,0	7,6	8,0	9,0	7,6	8,8
2800	8,2	8,0	7,8	9,6	9,0	7,4	9,2	7,8	8,4	8,6	7,8	8,6
3000	8,0	8,0	8,0	9,0	8,6	7,4	9,0	7,6	8,0	8,6	8,2	8,2
3200	8,0	8,2	8,0	9,4	8,8	7,4	9,0	7,6	8,2	9,0	8,0	8,6
3400	8,2	8,0	7,6	9,4	9,2	7,8	9,0	7,4	8,0	8,8	8,2	9,0
3600	7,8	7,8	7,8	9,0	9,0	7,6	9,0	7,4	8,8	9,2	8,0	8,6
3800	8,2	7,6	7,4	8,8	9,0	7,4	8,8	7,4	8,6	9,0	8,0	8,4
4000	8,0	7,6	7,4	9,0	9,0	7,6	8,8	7,6	8,8	9,0	8,0	8,0
4200	8,0	8,0	8,0	9,4	9,2	7,4	8,8	7,8	8,4	8,8	8,4	8,0
4400	7,8	8,0	7,8	8,6	9,2	7,4	9,4	7,8	8,4	9,2	8,0	8,6
4600	8,0	8,2	7,6	9,2	9,0	8,0	9,2	7,8	8,0	8,6	8,4	8,0
4800	7,8	8,2	7,6	9,0	9,0	8,0	9,0	7,4	8,8	9,0	8,0	8,4
5000	8,0	8,0	7,8	9,2	9,0	7,6	8,8	7,4	8,6	8,8	7,8	8,2
Média	7,9	8,0	7,7	9,1	9,0	7,7	9,1	7,7	8,5	9,0	8,0	8,5
DP	0,2	0,2	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3	0,2	0,2	0,3

