

EMERSON NAKAO

**AVALIAÇÃO DA RETENÇÃO DE COROAS METÁLICAS FUNDIDAS
EM FUNÇÃO DOS TIPOS DE AGENTES CIMENTANTES E DAS
CICLAGENS TÉRMICA E MECÂNICA**

**São Paulo
2005**

Emerson Nakao

Avaliação da retenção de coroas metálicas fundidas em função dos tipos de agentes cimentantes e das ciclagens térmica e mecânica

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

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Tomie Nakakuki de Campos

São Paulo
2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nakao E. Avaliação da retenção de coroas metálicas fundidas em função dos tipos de agentes cimentantes e das ciclagens térmica e mecânica [Dissertação de Mestrado] São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP/2005.

São Paulo, / /2005

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

À minha família, com amor, admiração e gratidão por sua compreensão, carinho, presença e incansável apoio ao longo do período de elaboração deste trabalho e da minha vida.

AGRADECIMENTOS

À Profª Drª TOMIE NAKAKUKI DE CAMPOS, minha orientadora, que com seus ensinamentos firmes contribuiu de forma inestimável para minha formação, não só profissional e científica, como também pessoal.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. NEY SOARES DE ARAÚJO, diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela atual administração.

Ao Prof. Dr. CARLOS GIL, chefe do departamento de Prótese Dentária.

À Prof^a Dr^a MARIA CECÍLIA MILLUZI YAMADA, responsável pela Comissão de Pós-graduação do Departamento de Prótese, pela oportunidade.

Ao Prof. Dr. MATSUYOSHI MORI, por me acolher como aprendiz e ensinar tudo o que sei sobre minha profissão, a Odontologia. E por me inspirar a fazer o que faço.

Aos Profs. do Departamento de Prótese Fixa, Prof. Dr. TETSUO SAITO, Prof. Dr. IVO CONTIN, Prof. Dr. FERNANDO DA CUNHA RIBEIRO, Prof. Dr. JOSÉ ANTONIO LUPI DA VEIGA, Prof. Dr. CLÁUDIO SENDYK, Prof. Dr. PEDRO TORTAMANO NETTO e Prof. Dr. HIDEKI YOSHIDA, pela amizade, apoio e estímulo.

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação em Prótese e da Disciplina de Prótese Parcial Fixa, pela amizade e companheirismo.

À Dra. AIKO TAKAHASHI MORI, pela amizade, companheirismo e sábios conselhos.

À Dra. CÉLIA SAKURA, pela amizade, companheirismo e inestimável auxílio na revisão desse manuscrito.

Aos funcionários do Departamento de Prótese Dentária, pelo inestimável apoio e ajuda durante todos esses anos, em especial às secretárias SANDRA, CORA, VALDINÉIA e REGINA e às técnicas LENA e ANA.

Ao Dr. Ziró Yanagimori e sua esposa Dra. Eurica Yanagimori, pela amizade e compreensão durante meu curso de pós-graduação.

Ao Prof. Dr. MOACIR JOHN pela disponibilização do aparelho de ensaios universais Instron 5569, do Laboratório de Microestruturas da Faculdade de Engenharia da Escola Politécnica da USP-SP

Ao Prof. Dr. CLÓVIS DE ARAÚJO PERES pela ajuda na análise e interpretação estatística desse trabalho, que contribuiu enormemente para minha formação científica. E pela amizade.

À Profª NILZA MANZIERI, pela amizade, apoio e correção gramatical deste trabalho.

Ao CNPq pela bolsa de Mestrado.

Ao incansável ISMAEL COMPAROTTO, pela grande ajuda e companheirismo na construção da máquina de ensaios mecânicos.

Ao Walter, da Oficina do Instituto de Física da USP-SP, por todo o apoio e ajuda na confecção dos corpos de prova dessa pesquisa.

Ao Laboratório de Prótese Júlio, por todo o suporte durante a parte experimental.

À FESTO Automação Ltda. Brasil, por toda a assistência na construção da máquina de testes mecânicos.

Ao Prof. Dr. IGOR STUDART MEDEIROS, pelo incentivo, disponibilidade e conhecimento compartilhado.

A todos os meus amigos, que me apoiaram, incentivaram e compreenderam a minha ausência.

Nakao E. Avaliação da retenção de coroas metálicas fundidas em função dos tipos de agentes cimentantes e das ciclagens térmica e mecânica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

Nesta pesquisa, foram avaliados a retenção de coroas cimentadas sobre dentes terceiros molares humanos extraídos, após submetê-los às ciclagens térmica e mecânica, e o tipo de falha dos cimentos. Vinte dentes foram preparados de maneira padronizada, com 4 mm de altura, 8 mm de diâmetro e 20° de expulsividade. Coroas metálicas fundidas em NiCr foram cimentadas sobre os preparos, sendo dez com cimento de fosfato de zinco e dez com cimento resinoso, e armazenadas em água a 37°C por 24 horas. Aleatoriamente, a metade das amostras de ambos os cimentos foi submetida a termociclagem (5°C e 55°C \pm 1°C por 700 ciclos), seguida de ensaios mecânicos (frequência de 2 Hz, carga compressiva de 141N por 200.000 ciclos). A outra metade das amostras (grupo controle) não foi submetida aos testes de fadiga. Realizou-se o teste de tração e os valores obtidos foram tratados estatisticamente pelo teste ANOVA (Tukey-Kramer Multiple Comparisons Test). Os resultados mostraram retenção significativamente superior do cimento resinoso Panavia F (valor médio 569,43 N) sobre o cimento de fosfato de zinco (valor médio 350 N). Os testes de envelhecimentos mostraram-se significantes ($p < 0,001$) na sua influência sobre a retenção das coroas, exceto para o grupo cimentado com fosfato de zinco ($p > 0,05$). A falha do cimento observada foi de natureza adesiva para todos os grupos.

Palavras-Chave: Coroas metálicas fundidas - Cimentos – Retenção – Prótese dentária – Ciclagem térmica – Ciclagem mecânica

Nakao E. Evaluation of cast crowns' retention with two different lutting agents after thermocycling and mechanical load [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the retention of NiCr cast metal crowns fixed with two different lutting agents after thermocycling and mechanical load. The nature of the cement failure was evaluated too. Twenty natural human molar teeth extracted were selected (Banco de Dentes Permanentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – SP). They were prepared at 4mm height, 8mm diameter and 20° of convergence. The cast crowns were luted with zinc phosphate cement (n=10) and resin cement (n=10) and stored in water at 37°C for 24 hours. Randomly the half of the specimens of each cement were thermal (5°C and 55°C for 700 cycles) and load cycled (2 Hz, 141 N load for 200.000 cycles). The control group did not perform the thermal or fatigue tests. The pull-out test was performed and the results showed a significant (confidence interval 95%) superior retentive strength for Panavia F resin cement (mean value 569,43 N) when compared with zinc phosphate (mean value 350 N). The aging tests were significant ($p < 0,001$) about their influence over the retention of the crowns. They was no significant difference between control and cycled group for crowns luted with phosphate cement ($p > 0,05$). Adhesive failure of the cements was observed for all subjects.

Keywords: Cast crowns - Cements – Retention strength – Dental prostheses – Thermal stress – Mechanical load

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - cortes na raiz do dente.....	40
Figura 4.2 - dente incluído no tubo de PVC.....	40
Figura 4.3 - LabCut.....	41
Figura 4.4 - LabCut: corte da oclusal do dente.....	41
Figura 4.5 - corpo de prova (vista lateral).....	41
Figura 4.6 - dispositivo de preparos.....	42
Figura 4.7 - silicone Stern Tek.....	43
Figura 4.8 - muralha de cera.....	43
Figura 4.9 - coroa fundida.....	44
Figura 4.10 - corte do guia.....	44
Figura 4.11 - segunda inclusão do corpo de prova.....	48
Figura 4.12 - máquina de ensaios mecânicos.....	49
Figura 4.13 - isolamento térmico do recipiente de água.....	49
Figura 4.14 - caixa de controle.....	50
Figura 4.15 - dispositivo de fixação do corpo de prova.....	50

Figura 4.16 - dispositivo de fixação preso à Instron.....51

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Valores individuais de tração (N) para os dois cimentos	52
Tabela 5.2 - Valores dos cálculos da média, mediana, desvio padrão (DP) e valores de máximo e mínimo.....	53
Tabela 5.3 - Teste de homogeneidade da variância.....	53
Tabela 5.4 - Resultados do ANOVA.....	53
Tabela 5.5 - Teste de Tukey HSD para comparações múltiplas/ Variável dependente: resistência à tração.....	53

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

mm milímetro

mL mililitro

NiCr liga de níquel e cromo

AuAgPd liga de ouro, prata e paládio

μm micrometro

Bis-GMA bisfenol-A-diglicidilmetacrilato

ADA American Dental Association

FOUSP Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	graus Celsius
N	Newton
MPa	megapascal
pH	potencial hidrogeniônico
Hz	hertz (ciclos por segundo)
°	grau

SUMÁRIO

p.

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 Cimentos	18
2.2 Testes de fadiga	28
3 PROPOSIÇÃO	38
4 MATERIAL E MÉTODOS	39
4.1 Delineamento experimental.....	39
4.2 Seleção dos dentes.....	39
4.3 Padronização dos corpos de prova	40
4.3.1 Preparo protético dos espécimes	42
4.4 Obtenção das coroas fundidas.....	43
4.5 Cimentação das coroas fundidas	45
4.6 Ciclagem térmica e ciclagem mecânica	47
4.7 Teste de tração	50
4.8 Metodologia estatística	51
5 RESULTADOS	52
6 DISCUSSÃO	54
7 CONCLUSÕES	59
REFERÊNCIAS	60
ANEXOS	68

1 INTRODUÇÃO

A cimentação é um procedimento de vital importância para o sucesso do trabalho restaurador indireto.

O cimento deve preencher a interface entre a restauração e o dente, retendo a restauração através das irregularidades entre essas superfícies (CAMPOS et al., 1999; ÖILO; JORGENSEN, 1978; ROSENSTIEL et al., 2001).

O início da Odontologia adesiva surgiu com Buonocore (1955), quando demonstrou ser possível um determinado tipo de adesão entre o material restaurador e o dente. O BisGMA, o principal componente das bases orgânicas da maioria dos materiais resinosos odontológicos na atualidade, foi desenvolvido pouco tempo depois, por Bowen (1963). Os materiais adesivos, utilizados para restaurações estéticas e também para próteses adesivas com algumas ligas metálicas, foram se aprimorando, possibilitando sua ampla utilização na Odontologia.

O cimento de fosfato de zinco vem sendo utilizado por quase cem anos e sua confiabilidade reside na extensa documentação sobre suas propriedades físicas e mecânicas (ATTAR et al. 2003; CRISP; JENNING; WILSON, 1978; PHILLIPS et al. 1987), e sobre suas propriedades retentivas (ATTIA; KERN, 2004; AYAD; ROSENSTIEL; SALAMA, 1997; AZER et al., 2001; BROWNING et al., 2002; CONSANI et al., 2003), além de trabalhos que acompanharam seu desempenho clínico por muitos anos, como o de Margerit et al. (1996), mostrando grande estabilidade ao longo dos anos.

O rápido desenvolvimento tecnológico na Odontologia produz novos materiais em curto espaço de tempo. O cimento resinoso merece destaque entre eles devido a um forte apelo comercial por ser adesivo. Como qualquer material novo, necessita de estudos *in vitro* para respaldar seu uso clínico.

Na cavidade bucal, as restaurações estão sujeitas às variações de temperatura e às cargas geradas durante as funções do sistema estomatognático, que podem provocar a fadiga dos materiais. Esses fatores podem influir nas propriedades mecânicas dos agentes cimentantes e, conseqüentemente, na durabilidade da coroa protética.

Pesquisas laboratoriais podem simular dinamicamente essas condições clínicas, promovendo um processo de envelhecimento dos corpos de prova. Assim, de forma controlada, é possível prever o comportamento dos materiais odontológicos ao longo do tempo, à partir dos dados experimentais, e em um curto espaço de tempo, podem-se inferir os resultados que seriam obtidos após anos e anos de uso.

Grande parte das publicações utiliza a ciclagem, objetivando investigar a resistência dos materiais odontológicos (LIBMAN; NICHOLLS, 1995). Nesse contexto, os testes de fadiga são conduzidos até que ocorra a fratura ou deformidade plástica dos corpos de prova.

No entanto, poucos são os trabalhos que utilizam menor quantidade de ciclos, aquém dos valores limites de ruptura. Para melhor compreensão da influência das variações térmicas e das cargas oclusais na avaliação dos agentes cimentantes, é necessário que esses materiais sejam analisados durante o processo de fadiga, realizando os testes de tração antes que ocorra a fratura ou deformação decorrentes do próprio teste de fadiga.

O teste de tração provoca a ruptura do agente cimentante, após os testes de fadiga, resultando em falhas coesivas, adesivas ou mistas. A análise desses tipos de falhas auxilia na compreensão do comportamento dos agentes cimentantes em relação aos seus substratos.

A presente pesquisa objetivou avaliar o efeito das ciclagens térmica e mecânica na retenção de coroas metálicas fundidas, cimentadas com cimento de fosfato de zinco e resinoso, e analisar os tipos de falhas mais freqüentes apresentadas pelos cimentos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Por se tratar de um estudo que envolve dois cimentos e dois ensaios de fadiga, a revista da literatura foi dividida em tópicos: cimentos e ensaios de fadiga.

2.1 Cimentos

O sucesso clínico das próteses está intimamente relacionado ao procedimento de cimentação. Embora o estabelecimento de formas otimizadas de retenção e resistência no preparo dental seja de extrema importância, o cimento odontológico deve ser utilizado para atuar como barreira contra a infiltração bacteriana, selando a interface entre o dente e a restauração, unindo-os por algum meio de interação superficial, seja ela mecânica e/ou química (CAMPOS et al., 1999; DIAZ-ARNOLD; VARGAS; HASSELTON, 1999; SCHILLINGBURG et al., 1998; TJAN; SARKISSIAN, 1986).

Deve ainda apresentar união tanto aos tecidos dentais como às ligas metálicas, ser insolúvel em saliva, possuir manipulação simples, com bom tempo de trabalho, se apresentar como uma película fina, ser radiopaco e compatível biologicamente com o órgão pulpar (ADACHI, 1996). Segundo Yamashita et al. (1998), uma das funções mais significativas da película cimentante é a de diminuir

a deformação das restaurações durante a função. Segundo os autores, essa deformação seria responsável pelo início e propagação da fratura do cimento.

O cimento de fosfato de zinco vem sendo utilizado por quase cem anos. Sua composição básica é de 90% de ZnO e 10% MgO, enquanto o líquido contém 67% de ácido fosfórico, tamponado com alumínio e zinco. O conteúdo de 33% de água controla a ionização do ácido. Se corretamente manipulado, resulta em uma espessura de película fina e clinicamente aceitável, cerca de 25 μ m de espessura, segundo especificação nº 96 (ADA), além de adequada resistência aos esforços mastigatórios, cerca de 80 a 110 MPa de resistência à compressão e tenacidade de 5 a 7 MPa, segundo Smith (1983). Não há adesão química a nenhum substrato, ou seja, seu selamento é dado somente por imbricamento mecânico (PHILLIPS, 1982; CRAIG; POWERS, 2002; DIAZ-ARNOLD; VARGAS; HASSELTON, 1999); por isso, as características geométricas do preparo dentário são críticas para o seu sucesso.

A confiabilidade desse cimento valida seu uso e indicação até hoje, em casos como os de fixação de pinos pré-fabricados ou fundidos, coroas, inlays e onlays metálicas e próteses parciais fixas.

Tal confiabilidade e amplo uso vêm de uma vasta documentação sobre suas propriedades físicas e mecânicas (ATTAR et al., 2003; CRISP; JENNINGS; WILSON, 1978; KENDZIOR; LEINFELDER; HERSHEY, 1976; LI; WHITE, 1999; MITCHEM; GRONAS, 1978; PHILLIPS et al., 1987; SERVAIS; CARTZ, 1971; TJAN et al., 1980; WILSON, 1976; YAMASHITA et al., 2000) e sobre as propriedades retentivas (ATTIA; KERN, 2004; AYAD; ROSENSTIEL; SALAMA, 1997; AZER et al., 2001; BROWNING et al., 2002; CONSANI et al., 2003;

DEWALD et al., 1987; DIAZ-ARNOLD; VARGAS; HASSELTON, 1999; ERGIN; GEMALMAZ, 2002; FONSECA et al., 2004; GUNDLER; LOCKOWANDT; ERHARDSON, 1993; HORMATI; DENEHY, 1981; PIEMJAI, 2001; ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998; WORLEY; HAMM; VON FRAUNHOFER, 1982; ZIDAN; FERGUSSON, 2003), além de trabalhos que acompanharam seu desempenho clínico por muitos anos, como o de Margerit et al. (1996). Este último analisou a estrutura química do cimento de fosfato de zinco colhido de 27 próteses fixas com tempo de uso que variava de 2 a 43 anos. Seus resultados mostraram grande estabilidade desse cimento ao longo dos anos.

Os cimentos resinosos são variações de resinas de BIS-GMA e outros metacrilatos. Segundo a especificação nº 27 (ANSI/ADA ISO 4049), esses cimentos podem ser classificados pelo seu modo de polimerização, que pode ser através de reações químicas, fotoativadas, ou da combinação de ambas. Sua adesão ao esmalte ocorre através de um imbricamento micromecânico da resina aos cristais de hidroxiapatita e à superfície do esmalte condicionada com ácido. Sua adesão à dentina é mais complexa, envolvendo a penetração de monômeros hidrofílicos através de uma camada de colágeno, cobrindo parcialmente a apatita desmineralizada da dentina condicionada (DIAZ-ARNOLD; VARGAS; HASSELTON, 1999).

Essa adesão é obtida pela infiltração da resina dentro da dentina condicionada, produzindo um imbricamento micromecânico, abaixo da camada híbrida ou zona de interdifusão da resina (CRAIG; POWERS, 2002).

O cimento resinoso adesivo de polimerização dual (fotoativação e ativação química) é um cimento fosfonado, apresentado em pasta base e catalisadora

contendo BIS-GMA com carga inorgânica de partículas de quartzo silanizado (WHITE; YU, 1993). A molécula fosfonada é muito sensível ao oxigênio, por isso, um gel próprio deve ser aplicado sobre as margens da restauração cimentada até que ocorra a polimerização. A terminação fosfato da molécula fosfonada reage com o cálcio do dente e com o óxido do metal.

Craig e Powers (2002) relatam baixa adesão desses cimentos à dentina (4,1 MPa) quando comparados com sua adesão às ligas de NiCr jateadas com partículas de óxido de alumínio (24,0 MPa). Osman, Hashem e Nathanson (1994), comparando a adesão de ligas de NiCrBe a diferentes substratos (dentina, ionômero de vidro e amálgama) com 3 cimentos resinosos (Panavia EX, Infinity e C&B Metabond), encontraram a menor adesividade para o substrato dentinário, assim como Barkmeier e Cooley (1992).

Sua capacidade para assentamento de coroas tem sido investigada, pois a espessura da película parece ser maior que as demais classes de cimento (WHITE; YU, 1993) embora Tjan e Li (1992) afirmassem o contrário.

A cautela em relação ao seu uso para fixação de restaurações fundidas, rotineiramente, tem estreita ligação com as incertezas acerca das suas propriedades (ATTAR; TAM; MCCOMB, 2003; BRUKL; NICHOLSON; NORLING, 1985; DUKE; PLATT, 2000). Em vista desse fato, pesquisas foram feitas com o objetivo de estudá-las. Conhecer suas propriedades é saber como se comportarão clinicamente.

A contração de polimerização dos cimentos resinosos, segundo Verzijden et al. (1992), pode levar ao rompimento da união metal/cimento já nos primeiros estágios após a cimentação da prótese. Durante a polimerização dos cimentos

resinosos, as tensões geradas pela contração competem com a resistência adesiva da união cimento/substrato. Caso a tensão de contração exceda a essas duas, teremos falhas coesivas ou adesivas do cimento ocorrendo espontaneamente. Portanto, visando pouca ou nenhuma contração de polimerização, uma película cimentante fina é desejável para os cimentos resinosos. Observaram também que a capacidade de molhamento da superfície desses cimentos foi decisiva na união proporcionada e que a rugosidade superficial excessiva das ligas pode ter dificultado a intimidade no contato com o substrato, promovendo o aprisionamento de ar, que influi negativamente na sua polimerização.

White e Yu (1993) estudaram as características de 6 cimentos resinosos, quanto à carga inorgânica, resistência à compressão, resistência à tensão diametral, espessura de película e dureza Knoop. A quantidade de carga inorgânica e as propriedades físicas variaram largamente entre os materiais estudados. Um deles continha tão pouca carga que sua resistência à tensão diametral não pode ser mensurada (C&B Metabond – Sun Medical Japan), enquanto os demais materiais apresentaram alta resistência. Os cimentos Thin Film Cement (Den Mat), Panavia EX (Kuraray Japan) e All Bond Crown and Bridge Cement (Bisco Dental Products) apresentaram espessura de película maior que o valor recomendado por especificações estabelecidas para agentes cimentantes (ADA). O material Biomer (LD Caulk) apresentou tempo de polimerização acima de 10 minutos. O único material a apresentar boa resistência à compressão, à tensão diametral e adequada espessura de película foi o Infinity (Den Mat).

Fraga, Luca-Fraga e Pimenta (2000) pesquisaram propriedades físicas de 3 cimentos resinosos (Enforce – Dentsply, Dual Cement – Vivadent, Resin Cement – 3M) em comparação com o fosfato de zinco (SS White). A fluidez, degradação hidrolítica e radiopacidade dos materiais foram comparadas. Não houve diferenças significantes entre os grupos no teste de fluidez. O fosfato de zinco apresentou maior degradação hidrolítica e maior radiopacidade. Os resultados sugerem que os cimentos resinosos possuem boas propriedades físicas, entretanto seu uso clínico deveria ser dependente de regras básicas relacionadas aos procedimentos de adesão.

No que concerne às propriedades mecânicas dos cimentos, Li e White (1999) comparando 8 cimentos (fosfato de zinco, policarboxilato, ionômero de vidro, ionômero de vidro encapsulado, ionômero de vidro modificado por resina, e 2 tipos de cimento resinoso) avaliaram o módulo de elasticidade em função do tempo de armazenamento. Concluíram que há uma variação grande de comportamento entre os diferentes materiais analisados e que os cimentos resinosos (Panavia 21 e ScotchBond) e os ionômeros modificados (Vitremer e Infinity) apresentaram o menor módulo de elasticidade. O cimento de fosfato de zinco e o ionômero de vidro convencional fraturaram sem nenhuma deformidade plástica mensurável.