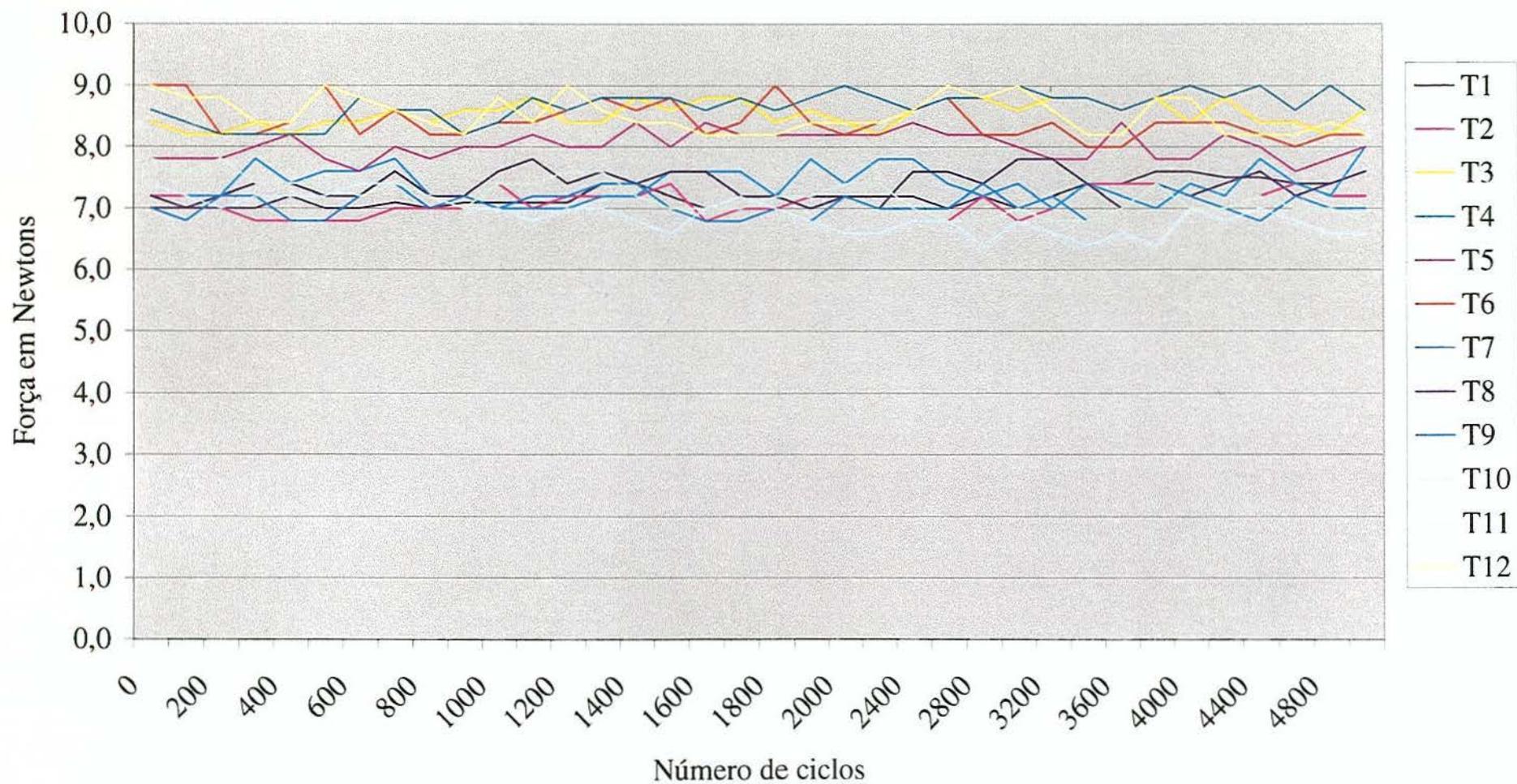


FIGURA 13 - Variação da força em Newtons necessária para a remoção dos grampos sobre as coroas do Grupo 1, em função do número de ciclos