Com relação aos efeitos da armazenagem em água sobre as propriedades mecânicas dos cimentos resinosos, parece haver um conflito de opiniões. Ortengren et al. (2000) afirmaram que a água exerce um importante efeito sobre a resistência flexural de um cimento resinoso após 60 dias de armazenagem, assim como Cattani-Lorente et al. (1999) observaram a mesma resposta com o cimento

de ionômero de vidro modificado com resina. McCabe (1998) afirmou, no entanto, que o armazenamento em água provoca um pequeno decréscimo na resistência flexural, não se refletindo de maneira negativa em longos períodos. Observou também esse mesmo comportamento para a resistência à compressão. Segundo Oysaed e Ruyter (1986), Söderholm (1981), Söderholm e Roberts (1990), o que provavelmente parece ser um fator que influencia as propriedades mecânicas, ao menos em períodos longos de observação, é a corrosão das partículas inorgânicas da matriz durante exposição prolongada à água.

As características observadas nesses trabalhos, no entanto, devem ser consideradas com ressalva. Os resultados foram obtidos em água destilada, o que implica dizer que não se repetirão necessariamente no meio bucal (ANSTICE; NICHOLSON, 1992). O trabalho de Philips et al. (1987) sobre a degradação *in vivo* de cimentos já afirmava isso, reconhecendo que testes laboratoriais não são confiáveis para se predizer o nível de degradação de cimentos na boca.

Cimentos resinosos apresentaram maior resistência flexural e compressiva, segundo Piwowarczyk e Lauer (2003). Seu estudo determinou o efeito da armazenagem em água (água destilada a 37°C por 24 horas e 150 dias) sobre essas propriedades em 12 cimentos diferentes. Concluíram também que a influência do método de polimerização (fotopolimerização ou polimerização dual) é nula sobre as propriedades mecânicas, após 150 dias de armazenagem em água. A resistência flexural e compressiva são somente duas características a se conhecer de um cimento, mas cruciais. Um cimento resistente distribui melhor as tensões, tem uma probabilidade menor de falha e grande possibilidade de atingir o sucesso clínico. Biocompatibilidade, sensibilidade pós-operatória, performance

clínica, estética e facilidade de trabalho são outros fatores a serem considerados na escolha de um cimento.

Attar, Tam e McComb (2003), reconhecendo a necessidade da realização de estudos dos cimentos odontológicos em relação às suas propriedades mecânicas e físicas, pesquisaram a resistência flexural, o módulo de elasticidade, radiopacidade e o pH de 5 agentes cimentantes (ionômero de vidro – Fuji, ionômero de vidro modificado – Rely X Vitremer 3M, cimento resinoso dual – Calibra Dentsply-Caulk e Rely X Adhesive 3M, cimento resinoso autopolimerizável – Crown-Bridge Cement Bisco). O cimento de fosfato de zinco (Flecks) foi utilizado como controle. Todos os cimentos resinosos tiveram maior resistência flexural. O fosfato de zinco teve o maior valor para o módulo de elasticidade e o ionômero de vidro modificado, o menor. O cimento mais radiopaco foi o fosfato de zinco. O pH mais baixo registrado no início da reação de presa foi o do ionômero de vidro convencional (1,5). O do fosfato foi de 2,2, mas após 24 horas foi o mais alto (6,8). O pH dos cimentos resinosos variou de 4,4 a 5,5. Concluíram que os cimentos resinosos de polimerização dual mostraram uma ótima combinação de propriedades mecânicas e físicas, significativamente melhores que a dos demais cimentos.

Outro aspecto relevante, em um estudo que caracterize um cimento odontológico, é a análise desse material quanto à sua capacidade retentiva ser suficiente para suportar as condições encontradas no meio bucal. Clinicamente, o cimento deve suportar as tensões provenientes da mastigação, deglutição por muitos anos, em um meio aquecido e úmido. Essas tensões podem causar tanto deformações transitórias como permanentes, fraturas marginais, degradação

superficial, enfim, podem reduzir a durabilidade de um trabalho restaurador (SMALES; WEBSTER, 1993). A umidade a que fica exposto nesse meio causa a degradação hidrolítica, que com o tempo leva à deterioração do selamento marginal periférico das restaurações, segundo Söderholm (1981), fruto do contato do cimento adesivo com a água, que reage com a matriz da resina contida nesses materiais.

Quando se pensa em termos da relevância clínica desses resultados, devemos levar em conta que as condições dos procedimentos de teste diferem sob diversos aspectos das condições *in vivo*. Entretanto, a grande diversidade de materiais disponíveis no mercado de cimentos odontológicos obriga que sejam testados e suas propriedades mecânicas e físicas conhecidas, antes de sua utilização clínica (PIWOWARCZYK; LAUER, 2003).

E com essa grande responsabilidade, trabalhos foram realizados, como o estudo de Black e Charlton (1989), que compararam a retenção de coroas de ouro em dentes humanos utilizando 8 cimentos (cimento resinoso Panavia EX, dois cimentos de ionômero de vidro, dois cimentos de policarboxilato, dois cimentos de fosfato de zinco e um cimento de óxido de zinco e eugenol). As coroas foram então tracionadas e os resultados, obtidos. Todos os cimentos apresentaram a falha adesiva na interface cimento/dentina, com exceção dos cimentos de ionômero de vidro e policarboxilato. O cimento Panavia EX apresentou o maior valor de retenção.

Tjan e Li (1992) observaram que os cimentos resinosos Panavia EX e Comspan apresentaram melhor assentamento de coroas de ouro que o cimento de fosfato de zinco. Em relação à retenção, o Panavia mostrou-se superior aos

demais, mesmo em preparos com pouca retenção. Explicando melhor o assentamento, os autores afirmaram que o Panavia proporcionou menor espessura de película devido a sua baixa viscosidade. Observaram que a falha do cimento ocorreu na interface cimento/dentina para todos os corpos de prova, exceto para aqueles cimentados com Panavia, que apresentaram também a falha na interface do cimento com o metal.

Um estudo comparativo entre três cimentos, um resinoso, um ionômero de vidro e um fosfato de zinco, utilizados para fixação de coroas em preparos com pouca retenção, foi conduzido por Browning et al. (2002). Utilizaram molares extraídos que receberam preparos para coroa total com 3 mm de altura e grau de convergência de 28 graus (14° de cada parede axial). Essa condição aumenta a responsabilidade do cimento em prover retenção à coroa. A cimentação das fundições foi conduzida por um único operador, e os cimentos, manipulados conforme instruções dos fabricantes. A coroa foi assentada com uma carga de 5 kg por 10 minutos. A tração foi realizada por uma máquina de ensaios universais (Instron Corp.) a uma velocidade de 1,27 mm/minuto.

Para o cimento resinoso, a resistência à tração chegou a 843,1 N; para o cimento de ionômero de vidro, 448,5 N e, para o fosfato de zinco, 286,6 N. As falhas de retenção ocorreram na interface metal/cimento só para o cimento resinoso; tanto para o fosfato de zinco como para o ionômero de vidro, a falha aconteceu, predominantemente, na interface cimento/dentina. Concluíram que o cimento resinoso foi o mais resistente à tração, e o cimento de ionômero de vidro, significativamente melhor que o cimento de fosfato de zinco.

Em um trabalho que interagiu diferentes angulações de paredes axiais com o tipo de cimento, Zidan e Fergusson (2003) concluíram que os cimentos resinosos têm retentividade superior à dos cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro; se um cimento não tem propriedades adesivas ou é mecanicamente frágil, a angulação das paredes axiais do preparo exerce um papel fundamental na estabilidade e retenção dessas coroas; o tipo de cimento utilizado em preparos com 6° ou 12° não é crítico para retenção, ou seja, podem ser indicados tanto os convencionais como os adesivos, sem maiores conseqüências clínicas.

Por outro lado, recomendam incisivamente que, se o preparo for pouco retentivo, isto é, com mais de 24°, sejam selecionados os cimentos resinosos para compensar essa angulação das paredes axiais. Da mesma forma, Browning et al. (2002), sugerem que esse procedimento seja seguido no intuito de poupar o dente de um eventual tratamento de canal, com posterior restauração com pinos pré-fabricados ou retentores metálicos fundidos.

2.2 Ensaio de fadiga

Tanto os testes de ciclagem térmica como os ensaios de fadiga (ciclagem mecânica) têm por finalidade reproduzir, dinamicamente, a similaridade de certas condições bucais. Dessa forma, a durabilidade e o comportamento dos materiais odontológicos testados podem ser avaliados em um processo de envelhecimento,

isto é, em um curto espaço de tempo, podem-se inferir os resultados que seriam obtidos após anos e anos de uso.

Existem muitos trabalhos que estudaram a retenção de coroas somente pelo teste de tração, sem que qualquer teste dinâmico de envelhecimento fosse aplicado. As variáveis foram a angulação do preparo, tipos de cimentos, materiais do núcleo, material da coroa e rugosidade da superfície, tanto do preparo como da face interna da restauração (AYAD; ROSENSTIE L; SALAMA, 1997; BROWNING et al., 2002; FONSECA et al., 2004; HORMATI; DENEHY, 1981; PIEMJAI, 2001; ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998; WORLEY; HAMM; VON FRAUNHOFER, 1982; ZIDAN; FERGUSON, 2003).

Tjan et al. (1980) pesquisaram os efeitos da ciclagem térmica sobre o selamento marginal de coroas totais cimentadas com fosfato de zinco e cimento de poliacarboxilato em dentes naturais preparados. Observaram que, durante a variação de temperatura (4° e 60°C por 2500 ciclos), todos os espécimes apresentaram microinfiltração marginal e as coroas cimentadas com fosfato de zinco, menor grau de infiltração que as cimentadas com poliacarboxilato. Concluíram que a causa da microinfiltração foi aparentemente multifatorial.

Segundo Crim e Garcia-Godoy (1987), a ciclagem térmica não precisa ser de longa duração, sendo efetiva em demonstrar a microinfiltração em curto espaço de tempo. A respeito do tempo que os corpos de prova devem permanecer submersos nas diferentes temperaturas, Valle e Souza (1995) afirmaram que não é necessário mais do que 1 minuto. O equilíbrio térmico entre um corpo e um fluido depende de vários fatores, dentre eles a movimentação do fluido e o intervalo de temperatura considerado. Sua metodologia consistiu em registrar o

tempo para alcançar o equilíbrio em banho quente (45°, 55° e 60°C) e em banho frio (5°C) de um corpo de prova em metal e de um dente natural, com duas intensidades de circulação da água dos banhos (alta e baixa). Observaram que o tempo de 60 segundos foi suficiente para que o equilíbrio térmico fosse atingido no corpo de prova metálico mas, no dente, o tempo foi insuficiente somente para a temperatura de 60°C com baixa circulação.

Arcoria et al. (1990) examinaram os efeitos de 4 pequenas reentrâncias eqüidistantes feitas com instrumento rotatório esférico de aço na superfície de dentes (grupo 1) ou na superfície interna de suas respectivas coroas metálicas (grupo 2), na região de encontro de suas faces axiais e à meia distância entre a linha cervical e a face oclusal. O cimento de ionômero de vidro foi utilizado para fixá-las. A metade de cada grupo não recebeu as reentrâncias para servir de controle. Metade dos dentes de cada preparação foi termociclada (4°C e 60°C por 5040 ciclos), sendo a outra metade mantida em água a 37°C pelo mesmo período de tempo em que a ciclagem térmica ocorria. Logo após, os corpos de prova foram submetidos ao teste de tração (Instron Corp. – velocidade de deslocamento de 0,012cm/min). Os resultados permitiram aos autores concluir que a colocação estratégica de pequenas reentrâncias, tanto na face interna das coroas como na superfície externa dos dentes, aumentou significativamente a retenção de coroas cimentadas com o cimento de ionômero de vidro utilizado (GC International). A termociclagem não influenciou a retenção das coroas nesse estudo.

Campos et al. (1999) estudaram a infiltração marginal de agentes cimentantes em coroas metálicas fundidas, utilizando dois cimentos diferentes, a

saber, o fosfato de zinco e o cimento resinoso Panavia 21. As amostras, 20 dentes naturais preparados munidos de suas coroas fundidas em NiCr, foram submetidas à ciclagem térmica (5°C e 55°C por 700 ciclos) e posterior banho de imersão em solução de azul de metileno a 0,5%. Houve diferença significativa entre os dois cimentos testados, sendo que 100% das amostras cimentadas com fosfato de zinco apresentaram infiltração atingindo dentina e polpa, e 100% das amostras cimentadas com Panavia 21 não apresentaram infiltração.

Tirado et al. (2001) utilizaram-se da ciclagem térmica para avaliar a dureza e resistência à fratura de materiais para construção de núcleos. Os materiais utilizados foram o Fluorocore, VariGlass VLC, Valaint PhD, Vitremer e Chelon-Silver. A ciclagem durou 2000 ciclos (3°C e 60°C) em banhos de 30 segundos. Os resultados mostraram que o material Fluorocore teve a maior resistência à fratura, tanto após a termociclagem como no grupo controle, que não passou por esse teste. Chelon-Silver obteve os menores resultados de resistência à fratura. Quanto à dureza dos materiais, o método utilizado fraturou todas as amostras e somente uma relação moderada entre resistência à fratura e dureza foi estabelecida. Esses resultados sugerem que a termociclagem afetou negativamente a resistência à fratura e a dureza dos materiais testados.

Preparos com pouca retenção devido à altura e grande convergência de paredes axiais foram relacionados com as propriedades retentivas de 5 diferentes cimentos odontológicos sobre uma liga nobre (AuAgPd) e uma de metal básico (NiCr) por Ergin e Gemalmaz (2002). Os espécimes foram ciclados termicamente (5°C e 55°C por 5000 ciclos de 30 segundos cada) após 24 horas de armazenagem em água a 37°C. O teste de tração foi aplicado a uma velocidade

1mm/minuto e os resultados mostraram que para somente 1 cimento (Avanto), a retenção foi menor para coroas de NiCr. Concluíram que, com exceção do cimento Avanto, um cimento resinoso, todos os demais cimentos obtiveram melhor retenção com coroas de NiCr do que com coroas AuAgPd.

Walker, Spencer e Eick (2003) estudaram as mudanças nas propriedades flexurais do cimento resinoso Panavia F sob envelhecimento em meio aquoso, com e sem a ciclagem mecânica. A ciclagem mecânica, feita por uma máquina de ensaios universais (Instron Corp.), que aplicou cargas de compressão aos corpos de prova, produziu um aumento no módulo flexural sem efeitos significantes sobre a resistência flexural, ao contrário da ciclagem térmica, que produziu um significativo declínio na resistência flexural sem afetar o módulo flexural. Evidências levaram os autores a crer que, após os dois testes, a degradação inicial pode ser relacionada à falha de união na interface entre a resina e sua carga inorgânica. Tal fato poderia, segundo os autores, explicar a falha coesiva do cimento.

Consani et al. (2003) abordaram a resistência à tração de coroas metálicas fixadas com diferentes cimentos e submetidas à ciclagem térmica. Utilizaram-se de 72 dentes bovinos preparados para receber coroas totais metálicas fundidas em NiCr. Os preparos tinham 8° de conicidade e acabamento cervical em ombro reto, ombro biselado (20°) e ombro chanfrado (45°). As coroas foram separadas em 3 grupos de 8 elementos de acordo com os cimentos: fosfato de zinco, ionômero de vidro modificado por resina e resinoso, e submetidos à ciclagem térmica (5°C-55°C por 500 ciclos). A retenção foi avaliada de acordo com a carga de tração necessária para separar a coroa do preparo (Instron Corp. com

velocidade de 0,5 mm/minuto). A retenção mais eficiente foi a do cimento resinoso, independente do tipo de terminação.

Testes de fadiga podem ser conduzidos basicamente de duas maneiras. Uma delas é programando um determinado número de ciclos, geralmente acima de 10^6 , até que o objeto de estudo se rompa, fracture, isto é, até que aconteça algum tipo de falha. A outra, é o monitoramento de um processo de fadiga. Nesse caso, um número de ciclos bem inferior àquele que corresponderia à falha é utilizado, o teste é interrompido e uma leitura é feita. O processo se repete, e o único fator a se variar é o número de ciclos, que aumenta gradativamente, até que se atinja o valor que representa a falha do corpo de prova. Dessa forma, obtêm-se dados do comportamento do material estudado durante o processo de fadiga, até que ocorra sua falha (WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995).

Os trabalhos descritos a seguir mostram o teste de ciclagem mecânica utilizado para estudo da previsão de durabilidade de um material.

Kovarick, Breeding e Caughman (1992) estudaram três materiais diferentes de núcleo, o amálgama, a resina composta e o ionômero de vidro, utilizados com pinos pré-fabricados de aço inoxidável sob coroas metálicas cimentadas com fosfato de zinco. A máquina de ensaios mecânicos consistia em uma barra impulsionada por um motor elétrico. Essa barra permanecia em contato direto com a coroa, e carregava-a tanto no sentido vertical como no horizontal, por um milhão de ciclos, ou até que houvesse alguma falha. A carga utilizada foi a de 75 libras e a frequência foi de 60 ciclos por minuto. A análise dos corpos de prova partiu da inspeção de um corte transversal, e permitiu constatar falhas como fratura do

núcleo, do dente, do pino ou falha no cimento, que soltou a coroa. Os melhores resultados foram para o amálgama.

Gundler, Lockowandt e Erhardson (1993) estudaram a relação entre a retenção de coroas e a ciclagem mecânica. Foram utilizadas coroas metálicas fundidas cimentadas sobre preparos em dentes naturais com três angulações diferentes (20° , 40° e 60°) e com dois tipos de superfície, lisa e rugosa. Para a ciclagem mecânica foi desenvolvido um aparato acionado por ar comprimido, um atuador de dupla ação que movimentava verticalmente uma barra. Essa força era transmitida aos corpos de prova através de pinos presos equidistantes na barra. Aplicava uma força máxima de 700 N e uma mínima de 50 N, a uma frequência de 2 Hz (2 ciclos por segundo), até que as coroas se soltassem ou atingissem a marca de 10^6 ciclos. Concluíram que a melhor retenção ocorreu nas coroas de menor angulação (20°) independente do tipo de superfície.

Junge et al. (1998) estudaram o número de ciclos necessários para falha preliminar de coroas cimentadas com 3 diferentes tipos de material sobre dentes naturais. Falha preliminar foi considerada o primeiro deslocamento da coroa durante o teste, acusada por um sensor elétrico (strain gauge) acoplado a ela. A carga do teste cíclico foi de 1,5 kg a uma frequência de 72 ciclos por minuto. Os cimentos utilizados foram o fosfato de zinco (Fleck's Mizzy), o ionômero de vidro modificado (Vitremer Luting Cement 3M) e o cimento resinoso (Scotchbond Multipurpose Plus Dental System 3M). As coroas fixadas com cimento resinoso apresentaram o maior número de ciclos em relação às coroas fixadas com os demais cimentos, não havendo diferenças significativas entre o fosfato de zinco e o ionômero de vidro modificado.

Mannocci, Ferrari e Watson (2001) investigaram o selamento obtido com pinos pré-fabricados de fibra de carbono com núcleos de resina composta através da imersão desses corpos de prova em solução de rodamina B por 48 horas, após ciclagem mecânica (300.000 ciclos a uma frequência de 2 ciclos por segundo em ambiente úmido e a uma intensidade de 125N). Concluíram que o pino cimentado com All Bond 2 apresentou menor infiltração que os cimentados com Panavia 21, Panavia F e cimento de fosfato de zinco.

Nikaido et al. (2002) utilizaram-se de uma máquina que permitia a combinação de ciclagem térmica e mecânica para avaliar, pelo teste de microtração, a adesividade do Clearfil Linerbond à dentina. Foram estudadas duas situações: o grupo A teve a coroa cortada perpendicularmente ao seu longo eixo, passando logo em seguida por um polimento; o adesivo foi aplicado e três camadas de resina AP-X foram fotopolimerizadas, a uma altura de 5mm. O grupo B recebeu cavidades classe I (4mm de comprimento X 2mm de altura X 2mm de largura). A carga utilizada para atingir os corpos de prova foi de 50N por 50.000 ciclos, e a variação de temperatura dos banhos foi de 50°C (5°C e 55°C) com duração de 30 segundos em cada temperatura. Houve um intervalo de tempo de 10 segundos entre um banho e outro para garantir o esvaziamento do compartimento antes que fosse novamente preenchido com água em outra temperatura. Essa máquina comporta um corpo de prova por vez. Concluíram que os testes de envelhecimento combinados diminuíram significativamente a resistência à tração no grupo B, ao contrário do grupo A, onde nenhuma diferença foi observada.

Pesquisas também foram feitas combinando os dois testes, no sentido de se aproximarem mais das condições reais.

O trabalho de Garey et al. (1994) comparou os efeitos da termociclagem, ciclagem mecânica e contaminação por sangue humano na retenção de pinos cimentados em implantes (teste de tração – Instron Corp.) com formato de raiz com cimentos diferentes, quatro deles resinosos e um controle com fosfato de zinco. Cada grupo, cinco no total, foi dividido em dez corpos de prova para cada cimento, totalizando cinquenta deles para cada grupo, a saber, um controle, o que recebeu somente a ciclagem térmica (5 – 55°C por 2000 ciclos), o que recebeu somente ciclagem mecânica, o que recebeu a combinação das duas ciclagens e o que recebeu a contaminação com sangue humano e a combinação das ciclagens. Concluíram que a ciclagem mecânica diminuiu mais a retenção dos pinos do que a termociclagem. Combinadas, a redução da retenção foi maior, porém, quando associadas com a contaminação com sangue, houve uma diminuição maior ainda, sugerindo que o fator contaminação foi o mais influente de todos.

Drummond, Toepke e King (1999) também utilizaram a combinação dos dois testes, mas para pesquisar a retenção de pinos pré-fabricados de carbono e de aço rosqueável. Foram 4 os grupos analisados, sendo um controle, um termociclado, um ciclado mecanicamente e o último, no qual foram combinados os dois testes. A ciclagem térmica foi feita por 2000 ciclos (5°C e 63°C) e a ciclagem mecânica, por 2000 ciclos com uma carga compressiva que variava de 10 a 20 kg. O teste era interrompido caso houvesse fratura do pino, do dente ou caso o pino se soltasse. Após essa etapa, os pinos foram tracionados a uma velocidade de deslocamento de 2mm/min. Não houve diferenças significantes entre os dois tipos

de pinos quanto à retenção, embora todos os corpos de prova com pino de carbono tenham falhado no teste de carregamento mecânico.