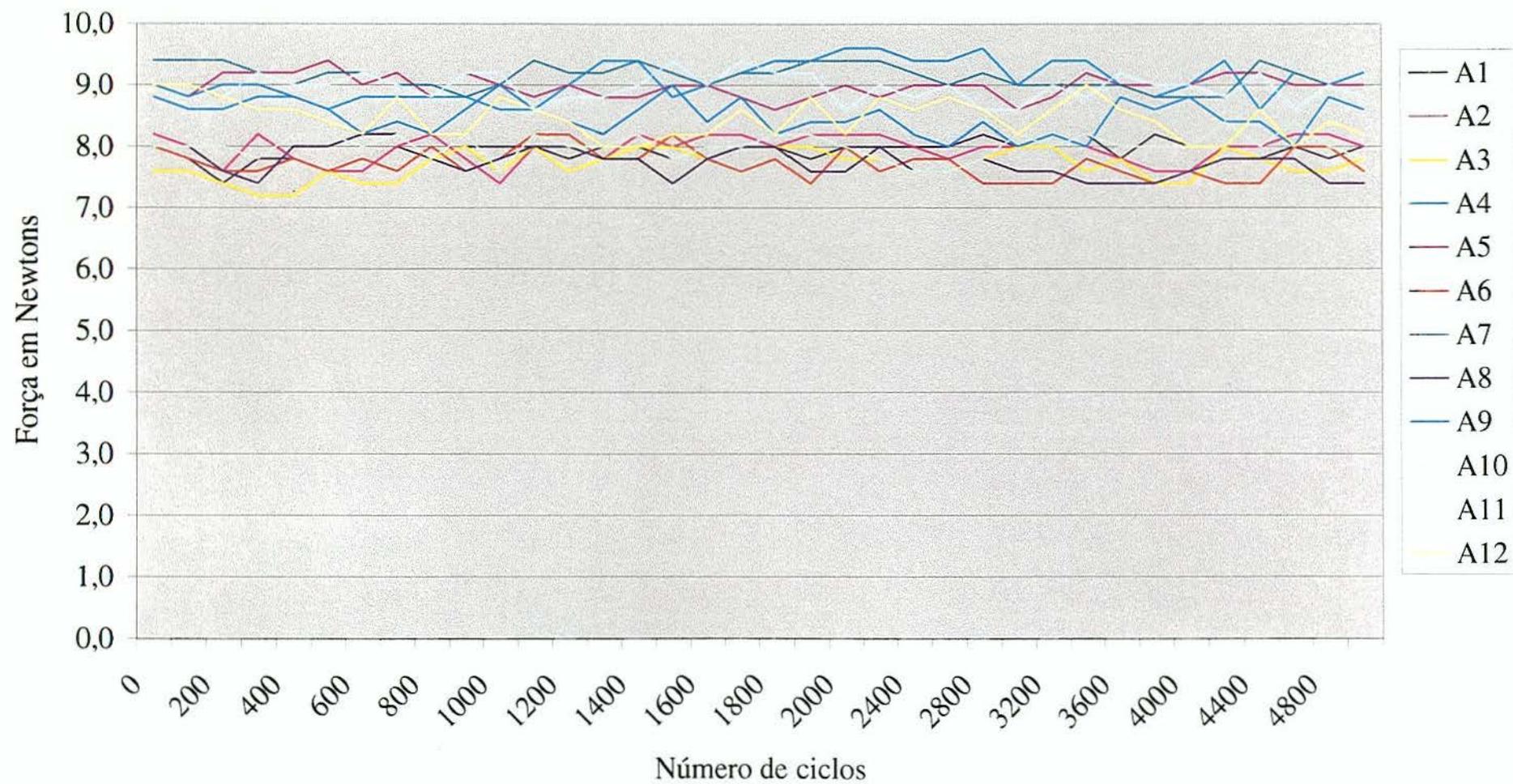


FIGURA 14 - Força em Newtons necessária para a remoção dos grampos sobre as coroas do Grupo 2. em função do número de ciclos

6 DISCUSSÃO

Há vários fatores inerentes à metodologia empregada neste trabalho que merecem uma observação mais cuidadosa, permitindo uma melhor interpretação dos resultados descritos. A comparação dos métodos utilizados neste trabalho com outros empregados em experimentos semelhantes conduzidos por outros autores, bem como dos resultados, também auxiliará na formulação de uma idéia mais clara do significado dos resultados obtidos.

Deste modo, na Tabela 5 e na Figura 13, podemos observar que as medidas iniciais da força necessária à remoção dos grampos (primeira linha horizontal da tabela) sofre uma variação, de um mínimo de 7,0 N (c.p. T1 e T9) a um máximo de 9,0 N (c.p. T6 e T12). Do mesmo modo, na Tabela 6 e na Figura 14, houve também uma variação, entre 7,6 N (c.p. A3) e 9,4 N (c.p. A5).

Tal variação entre as medidas iniciais é pequena se comparada aquelas obtidas no trabalho de Melo Filho²⁹ (1994) – de 6,2 a 8,4 N em dentes naturais não modificados e de 6,2 a 12,0 N em dentes modificados com resina composta.

No entanto, Melo Filho²⁹ (1994) trabalhou com dentes naturais, fato que impedia o autor de controlar variáveis que interferem na quantidade de retenção que um grampo pode apresentar, como o ângulo de convergência cervical (Henderson & Steffel²⁰, 1979) e a curvatura da face sobre a qual o terminal retentivo se assentará (Bates³, 1965).

Na pesquisa de que trata esta dissertação, as coroas eram confeccionadas mediante uma técnica que propiciava uma certa padronização quanto às características morfológicas da mesma, permitindo a obtenção de maior proximidade entre as medidas iniciais da força necessária para a remoção dos grampos. Esta força ainda assim apresentou uma variação, a qual se deve aos pequenos ajustes, algumas vezes necessários, para estabelecer a retenção inicial desejada de 0,25mm em todas as coroas, bem como à impossibilidade de padronização dos grampos, uma vez que foi utilizada a técnica de confecção com *Duralay*, pela qual era inevitável a ocorrência de pequenas modificações em fatores críticos para a determinação da flexibilidade e, conseqüentemente, do grau de retenção dos grampos. Tais fatores envolvem o diâmetro, forma da secção transversal e comprimento do terminal retentivo (Warr⁴¹, 1959; Warr⁴³, 1961;

Bates³, 1965; Henderson & Steffel²⁰, 1979; Bates⁵, 1980), bem como erros inerentes ao processamento laboratorial dos grampos, tanto humanos quanto relativos à técnica de fundição.

Vale ressaltar que seria desejável obter uma uniformização das medidas iniciais, mas a ausência da mesma não interfere significativamente neste estudo, uma vez que esta se apresenta de modo semelhante nos dois grupos experimentais, e o mesmo apenas a utiliza para investigar o comportamento das facetas estéticas durante a realização dos ciclos de inserção e remoção dos grampos, de modo que a variação da força necessária para a remoção dos grampos no decorrer dos ensaios (linhas verticais das tabelas) é o que realmente importa.