Attia e Kern (2004) investigaram a influência de diferentes agentes cimentantes e a ciclagem mecânica na presença de umidade sobre a carga de fratura de coroas totalmente cerâmicas prensadas. Os sistemas comparados foram o IPS-Empress 2, ProCad e o Cerec 3, e os cimentos utilizados, o Panavia F, Superbond C&B e ProTec CEM. Após uma semana de armazenagem, metade dos espécimes foi ciclada térmica (4°C e 58°C por 3500 ciclos com banhos de imersão de 1 minuto de duração) e mecanicamente (600.000 ciclos compressivos de 49 N com componente lateral de 0,3 mm). Após a ciclagem, os corpos foram submetidos ao teste de fratura (carga compressiva de avanço – velocidade de 1 mm/minuto) até que a coroa fraturasse. A ciclagem mecânica reduziu a resistência à fratura do ProCad cimentado com Superbond C&B de 987,2 para 786,0 N; com o cimento ProTec CEM, a redução foi de 914,4 N para 630,7 N. Para a combinação Panavia F, Empress 2 e ProCad, não houve diferenças significantes.

Bedran-de-Castro et al. (2004) avaliaram o efeito da ciclagem térmica (5° e 55°C por 2000 ciclos) e mecânica (50 N a uma frequência de 2Hz por 100.000 ciclos) na resistência de união de restaurações classe II. A máquina utilizada foi a de Leinfelder, consistindo de 4 cilindros de aço inoxidável com êmbolos impulsionados por molas. À frente desses cilindros, pontas de poliacetal transmitiam a força. Após os testes de envelhecimento, procedeu-se ao teste de microtração, que confirmou a hipótese de que as ciclagens térmica e mecânica influenciaram na resistência de união, diminuindo-a, principalmente quando combinadas.

3 PROPOSIÇÃO

A fim de avaliar o comportamento dos agentes cimentantes frente aos processos de envelhecimento, esta pesquisa se propôs a:

3.1 – Estudar os efeitos das ciclagens térmica e mecânica sobre a retenção de coroas metálicas fundidas e cimentadas com dois tipos de cimento: fosfato de zinco e resinoso.

3.2 – Classificar o tipo de falha dos cimentos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

GRUPOS	DESCRIÇÃO DOS ESPÉCIMES
Fosfato	1) 5 dentes preparados com coroas fixadas com o cimento fosfato de zinco + CT + CM +TC
	2) 5 dentes preparados com coroas fixadas com o cimento fosfato de zinco + TC
Panavia	1) 5 dentes preparados com coroas fixadas com o cimento resinoso + CT + CM +TC
	2) 5 dentes preparados com coroas fixadas com o cimento resinoso +TC

Quadro 4.1 – Delineamento experimental; CT – ciclagem térmica; CM – ciclagem mecânica; TC – tração da coroa

4.2 Seleção dos dentes

Neste estudo foram utilizados 20 dentes, terceiros molares, obtidos no Banco de Dentes Permanentes Humanos da FOUSP-SP (Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – SP). Os critérios de inclusão dos dentes para a pesquisa foram: dentes que tivessem no mínimo 10mm de diâmetro

na sua porção mais cervical, medido pelas faces proximais do dente com paquímetro digital (Mitutoyo), e ausência de lesões de cárie. Este trabalho foi submetido e aprovado pelo Conselho de Ética em Pesquisa da FOU SP (Anexo A - CEP protocolo 52/04).

4.3 Padronização dos corpos de prova

Para esta etapa, os 20 dentes foram, primeiramente, incluídos em tubos de PVC (Tigre S.A São Paulo-Brasil) de 15 mm de diâmetro, seccionados com 15 mm de altura em um torno mecânico.

Foram feitos, nas raízes, cortes paralelos entre si e perpendiculares ao longo eixo do dente (Figura 4.1) com um disco de carborundum, montado em motor de bancada sob refrigeração de ar e água, visando aumentar a superfície de contato das raízes para melhor retê-las na resina acrílica.



Figura 4.1 - Corte na raiz do dente



Figura 4.2 - Dente incluído no tubo de PVC

A fixação dos espécimes nos tubos foi feita com resina acrílica de ativação química (JET acrílico autopolimerizante. Artigos Odontológicos Clássico Ltda. Brasil), posicionando-se a coroa do dente externamente ao tubo (Figura 4.2).

Utilizando uma máquina (Figura 4.3) de corte para corpos de prova (LabCut – Extec USA), a face oclusal dos espécimes foi cortada no sentido transverso ao seu longo eixo, até que todo o esmalte fosse removido (Figura 4.4).



Figura 4.3 - LabCut

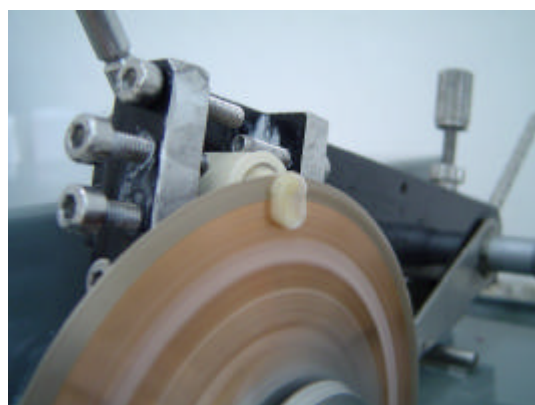


Figura 4.4 - LabCut: corte da oclusal do dente

Em seguida, os dentes foram torneados em formato cilíndrico de 8mm de diâmetro por 6mm de altura a uma velocidade controlada e sob constante refrigeração por água (Figura 4.5).



Figura 4.5 - Corpo de prova (vista lateral)

4.3.1 Preparo protético dos espécimes

O preparo protético dos espécimes foi realizado por dispositivo desenvolvido por Sagara (2001), que permitiu a padronização dos preparos nas seguintes medidas: 4mm de altura, 20° de convergência e término em lâmina de faca (Fig.7). O instrumento diamantado rotatório utilizado foi o tronco cônico de ponta ogival de granulação média (FG 3100 lote 010816 – KG Sorensen Ind. Com. Ltda. Barueri SP), acoplado a uma turbina de alta rotação (NSK – Japan) fixada à haste vertical do dispositivo. Foram utilizados 20 instrumentos diamantados rotatórios novos, um para cada preparo.



Figura 4.6 - Dispositivo de preparos

Na base superior da resina contida no tubo de PVC, próxima ao dente preparado, foi feita uma perfuração de 1 mm de profundidade, que posteriormente servirá como guia na cimentação da coroa fundida.

4.4 Obtenção das coroas fundidas

Os preparos foram moldados com um silicone próprio para uso em laboratórios de prótese (Stern-Tek™ Duplicating Material – Sterngold Restorative Systems – Germany), silicone este de adição de alta precisão, utilizado para duplicar modelos de gesso (Figura 4.7). Esse material cumpre as especificações da ADA número 20, ISO 4823:1992, tipo 3, segundo o fabricante.



Figura 4.7 - Silicone Stern Tek



Figura 4.8 - Muralha de cera

Uma muralha de cera 7 (Polidental Ind. E Com. Ltda., São Paulo –BR) foi confeccionada para conter o material de moldagem (Figura 4.8). Os corpos de prova foram identificados por números para que sua respectiva cópia em gesso fosse localizada.

Gesso especial tipo IV (Elite Rock™ – Zhermack SpA - Italy) foi espatulado a vácuo (marca) na proporção água/pó de 20 mL/100g e vertido dentro do molde sob vibração de um aparelho (Vibramold – Duque de Caxias RJ Brasil).

O enceramento das coroas foi feito em cada um dos troquéis, de modo que tivesse altura e espessura padronizadas por uma matriz confeccionada em torno mecânico. Essa matriz foi feita a partir de um cilindro de poliacetal com 20 mm de

diâmetro externo, cortado ao meio, longitudinalmente, contendo internamente o dimensionamento externo da coroa protética. Uma projeção de 2,0 mm ao redor de toda a coroa foi necessária para permitir seu encaixe ao dispositivo de fixação da máquina de tração. Primeiramente, uma das metades era adaptada no modelo de gesso, tomando-se o cuidado para que ficasse em contato com a base superior. Em seguida, encaixava-se a outra metade, reconstruindo a matriz.

A cera (Schüler Dental Ulm, Bremhen – Germany) foi vertida dentro dessa matriz que fixava o corpo de prova em seu interior. Inicialmente, uma fina camada de cera foi vertida sobre o troquel devidamente isolado (Isolit – Degussa-Hüls S.A. São Paulo - BR). Todas as coroas tinham como medidas 9,0 mm de largura e 6,0 mm de altura. Após o resfriamento da cera, o excesso na face oclusal foi desgastado por uma lâmina comum de estilete, a fim de nivelá-la com a parte superior da matriz. Assim, obteve-se uma superfície plana e paralela às bases superior e inferior do cilindro de fixação do corpo de prova.

Foi confeccionada uma alça, partindo da lateral do padrão de cera e encaixando-se na perfuração previamente confeccionada na base superior da resina de fixação do dente. Essa alça serviu como guia de posicionamento da coroa, durante a cimentação.



Figura 4.9 - Coroa fundida



Figura 4.10 - Corte no guia

Cada padrão foi identificado quanto ao seu troquel de origem, antes da sua inclusão e fundição com liga de NiCr (Wiron 99 CE 0044DIN EM ISSO 9693 - Bego bremer goldschalagerei Wilt. Herbst GmbH & Co.-Wilhelm-Herbststr. 1-D28359Br) (Figura 4.9).

Um exame da parte interna das coroas foi realizado com uma lupa de 10 aumentos, para identificação de possíveis nódulos, derivados da etapa de inclusão no revestimento. Quando identificados, os nódulos foram removidos com instrumento cortante rotatório diamantado esférico (KG Sorensen nº1090). Com auxílio de um silicone fluido (Xantopren Plus® - Kulzer) o ajuste de assentamento foi concluído, como preconiza a Disciplina de Prótese Parcial Fixa da FOU SP. O guia teve um corte feito com um disco de carborundum, o suficiente para que não se soltasse da coroa, e para que, após sua cimentação, fosse facilmente removido (Figura 4.10).

Em seguida, as coroas foram submetidas a um jato de óxido de alumínio de 50µm. Após a lavagem dos preparos com tergentol (Biodinâmica), procedeu-se à cimentação.

4.5 Cimentação das coroas fundidas

A cimentação das coroas foi realizada, randomicamente, com dois tipos de cimento: fosfato de zinco (SS White) e Panavia F™ (Kuraray Medical Inc. Japan).

Como a cimentação é um passo crítico, cuidados técnicos foram tomados para evitar conseqüências futuras na leitura do arrancamento. O cimento de fosfato de zinco (SS White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro BR) foi proporcionado, seguindo-se as recomendações do fabricante. Procedeu-se à manipulação do cimento com uma espátula 24 (Duflex - SS White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro BR) sobre uma placa de vidro durante 1 minuto e 30 segundos. O pó foi dividido em 6 porções, de $\frac{1}{2}$, $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{8}$, $\frac{1}{16}$ e duas de $\frac{1}{32}$. Pronto o cimento, foi levado à parte interna das coroas com um pincel 00 (Tigre S.A. São Paulo BR) e sobre o preparo, garantindo uma camada uniforme e reduzindo os excessos que poderiam impedir o correto assentamento.

A utilização do cimento resinoso Panavia FTM seguiu as instruções do fabricante. Segundo sua instruções de uso, porções iguais foram tiradas de duas bisnagas, uma contendo o catalisador e a outra, a base. Uma recomendação do fabricante aberta para que o cimento não seja depositado sobre o preparo, mas somente na parte interna da coroa. Isso porque o líquido primer sobre a dentina funciona como catalisador da reação de polimerização do cimento. Problemas com o assentamento da coroa poderiam acontecer devido à diferença de viscosidade entre o cimento dentro da coroa, mais fluido, e o da superfície do dente, menos fluido.

As coroas com cimento foram levadas ao preparo com auxílio do guia descrito anteriormente, e seu assentamento foi feito com uma massa de 5kg durante 10 minutos (BROWNING et al., 2002). Após a cimentação, os corpos de prova permaneceram imersos em água e em estufa a 37°C por 24 horas.

Metade deles (10 corpos de prova, sendo 5 cimentados com fosfato de zinco e 5 com cimento resinoso) foi submetida aos testes de envelhecimento ciclagem térmica (CT) e ciclagem mecânica (CM), antes do teste de tração das coroas (TC). A outra metade foi submetida ao TC sem que fossem cicladas térmica e mecanicamente, como grupo controle. Os grupos foram identificados pelo nome do cimento utilizado seguido do número 1 (experimental) ou do número 2 (controle) (Quadro 4.1).

4.6 Ciclagem térmica e ciclagem mecânica

O ensaio de ciclagem térmica foi realizado em uma máquina desenvolvida pela Ética Equipamentos Científicos, pertencente ao Laboratório de Pesquisas do Departamento de Prótese Dentária da FOU SP-SP.

Nesse ensaio os corpos de prova (grupos fosfato 1 e Panavia 1) foram imersos em água a duas temperaturas diferentes, de 5°C ($\pm 1^\circ\text{C}$) e 55°C ($\pm 1^\circ\text{C}$), em ciclos alternados de 1 minuto de duração cada, totalizando 700 ciclos.

Após esse ensaio, os corpos de prova foram incluídos em tubos de PVC (Tigre do Brasil) de $\frac{1}{2}$ polegada, para serem fixados na máquina de ensaios mecânicos (Fig.12). Um dispositivo de fixação dos corpos de prova foi confeccionado em plástico poliacetal para sua centralização e imobilização durante a polimerização da resina acrílica transparente (JET acrílico autopolimerizante. Artigos Odontológicos Clássico Ltda. Brasil). Uma pequena

porção foi vertida inicialmente, só para estabilização do corpo de prova. Logo após a polimerização dessa primeira camada, completou-se o preenchimento do tubo.



Figura 4.11 - Segunda inclusão do corpo de prova

Para esta pesquisa, foi projetado e desenvolvido um aparelho de ciclagem mecânica, consistindo de cilindros pneumáticos alinhados e montados sobre um chassi de aço, ligados a uma rede de ar (Figura 4.12). A pressão do ar, a velocidade de impulsão dos cilindros e sua frequência são controladas por uma caixa de comando que, ao acionar o sistema, move os pistões localizados na parte interna desses cilindros, comprimindo os corpos de prova com força controlada. Essa força é dependente da pressão utilizada.

A força aplicada incidiu seguindo o longo eixo do corpo de prova e a máquina foi calibrada a 2 carregamentos por segundo, durante 200.000 ciclos, com pressão de 5 bar.

O teste foi realizado com os corpos de prova (grupos Fosfato 1 e Panavia 1) imersos em água à 37°C, controlada eletronicamente pela caixa de comando, com um sensor digital tipo termopar. O recipiente inferior da máquina que continha a água, foi envolto por uma caixa feita em compensado de madeira com isopor no

seu interior (Figura 4.13), visando a um isolamento térmico para que não houvesse muitas trocas de calor com o meio.

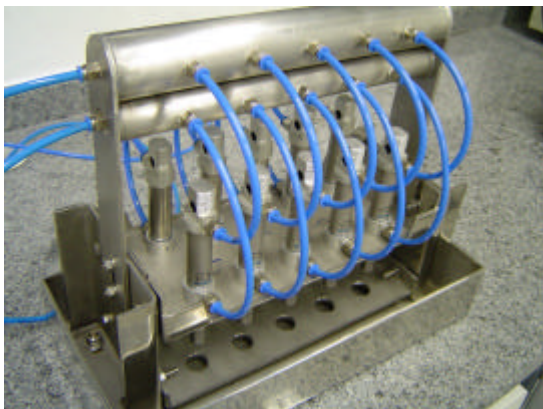


Figura 4.12 - Máquina de ensaios mecânicos

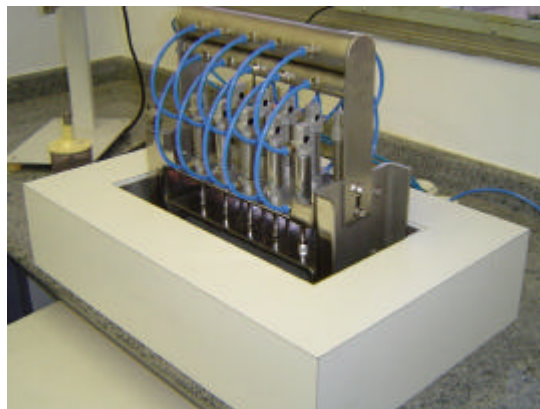


Figura 4.13 - Isolamento térmico do recipiente de água

A caixa de comando (Figura 4.14) consiste de um filtro de ar com manômetro, o que permitiu controlar a pressão desejada e a umidade do ar comprimido. Os cilindros pneumáticos (FESTO Automação Ltda. Brasil) apresentam especificação de fábrica, na qual cada bar de pressão utilizado corresponde a uma determinada força gerada para impulsionar o êmbolo do cilindro (aproximadamente 28,2 N para cada aumento de 1 bar de pressão). No caso, a pressão utilizada de 5 bar correspondeu a uma força de 141 N. Dois dispositivos eletrônicos controlaram a velocidade e frequência de acionamento dos cilindros.

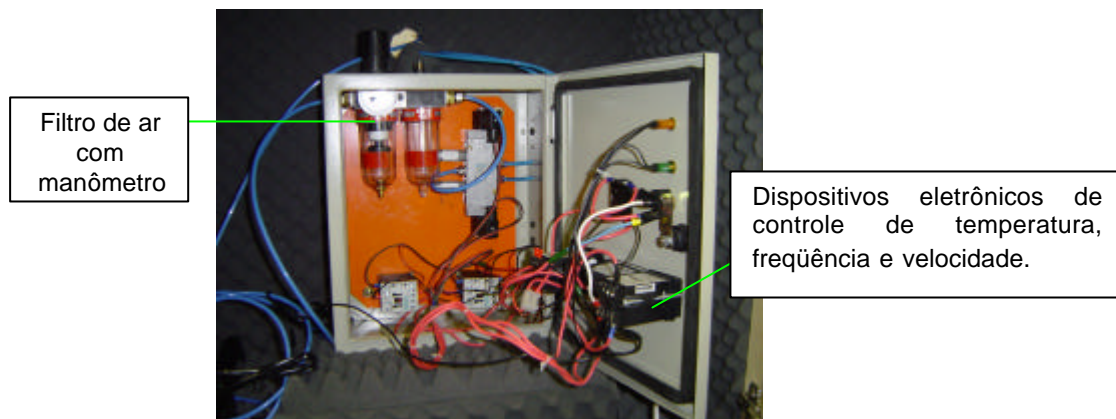


Figura 4.14 - Caixa de controle

4.7 Teste de tração

O teste foi realizado por uma máquina de ensaios universal INSTRON 5569 (Instron Series IX Automated Materials Tests V 7.41.00, EUA).

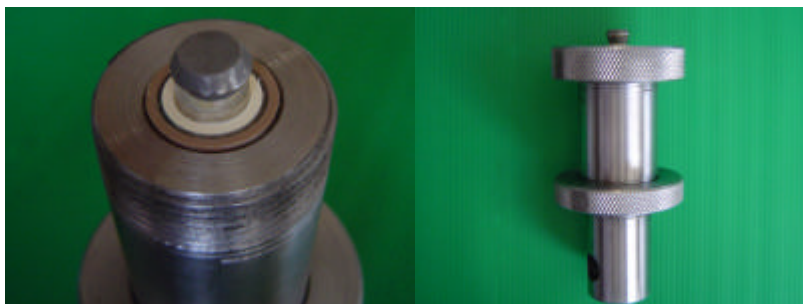


Figura 4.15 - Dispositivos de fixação do corpo de prova

Dados referentes ao preparo, como o diâmetro de 8 mm e a altura de 4 mm foram inseridos no programa de controle da máquina. A célula superior de carga

utilizada foi de 1,0 kN, e a inferior de 100,0 kN. A velocidade de arrancamento foi de 0,5mm por minuto e o registro da força, feito a cada 0,5 segundos.



Figura 4.16 - Dispositivo de fixação preso à Instron

Após a separação da coroa do seu respectivo preparo, os valores em newtons (N) foram registrados. Passaram por esse teste todos os corpos de prova (grupos Fosfato 1 e 2, Panavia 1 e 2). Uma análise através de microscópio com aumento de 10 vezes foi feita para classificar o tipo de falha do cimento.

4.8 Método estatístico

Os resultados foram analisados pela análise de variância (ANOVA–Tukey HSD Multiple Comparisons Test).

5 RESULTADOS

A seguir, os dados correspondentes aos resultados obtidos do ensaio de tração de cada corpo de prova.

Tabela 5.1 – Valores individuais da força de tração na remoção das coroas

	Fosfato 1	Fosfato 2	Panavia 1	Panavia 2
Valores da força de tração das coroas (N)	344,3394	360,1467	541,0212	615,0123
	338,6123	358,9699	537,3214	580,3621
	350,0169	350,0792	547,136	589,2111
	348,6223	363,2461	538,9871	592,1696
	335,8991	350,1342	550,0824	603,0412

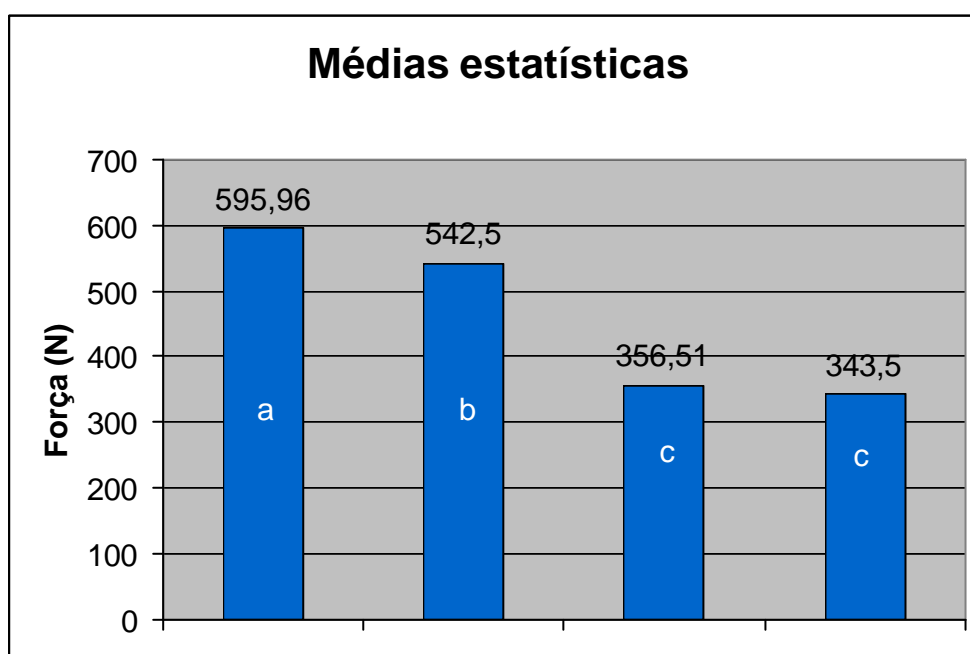


Gráfico 5.1 – Médias estatísticas de força de tração para cada grupo estudado; letras diferentes representam diferença estatisticamente significativa.