Houve também uma variação entre as diversas medidas obtidas durante a realização dos ciclos (linhas verticais das Tabelas 5 e 6), às quais dizem respeito os valores de desvio padrão (DP) obtidos (última linha horizontal das tabelas). Tal variação, embora pequena (o maior desvio padrão foi de 0,3N), deve-se ao acionamento manual do volante da máquina quando da aferição das medidas (Melo Filho²⁹, 1994). Apesar da tentativa de padronizar o movimento para acionar o mecanismo, usando apenas um operador durante todo o ensaio, se o

acionamento for um pouco mais forte, gera um movimento mais rápido do grampo sobre a coroa, com conseqüente diminuição da força de atrito. Inversamente, se o acionamento for mais fraco, o movimento será mais lento e a força de atrito maior.

Melo Filho²⁹ (1994) cita também como fontes de erros inerentes ao dispositivo experimental o atrito entre o anel de bronze B e o anel de ferro, o peso dos c.p, o peso do anel de bronze B e o atrito da polia com o eixo no qual ela é instalada.

Tendo em vista estas fontes de erro e observando o tipo de linha descrita pelas medidas da força necessária à remoção dos grampos, tanto na Figura 13 quanto na Figura 14, podemos inferir que tal força manteve-se praticamente constante durante os cinco mil ciclos de inserção e remoção realizados.

Este resultado vai ao encontro daquele obtido por Melo Filho²⁹ (1994), que estudou o efeito do regime de trabalho de grampos circunferenciais aplicados sobre dentes hígidos e restaurados com a resina composta Z100* usando a mesma metodologia. Como as resinas utilizadas no presente estudo, esta última também possui grande

* 3M Co.

quantidade de partículas e alta resistência à abrasão, daí a semelhança nos resultados.

Piirto et al.³⁵ (1977) também utilizaram cinco mil ciclos de inserção e remoção, avaliando a força necessária à remoção dos grampos nos mesmos intervalos do presente trabalho e observou que as resinas perdem 50% da força de retenção e os selantes 70%. Tal perda de retenção deveu-se ao desgaste das resinas utilizadas (Nuva Fil* e Concise**), as quais não apresentavam alta resistência ao mesmo.

No entanto, apesar de não apresentarem variação significativa da força necessária à remoção dos grampos durante os ensaios, todas as facetas avaliadas no presente trabalho, independentemente do grupo observado, apresentaram facetas de desgaste na região correspondente à área de atuação do terminal retentivo quando da avaliação macroscópica após os 5 mil ciclos de inserção e remoção.

Tal achado foi corroborado pelos resultados obtidos pela diferença entre a massa das coroas e grampos antes e após a realização do experimento. Na Tabela 3 pode ser observado que houve

* L.D. Caulk Co ** 3M Co.

uma perda de massa média de 6×10^{-3} g para as coroas do Grupo 1 e de 4×10^{-3} g para os grampos do mesmo grupo. Já no Grupo 2 (Tabela 4) as diferenças foram de 2×10^{-3} e 10^{-3} g respectivamente.

Nas mesmas Tabelas pode ser visto que o desvio padrão (DP) foi bastante alto, atingindo valores próximos às médias citadas. Ponderando a respeito destes valores elevados de DP, devem ser considerados dois fatores.

O primeiro reside no fato da balança semi-analítica utilizada possuir um erro absoluto de 10^{-3} g, de modo a permitir já inicialmente um desvio padrão de mesmo valor.

O segundo é que estes valores elevados de DP indicam uma perda de massa altamente variável, fato concorde com os vários formatos das facetas de desgaste registrados na avaliação macroscópica.

Embora as facetas de desgaste sejam leves, provavelmente não perceptíveis em condições clínicas usuais, apresentam vários formatos, conforme a forma do terminal retentivo que se assentava sobre ela. A variação demonstrada pelos altos valores de DP deve-se também à já relatada impossibilidade de confecção de

grampos exatamente iguais, também observada por Piirto et al.³⁵ (1977) e Hebel et al.¹⁹ (1984).

Assim como o trabalho de Davenport et al.¹⁰ (1990), o presente estudo também avaliou se houve perda de massa dos grampos. Foi observada uma perda desprezível nos grampos colocados sobre *Artglass* (10^{-3} g em média, valor igual ao erro absoluto da balança) e uma perda pequena, mas mais acentuada, nos grampos do Grupo 1 (4×10^{-3} g em média).

Embora os grampos utilizados por Davenport et al.¹⁰ (1990) tenham sido de aço inoxidável e portanto mais suscetíveis ao desgaste do que os grampos de cromo-cobalto (Warr⁴², 1959) do presente trabalho, os resultados podem ser considerados compatíveis, uma vez que o autor citado descreve que a perda de retenção causada pelo desgaste nos grampos parece ser clinicamente significativa, fato que não ocorre neste trabalho.

Tietge et al.³⁹ (1992) também observaram desgaste do grampo quando submetido à inserção e remoção sobre a resina *P-50*^{*}, a qual também apresentou abrasão. Uma vez que este autor utilizou de microscopia eletrônica de varredura para exame dos espécimes, pode

* 3M Co.

observar que a resina *P-50*, que continha maior quantidade de carga, teve também maior descolamento de partículas inorgânicas, as quais se interpunham entre a resina e o grampo, causando maior desgaste de ambas as estruturas.

Esta explicação pode ser também aplicada para o presente estudo, uma vez que a diferença entre a perda de massa apresentada pelos corpos de prova do Grupo 1 foi superior a do Grupo 2, e o primeiro era constituído de facetas de resina com maior quantidade de carga que o segundo (Muñoz-Chávez & Hoepfner³¹, 1998).

Vários autores (Gilbert¹⁶, 1997; Penchas³², 1997; Pensler et al.³³, 1997; Touati & Aidan⁴⁰, 1997; Ziesche⁴⁵, 1997; Krejci et al.²⁵, 1998) comparam as propriedades das resinas compostas laboratoriais de segunda geração com as propriedades do esmalte, principalmente no que diz respeito ao desgaste. Deste modo, é válido compararmos o trabalho que ora se apresenta com estudos anteriores que tenham avaliado a ação dos grampos circunferenciais de cromo-cobalto quando colocados sobre esmalte.

Phillips & Leonard³⁴ (1956) realizaram 25 mil ciclos de inserção e remoção e mais 40 horas de movimentos vibratórios,

simulando a ação dos grampos sobre os dentes quando em função mastigatória ou parafuncional. Apesar das condições severas, não encontraram desgaste aparente.

Já Hebel et al.¹⁹ (1984), utilizando uma metodologia mais acurada, capaz de aferir desgastes com grande precisão (mediante o uso de microtopógrafo e microscopia eletrônica de varredura), puderam perceber um desgaste de menos de 20 micrômetros no esmalte, em média, após 4.500 ciclos de inserção e remoção e 102 horas de “movimentos funcionais”.

Haja visto que a metodologia empregada para aferição do desgaste e realização dos ensaios nos dois estudos citados acima diferem daquela empregada na presente investigação, não há como realizar uma comparação direta de números.

No entanto, é possível perceber que as resinas compostas laboratoriais empregadas neste trabalho sofrem uma abrasão maior pela inserção e remoção dos grampos do que a do esmalte, uma vez que é possível observar o desgaste pela inspeção visual em todos os corpos de prova, fato que não ocorreu no estudo de Phillips & Leonard³⁴ (1956), mesmo sob condições supostamente mais severas.

O mesmo pode ser dito no que concerne à porcelana. Woods⁴⁴ (1998) e Gonçalves¹⁸ (1999) acreditam que as novas resinas compostas laboratoriais apresentam vantagens e propriedades mecânicas que permitem muitas vezes seu uso como alternativa à cerâmica.

Maroso et al.²⁸ (1981) realizaram estudo com corpos de prova de cerâmica, sobre os quais foram realizados 5 mil ciclos de inserção e remoção de grampos circunferenciais de cromo-cobalto, avaliados antes e após os ensaios com o uso de um traçado do perfil aumentado mil vezes, por superposição. Os resultados permitiram que os autores concluíssem que não houve fratura nem descolamento da porcelana em nenhum c.p., bem como mudança significativa do perfil que indicasse desgaste da porcelana.

Ponderando os trabalhos descritos acima e os resultados obtidos neste experimento, pode-se depreender que o esmalte e a porcelana apresentam resultados superiores no que concerne ao desgaste causado pela atuação dos grampos.