Tabela 5.2 - Valores dos cálculos da média, mediana, desvio padrão (DP) e valores mínimo e máximo

GRUPO	MÉDIA	MEDIANA	DP	MÍN	MÁX
PANAVIA 1	542,9	541,02	5,46	537,32	550,08
FOSFATO 1	343,5	344,34	6,14	335,9	350,02
PANAVIA 2	595,96	592,17	13,382	580,36	615,01
FOSFATO 2	356,51	395	6,05	350,08	363,25

Tabela 5.3 – Teste de homogeneidade da variância

Levene Statistic	Graus de liberdade1	Graus de liberdade2	Significância
2,744	3	16	0,077

Tabela 5.4 – Resultados do ANOVA

	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Mean Square	F	p
Entre os Grupos	248202,144	3	82734,048	1167,769	0,000
Dentro dos Grupos	1133,568	16	70,848		
Total	249335,711	19			

Tabela 5.5 – Teste de Tukey HSD para comparações múltiplas/ Variável dependente: resistência à tração

(I) GRUPO	(J) GRUPO	Diferença entre as médias (I-J)	Erro padrão	p	95% intervalo de confiança	
					Limite mínimo	Limite máximo
panavia 1	fosfato 1	199,4116	5,3235	0,000	184,1811	214,6421
	panavia 2	-53,0496	5,3235	0,000	-68,2802	-37,8191
	fosfato 2	186,3944	5,3235	0,000	171,1639	201,6249
fosfato 1	panavia 1	-199,4116	5,3235	0,000	-214,6421	-184,1811
	panavia 2	-252,4613	5,3235	0,000	-267,6918	-237,2307
	fosfato 2	-13,0172	5,3235	0,108	-28,2477	2,2133
panavia 2	panavia 1	53,0496	5,3235	0,000	37,8191	68,2802
	fosfato 1	252,4613	5,3235	0,000	237,2307	267,6918
	fosfato 2	239,4440	5,3235	0,000	224,2135	254,6746
fosfato 2	panavia 1	-186,3944	5,3235	0,000	-201,6249	-171,1639
	fosfato 1	13,0172	5,3235	0,108	-2,2133	28,2477
	panavia 2	-239,4440	5,3235	0,000	-254,6746	-224,2135

6 DISCUSSÃO

Um dos principais requisitos de uma prótese fixa, como o próprio nome diz, é a sua fixação ao dente suporte, impedindo seu desalojamento. A retenção da coroa protética depende de vários fatores, tais como: características geométricas do preparo, rugosidade superficial, justeza de adaptação da prótese e do agente cimentante, entre outros.

O cimento, como todo material odontológico colocado no meio bucal, está sujeito à variações de temperatura e aos esforços mastigatórios, cujas ações ao longo do tempo determinam sua longevidade.

O comportamento de um material odontológico pode ser avaliado *in vitro* ou *in vivo*. Apesar da pesquisa clínica de longa duração ser considerada como método ideal para validar a qualidade dos materiais, esta é de difícil execução. Nikaido et al. (2002) apontam as variáveis inerentes ao operador, às técnicas, aos substratos e à cooperação dos pacientes como causas dessa dificuldade.

O estudo em laboratório permite padronizar determinadas condições experimentais e obter resultados de longo prazo em menor tempo. Dispositivos mecânicos realizam testes destinados a mimetizar condições específicas do meio bucal como, por exemplo, a variação de temperatura em meio aquoso (a ciclagem térmica) ou incidências de cargas compressivas que acontecem durante a mastigação e a deglutição (a ciclagem mecânica), resultando no processo de envelhecimento do material avaliado.

Na presente pesquisa, o primeiro teste de fadiga realizado foi o da ciclagem térmica. A variação de temperatura utilizada no teste de fadiga térmica (5°C e $55^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) serviu para refletir os extremos aos quais uma pessoa pode se expor no dia-a-dia. O número de ciclos, 700, foi o mesmo utilizado por Alencar (1998) e Campos et al. (1999). Os materiais em questão (dentina, metal, cimento de fosfato e cimento resinoso) possuem diferentes coeficientes de expansão térmica linear, por isso, suas interfaces estariam sempre sujeitas a tensões no momento das variações térmicas (BEDRAN-DE-CASTRO et al. 2004; CONSANI 2003; GAREY et al. 1994; TANAKA et al. 1995; TJAN et al. 1980; VALLE; SOUZA, 1995).

Os estudos *in vitro* que avaliaram a retenção de coroas fixadas por agentes cimentantes foram feitos na sua maioria por uma carga única de tração, sem levar em consideração as cargas cíclicas (AYAD; ROSENSTIEL 1997, ALENCAR 1998; EL-MOWAFI, 1996, ERNST et al. 1998, JOHNSON 1998, MAUSNER 1996, PAMEIJER 1996, TJAN; LI, 1992, YIM, 2000). Outros pesquisadores utilizaram as cargas cíclicas, porém, com o intuito de provocar a fratura do material testado. (GUNDLER; LOCKOWANDT; ERHARDSON, 1993; JUNGE et al. 1998).

Sendo assim, achamos necessário desenvolver um aparelho que simulasse a mastigação dos alimentos. Algo que pudesse reproduzir a compressão, não o impacto direto, sobre o corpo de prova, além da intensidade da força utilizada por um determinado número de ciclos. Anderson (1956) estimou a força de mastigação em torno de 70 N a 140 N, dependendo do tipo de alimento, e, segundo Suit, Gibbs e Benz (1975), durante a deglutição, essa força aumenta para aproximadamente 300 N, a uma frequência de 590 vezes por dia (Flanagan 1963). De posse desses dados, foi

escolhido o valor da carga (141N) a ser aplicada sobre os corpos de prova, durante 200.000 ciclos, o que representaria aproximadamente 1 ano de uso clínico.

O grupo cimentado com Panavia F e submetido aos ensaios de envelhecimento, quando comparados com seu respectivo grupo controle, apresentou maior variabilidade (desvio padrão). Porém o teste de homogeneidade de Levene mostrou que as variâncias não são estatisticamente diferentes ($p=0,077$). Portanto, o teste ANOVA foi realizado, uma vez que as variâncias foram homogêneas (Tabelas 6.1 e 6.2).

Concluiu-se que as médias dos 4 grupos não foram estatisticamente iguais ($p<0,0001$). Não sendo iguais, a análise precisou ser complementada. Para verificar o padrão das diferenças entre as médias dos 4 grupos, foi utilizado o método de comparações múltiplas Tukey HSD (Tabela 6.3).

Pode-se verificar por esses dados que o efeito dos testes de envelhecimento foi não significativo para o cimento de fosfato ($p>0,05$) e significativo para o Panavia F ($p<0,0001$) (Tabela 6.3).

O resultado esperado seria que os testes de envelhecimento exercessem maior efeito no cimento de fosfato de zinco, uma vez que suas propriedades mecânicas e físicas são inferiores aos do cimento resinoso. No entanto, as ciclagens não foram estatisticamente significantes neste grupo. A hipótese para tal comportamento baseia-se no seu tempo de presa, no alcance da máxima resistência dentro do período de armazenagem e do número de ciclos estabelecidos neste experimento. No caso do cimento resinoso, uma das causas prováveis é o fato de ser um cimento dual, sendo assim, a polimerização química no interior da coroa talvez não tenha se processado completamente no momento do início das ciclagens, sofrendo maior efeito. Ademais, se levarmos em consideração a hipótese da rugosidade superficial da dentina e a

viscosidade do cimento, podemos presumir que houve aprisionamento de ar nas regiões mais profundas dessas rugosidades, o que diminuiu a qualidade e/ou retardou o processo de polimerização desse cimento.

Os resultados mostraram uma nítida superioridade, tanto no grupo controle como no grupo experimental, na retenção das coroas fixadas com o cimento Panavia F (média de 514,1 N) em relação ao cimento de fosfato (média de 350,0 N) a um grau de significância de 95%, concordando com os achados de Arcoria et al. (1990), Black e Charlton (1989), Browning et al. (2002), Brukl, Nicholson e Norling (1985), Consani et al. (2003), Ernst et al. (1998) e Zidan e Fergusson (2003).

Embora as coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco tenham apresentado retentividade inferior, a resistência à tração foi muito superior àquela esperada clinicamente, de cerca de 40 N (ERNST et al. 1998). Talvez por isso, apesar de não suportar valores altos de arrancamento, o cimento de fosfato de zinco tenha conquistado notoriedade entre os profissionais como um cimento confiável.

As coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco apresentaram falha na interface cimento/dentina, com ausência de fragmentos sobre a dentina. Os trabalhos sobre propriedades físicas e mecânicas dos cimentos de Attar, Tam e McComb (2003), Fraga, Luca-Fraga e Pimenta (2000) e Li e White (1999) mostraram que o cimento de fosfato de zinco foi o que apresentou maior valor de módulo de elasticidade, o que lhe confere uma grande dureza. Todo material de alta dureza tende a ser friável. Seria lícito esperar que a falha ocorresse de maneira coesiva, fragmentando a película cimentante, mas não foi o observado nesta pesquisa.

Resultados semelhantes aos nossos foram conseguidos por Black e Charlton (1989), Browning et al. (2002), Darveniza et al. (1987), Juntavee e Millstein (1998) e

Omar (1988). Foi levantada a hipótese de que a rugosidade da dentina não permitiu um imbricamento satisfatório do cimento.

As coroas fixadas com cimento resinoso apresentaram falha adesiva na interface cimento/dentina, resultado obtido também por Black e Charlton (1989), Omar (1988). Atribui-se essa condição à baixa adesividade do cimento à dentina em relação ao metal, cerca de 6,9 MPa, segundo LoPresti, Scherer e Styner (1992).

A pesquisa de Zidan e Fergusson (2003), mostrou que a angulação do preparo e os diferentes materiais cimentantes exerceram grande influência no tipo de falha do cimento. Para os cimentos fosfato de zinco, ionômero de vidro e Panavia, a falha adesiva ocorreu em 100% dos espécimes para uma conicidade de 24°, sugerindo que um limiar foi alcançado para esses cimentos. Com essa retentividade, a força de união desses cimentos à dentina foi superada pelo tracionamento da coroa. A influência da conicidade do preparo também poderia explicar os nossos resultados, uma vez que utilizamos 20° de expulsividade.