No entanto, o uso clínico de próteses fixas com facetas estéticas de *Artglass* e *Targis* pode ser uma alternativa a ser considerada no plano de tratamento, uma vez que, em um período

simulado de cinco anos de uso *in vitro*, mantém a força necessária para a remoção, apesar do aparecimento de pequenas facetas de desgaste na região correspondente à área de atuação do terminal retentivo.

7 CONCLUSÃO

A metodologia empregada e os resultados obtidos nos permitem concluir que:

- a) não apresentam variação significativa na força necessária para a remoção dos grampos;
- b) apresentam abrasão, verificada por inspeção visual;
- c) apresentam pequena e variável perda de massa, menor para aquelas confeccionada em *Artglass* (0,002g em média) e maior para aquelas confeccionadas em *Targis* (0,006g em média).

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 BARROS, C. et al. Situação atual da prótese parcial removível a grampos na reabilitação oral. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, v.8, n.3, p.225-30, jul./set. 1994.
- 2 BATES, J.F. Cast clasp for partial dentures. *Int. Dent. J.*, v.13, n.14, p.610-4, 1963.
- 3 BATES, J.F. The mechanical properties of the cobalt-chromium alloys and their relation to the partial denture design. *Br. Dent. J.*, v.119, p.389-96, Nov. 1965.
- 4 BATES, J.F. Studies on the retention of cobalt-chromium partial dentures. *Br. Dent. J.*, v.125, p.97-102, Aug. 1968.
- 5 BATES, J.F. Retention of partial dentures. *Br. Dent. J.*, v.149, p.171-4, Sept. 1980.
- 6 BERTOLOTTI, R.L. A new polymer glass utilized for modification and repair of fixed partial dentures. *Quintessence Int.*, v.28, n.7, p.437-9, 1997.

* Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro. *Referência Bibliográfica NBR 6.023*. Rio de Janeiro, 1989. 19p.

- 7 BLATTERFEIN, L. A study of partial denture clasping. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.43, p.169-85, Aug. 1951.
- 8 CHRYSTIE, J.A. Principles of clasp retention: a review. *Aust. Dent. J.*, v.33, n.2, p.96-100, 1988.
- 9 CUNHA, V.P.P. et al. Coroa em Artglass reforçada com Ribbond: relato da técnica. *Rev. Bras. Prótese. Clin. Lab.*, v.1, n.3, p.248-51, 1999.
- 10 DAVENPORT, J.C. et al. Clasp retention and composites: an abrasion study. *J. Dent.*, v.18, n.4, p.198-202, 1990.
- 11 DE FIORI, S.R., LOURENÇÃO, A.R., BRUNHEROTTO, J.M. Retenção e estabilização para próteses parciais removíveis. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v.39, n.2, p.110-26, mar./abr. 1985.
- 12 DEKON, S.F.C., MARTINS, F., MARQUEZINI, L. Prótese parcial fixa adesiva sem estrutura metálica: Artglass com reforço de Ribbond. *Rev. Bras. Prótese. Clin. Lab.*, v.1, n.2, p.185-8, 1999.
- 13 DELLA SERRA, O., FERREIRA, F.V. *Anatomia dental*. 3. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1981, p.154.

- 14 FIRTELL, D.N. Effect of clasp design upon retention of removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v.20, n.1, p.43-52, July 1968.
- 15 GHANI, F., MAHOOD, M. A laboratory examination of the behavior of cast cobalt-chromium clasps. *J. Oral Rehabil.*, v.17, p.229-37, 1990.
- 16 GILBERT, B.J. Full mouth reconstruction utilizing fiber-reinforced framework and ceromer restorations in combination with pressed ceramic technology. *N. M. Dent. J.*, v.48, n.4, p.6-10, Oct. 1997.
- 17 GILLETT, H. W. Clasps and stabilizers for partial dentures. *N. Y. J. Dent.*, v.8, n.1, p.17-8, Jan. 1938.
- 18 GONÇALVES, D.L. Avaliação das qualidades estéticas de trabalhos construídos com Targis-Vectris. *Rev. Bras. Prótese. Clin. Lab.*, v.1, n.1, p.7-14, 1999.
- 19 HEBEL, K.S., GRASER, G.N., FEATHERSTONE, J.D.B. Abrasion of enamel and composite resin by removable partial denture clasps. *J. Prosthet. Dent.*, v.52, n.3, p.389-97, Sept. 1984.