Constantemente, surgem no mercado várias marcas comerciais de cimento resinoso, na tentativa de substituir o já consagrado cimento de fosfato de zinco, exaltando melhorias na qualidade de adesão e diminuição na incidência de sensibilidade pós-operatória. No entanto, como bem cita Allen et al. (2003) tais cimentos carecem de pesquisa clínica quanto à sua longevidade.

Embora tenha havido neste estudo um efeito de diminuição da retenção das coroas metálicas fundidas após os testes de envelhecimento, esses níveis permaneceram além das forças esperadas clinicamente, para ambos os cimentos, o que não condenaria a indicação do cimento de fosfato, mesmo frente à superioridade retentiva do cimento resinoso testado.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada concluímos que:

7.1 – Sobre os efeitos das ciclagens térmica e mecânica na retenção das coroas:

7.1.1 Houve uma diminuição da retenção das coroas metálicas cimentadas após os testes de envelhecimento, sendo estatisticamente significativa para o grupo cimentado com Panavia F ($p < 0,0001$), mas não estatisticamente significativa para o grupo cimentado com o fosfato de zinco ($p > 0,05$).

7.2 – Sobre o tipo de falha do cimento observada:

7.2.1 O tipo de falha observada foi de natureza adesiva, ocorrendo na interface cimento/dentina para os dois cimentos.

REFERÊNCIAS¹

Adachi EM. Estudo *in vitro* da resistência ao arrancamento de restaurações fundidas em ligas de níquel-cromo, fixados por três agentes cimentantes. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo:Faculdade de Odontologia da USP;1996.

Alencar MIS. Avaliação *in vitro* da infiltração e resistência a remoção de coroas fundidas em dentes naturais por três agentes cimentantes. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo:Faculdade de Odontologia da USP;1998.

Allen EP, Bayne SC, Brodine AH, Cronin Jr RJ, Donovan TE, Kois JC et al. Annual review of selected dental literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. J Prosthet Dent 2003;90(1):50-80.

Anderson DJ. Measurements of stress in mastication II. J Dent Res 1956;35:671-4.

Anstice HM, Nicholson JW. Studies on the structure of resin modified glass ionomer cements. J Mat Sci 1992;3:447-451.

Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. J Prosthet Dent 2003;89(2):127-34.

Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown system. J Prosthet Dent 2004;92(6):551-56.

Arcoria CJ, Dewlad JP, Vitasek BA e Wagner MJ. Effect of undercut placement on crown retention after thermocycling. J Oral Rehabil 1990;17:395-402.

Ayad MF, Rosenstiel SF, Salama M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. J Prosthet Dent 1997;77:116-21.

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

Azer SS, Drummond JL, Campbell SD, Zaki AEM. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2001;86(6):624-31.

Barkmeier WW, Cooley R. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Operat Dent* 1992;suppl 5:50-61.

Bedran-de-Castro AKB, Pereira PNR, Pimenta LAF, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of total-etch adhesive system. *Oper Dent* 2004;29(2):150-6.

Black SM, Charlton G. The retention of gold crowns on human dentin preparations – a comparison of eight cements. *Restorative Dent* 1989;5:39-41.

Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML. Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int* 2002;33(2):95-100.

Brukl CE, Nicholson JW, Norling BK. Crown retention and seating on natural teeth with a resin cement. *J Prosthet Dent* 1985;53(5):618-22.

Campos TN, Mori M, Henmi AT, Saito T. Infiltração marginal de agentes cimentantes em coroas metálicas fundidas. *Rev Odontol Univ São Paulo* 1999;13(4):357-362.

Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F e Meyer JM. Effect of waer on the physical properties of resin modified glass ionomer cements. *Dent Mat* 1999;15(1):71-8.

Consani S, Santos JG, Sobrinho LC, Sinhoreti MAC, Sousa-Neto MD. Effect of cement types on the tensile strength of metallic crowns submitted of thermocycling. *Braz Dent J* 2003,14(3):193-6.

Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. 11th ed. St Louis: Mosby; 2002. cap.20, p.594-624.

Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent* 1987;57(5):574-6.

Crisp S, Jennings MA, Wilson AD. A study of temperature changes occurring in setting dental cements. *J Oral Rehabil* 1978;5:139-44.

Darveniza M, Basford KE, Meek J, Stevens L. The effects on surface roughness and surface area on the retention of crowns luted with zinc phosphate cement. *Aust Dent J* 1987;32(6):446-457.

DeWald JP, Moody CR, Ferracane JL, Colmore JM. Crown retention: a comparative study of core type and luting agent. *Dent Mater* 1987;3:713.

Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status on luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):135-141.

Drummond JL, Toepke TRS, King TJ. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci* 1999;107:220-24.

Duke ES, Platt JA. Resin based luting cements. *Compend Contin Educ Dent* 2000;21(9):740-4.

Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):491-7.

Ernst CP, Wenzl N, Stender E, Willershausen B. Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer or resin cement. *J Prosthet Dent* 1998;79:472-6.

Flanagan JB. The 24-hour pattern of swallowing in man. *J Dent Res* 1963;42:1072 (abstract 165).

Fonseca RG, dos Santos Cruz CA, Adabo GL, Vaz LG. Comparison of the tensile bond strength of cast metal crowns luted with resin cements. *J Oral Rehabil* 2004;31(11):1080-4.

Fraga RC, Luca-Fraga LRL, Pimenta LAF. Physical properties of resinous cements: an in vitro study. *J Oral Rehabil* 2000;27(12):1064-7.

GaRey DJ, Tjan AHL, James RA, Caputo AA. Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cemented implant abutments. *J Prosthet Dent* 1994;71(2):124-32.

Gorodovsky S, Zidan O. Retentive strength, desintegration and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent* 1992;68:269-74.

Gundler A, Lockowandt P, Erhardson S. Crown retention and cyclic loading (in vitro). *Scand J Dent Res* 1993;101:252-6.

Hormati AA, Denehy GE. Retention of cast crowns cemented to amalgam and composite resin cores. *J Prosthet Dent* 1981;45(5):525-8.

Junge T, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. *Int J Prosthodont* 1998, 11(6):558-564.

Juntavee N, Millstein PL. Effect of surface roughness and cement space on crown retention. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):482-6.

Kendzior GM, Leinfelder KF, Hershey HG. The effect of cold temperature mixing on the properties of zinc phosphate cement. *Angle orthod* 1976;46:345-50.

Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *J Prosthet Dent* 1992, 68(4): 584-590.

Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999;81:597-609.

Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast post and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):155-61.

LoPresti J, Scherer W, Styner D. Adhesive resin cements, bonding composite to dentin. *Esthet Dent Update* 1992;3(4):101-2.

Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: A confocal microscopic study. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):284-91.

Margerit J, Cluzel B, Leloup JM, Nurit J Pauvert B, Terol A. Chemical characterization of in vivo aged zinc phosphste dental cements. *J Mater Sci Mater Met* 1996;7:623-8.

McCabe JF. Resin modified glass ionomers. *Biomaterials* 1998;19(6):521-7

Mitchem JC, Gronas DG. Clinical evaluation of cement solubility. *J Prosthet Dent* 1978;40:453-6.

Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mat* 2002;18:269-75.

Öilo G, Jorgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehab* 1978, 5(4):377-389.

Omar R. A comparative study of the retentive capacity of dental cementing agents. *J Prosthet Dent* 1988;60(1): 35-40.

Ortengren U, Elgh U, Spasenoska V, Milleding P, Haasum J e Karlsson S. Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. *Int J Prosthodont* 2000;13(2):141-7.

Osman F, Hashem A, Nathanson D. *In vitro* retention of luting cements with various core materials. *J Dent Res* 1994;73:182. Special Issue.

Pashley, DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y et al. Adhesion test of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995;11(2):117-25.

Phillips RW, Swartz ML, Lund MS, Moore BK, Vickery J. *In vivo* disintegration of luting cements. *JADA* 1987, 114(4):489-492.

Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 8th ed. Philadelphia: WB Saunders, 1982:455.

Piemjai M. Effect of seating force, margin design and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont* 2001,14(5):412-6.

Piowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent* 2003;28(5):535-42.

Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Amer J Dent* 1991;4(5):231-6.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998, 80(3):280-301.

Rosenstiel SF, Fujimoto J, Land MF. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2001. P 81-5.

Sagara EI. Influência da textura superficial dos preparos na retenção e precisão de adaptação marginal de coroas totais metálicas fundidas [Dissertação de Mestrado]. São Paulo:Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Servais GE, Cartz L. Structure of zinc phosphate dental cements. *J Dent Res* 1971;50:613-20.

Schillingburg Jr HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentos de Prótese Fixa. 3^a ed. São Paulo:Quintessence Editora Ltda.;1998.Cap.22, p.315.

Smales RJ, Webster DA. Restoration deterioration related to later failure. *Oper Dent* 1993;18(4):130-7.

Söderholm KJ. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res* 1981;60(11):1867-75.

Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlsschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dental Res* 1984;63:1248-54.

Söderholm KJ, Roberts MJ. Influence of water exposure on the tensile strength of composites. *J Dental Res* 1990;69:1812-6.

Suit SR, Gibbs CH, Benz ST. Study of grinding tooth contacts during mastication. *J Periodontol* 1975;47:331-334.

Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermo cycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent* 1995, 77(4):345-9.

Tirado JIM, Nagy WW, Dhuru VB, Ziebert AJ. The effect of thermocycling on the fracture toughness and hardness of core buildup materials. *J Prosthet Dent* 2001;86(5):474-80.

Tjan AHL, Sarkissian R. Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns. *J Prosthet Dent* 1986;56:283-8.

Tjan AHL, Li T. Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement. *J Prosthet Dent* 1992;67:478-83.

Tjan AHL, Miller GD, Whang SB, Sarkissian R. The effect of thermal stress on the marginal seal of cast gold full crowns. *J Amer Dent Assoc* 1980,100(1):48-51.

Valle TE, Souza MA. Ciclagem térmica: um estudo sobre o método. *Anais Soc Bras Pesq Odont* 1995,11:60.

Verzijden CWGJM, Feilzer AJ, Creugers NHJ, Davidson CL. The influence of polymerization shrinkage of resin cements on bonding to metal. *J Dent Res* 1992, 71(2):410-413.

Walker MP, Spencer P, Eick JD. Mechanical characterization of resin cement after aqueous aging with and without cyclic loading. *Dent Mat* 2003,19:645-52.

White SN, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *Int J Prosthodont* 1993, 6(5):384-389.

Wilson AD. Specification test for the solubility and disintegration of dental cements: a critical evaluation of its meaning. *J Dent Res* 1976;55:721-9.

Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prothodont* 1995;8:105-16.

Worley JL, Hamm RC, von Fraunhofer JA. Effects of cement on crown retention. *J Prosthet Dent* 1982, 48(3):289-291.

Yamashita J, Shiozawa I, Takakuda K, Miyairi H. Deformation of restoration and fracture of luting cement film. *J Dent* 1998;26:459-66.

Zidan O, Fergusson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent* 2003;89(6):565-71.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 52/04

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "*Avaliação in vitro da microinfiltração e da resistência à tração de coroas fundidas e cimentadas em função dos diferentes materiais constituintes dos núcleos e dos agentes cimentantes*", de responsabilidade do Pesquisador **Emerson Nakao**, sob orientação da Professora Doutora **Tomie Nakakuki de Campos**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 29 de abril de 2004


Profª Drª **ROSA HELENA MIRANDA GRANDE**
Coordenadora do CEP-FOUSP