- 20 HENDERSON, D., STEFFEL, V.L. Retentores diretos. In: _____ .
McCracken's prótese parcial removível. 5. ed. São Paulo: Artes
médicas, 1979, cap. 6, p.61-73.
- 21 JENKINS, C.B.G., BERRY, D.C. Modification of tooth contour by
acid-etch retained resins for prosthetic purposes. *Br. Dent. J.*,
v.141, p.89-90, Aug. 1976.
- 22 JOHNSON, D.L. Retention for a removable partial denture. *J.*
Prosthodont., v.1, n.1, p.11-7, Sept. 1992.
- 23 JOHNSTON, J.F. Preparation of mouths for fixed and removable
partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v.11, n.3, p. 456-62,
May/June 1961.
- 24 KLIEMANN, C., OLIVEIRA, W. *Manual de prótese parcial
removível*. São Paulo: Ed. Santos, 1998. 265 p.
- 25 KREJCI, I. et al. Adhesive crowns and fixed partial dentures
fabricated of ceromer/FRC: clinical and laboratory procedures.
Pract. Periodontics. Aesthet. Dent., v.10, n.4, p.487-98, 1998.
- 26 LEINFELDER, K.F. New developments in resin restorative
systems. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.128, p.573-81, May 1997.
- 27 LOOSE, M. et al. In vitro study of fracture strenght and marginal
adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic

- fixed partial denture. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, v.6, n.2, p.55-62, 1998.
- 28 MAROSO, D.J., SCHMIDT, J.R., BLUSTEIN, R. A preliminary study of wear of porcelain when subjected to functional movements of retentive clasp arms. *J. Prosthet. Dent.*, v.45, n.1, p.14-17, Jan. 1981.
- 29 MELO FILHO, A.B. *Estudo comparativo “in vitro” da resistência à remoção de grampos circunferenciais aplicados sobre dentes íntegros e restaurados com resina composta*. São José dos Campos, 1994. 89 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.
- 30 MELONCINI, M.A. et al. Retenção de grampos circunferenciais de próteses parciais removíveis em função de tipos de liga, grampos, dentes e número de ciclos de flexão. *Rev. Pos_Grad.*, v.4, n.1, p.64-8, Jan./Mar. 1997.
- 31 MUÑOZ-CHÁVEZ, O. F., HOEPPNER, M.G. Cerômeros: a evolução dos materiais estéticos para restaurações indiretas. *J. Bras. Odonto. Clin.*, v.2, n.11, p.21-8, 1998.

- 32 PENCHAS, J. Fiber reinforced restorative materials bring new treatment options. *Dent. Today*, v.16, n.7, p.40,42,44-5, July 1997. Entrevista concedida a P. Bonner.
- 33 PENSLER, A.V., BERTOLOTTI, R.L., MILLER, D. Building laminate veneers and fixed bridges with polymer glass technology. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, v.18, n.7, p.712-8, July 1997.
- 34 PHILLIPS, R.W., LEONARD, L.J. A study of enamel abrasion as related to partial denture clasps. *J. Prosthet. Dent.*, v.6, n.5, p.657-71, Sept. 1956.
- 35 PIIRTO, M., EERIKÄINEN, E., SIIRLÄ, H.S. Enamel bonding plastic materials in modifying the form of abutment teeth for the better functioning of partial prostheses. *J. Oral Rehabil.*, v.4, p.1-8, 1977.
- 36 SHAY, K. Root caries in the older patient: significance, prevention and treatment. *Dent. Clin. North Am.*, v.41, n.4, p.763-93, Oct. 1997.
- 37 STERN, W.J. Guiding planes in clasp reciprocation and retention. *J. Prosthet. Dent.*, v.34, n.4, p.408-14, Oct. 1975.

- 38 THE DENTAL ADVISOR. São Paulo: All Dent, v.4, n.4, out 1997.
- 39 TIETGE, J.D. et al. *In vitro* investigation of the wear of resin composite materials and cast direct retainers during removable partial denture placement and removal. *Int. J. Prosthodont.*, v.5, n.2, p.145-53, 1992.
- 40 TOUATI, B., AIDAN, N. Second generation laboratory composite resins for indirect restoration. *J. Esthet. Dent.*, v.9, n.3, p.108-18, 1997.
- 41 WARR, J.A. An analysis of clasp design in partial dentures. *Phys. Med. Biol.*, v.3, p.212-32, 1959.
- 42 WARR, J.A. Friction and partial denture retention. *J. Dent. Res.*, v.38, n.6, p. 1066-74, Nov./Dec. 1959.
- 43 WARR, J.A. Numerical system of clasp design. *J. Prosthet. Dent.*, v.11, n.6, p.1105-11, Nov./Dec. 1961.
- 44 WOODS, A. Artglass: a new restorative option to porcelain. *Miss. Dent. Assoc. J.*, v.54, n.2, p.36, Apr./June 1998.
- 45 ZIESCHE, U. Artglass: is it the future of veneer technology? *Quintessence Dent. Technol.*, v.20, p.21-31, 1997.

46 ZWETCHKENBAUM, S.R., SHAY, K. Prosthodontic considerations for the older patient. *Dent. Clin. North Am.*, v.41, n.4, p.817-45, Oct. 1997.

MARCHINI, L. *Estudo in vitro do comportamento de facetas confeccionadas com Artglass e Targis quando submetidas à inserção e remoção de grampos circunferenciais em cromo-cobalto*. São José dos Campos, 2000. 100p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

Tendo por objetivo investigar *in vitro* o comportamento das facetas estéticas confeccionadas com as resinas laboratoriais *Artglass* e *Targis*, colocadas em coroas *veneer*, quando submetidas à inserção e remoção de grampos circunferenciais de cromo-cobalto, foram confeccionadas 24 coroas *veneer*, sendo doze com faceta estética de *Artglass* (Heraeus Kulzer) e doze de *Targis* (Ivoclar Vivadent) e os respectivos grampos de cromo-cobalto. As coroas foram então submetidas a cinco mil ciclos de inserção e remoção dos grampos, em dispositivo destinado para tal. Mediante a aferição da força necessária para a remoção dos grampos das coroas durante os ensaios, da variação da massa dos grampos e coroas e da verificação macroscópica das facetas, foi possível concluir que as facetas estéticas não apresentam variação significativa na força necessária para a remoção dos grampos; apresentam pequena abrasão, observável por inspeção visual e apresentam pequena e variável perda de massa, menor para aquelas confeccionada em *Artglass* (0,002g em média) e maior para aquelas confeccionadas em *Targis* (0,006g em média).

Palavras-chave: Prótese parcial removível, grampos; coroas, resinas laboratoriais.

MARCHINI, L. *In vitro study about the behavior of the esthetic veneers made with Artglass and Targis in crowns, when submitted to insertion and removal of partial denture cobalt-chromium clasps.* São José dos Campos, 2000. 100p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

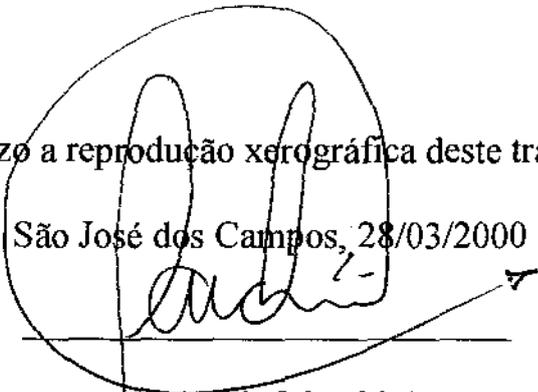
ABSTRACT

Aiming to investigate in vitro the behavior of esthetic veneers placed in crowns and made of the laboratory resins Artglass and Targis when submitted to insertion and removal of circumferential cobalt-chromium clasps, 24 veneer crowns were made (twelve with Artglass (Heraeus Kulzer) and twelve with Targis (Ivoclar Vivadent)), as well as the respective cobalt-chromium clasps. The crowns were then submitted to five thousand cycles of clasps insertion and removal, using a proper device. Using the verification of the force necessary to remove the clasps over the crowns during the experiment, the clasps and crowns mass variation, and the macroscopic inspection of the veneers, one may conclude that the veneers did not show a significant variation of the force required to remove the clasps over the crowns; they show a little amount of abrasion, possible to detect using a visual inspection and they show a little and variable amount of mass loss, less for that made with Artglass (average of 0,002g) and greater for that made with Targis (average of 0,006g).

Key words: Removable partial dentures, clasps; dental crowns, laboratory resins.

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho.

São José dos Campos, 28/03/2000



Leonardo Marchini