UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

LUANA MENEZES DE MENDONÇA

Análise da qualidade de polimerização, por meio de testes de microdureza, de um cimento resinoso utilizado na cimentação de coroas totais em preparos com diferentes substratos

BAURU
2011

LUANA MENEZES DE MENDONÇA

Análise da qualidade de polimerização, por meio de testes de microdureza, de um cimento resinoso utilizado na cimentação de coroas totais em preparos com diferentes substratos

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

Versão corrigida

BAURU
2011

M523a Mendonça, Luana Menezes de
Análise da qualidade de polimerização, por
meio de testes de microdureza, de um cimento
resinoso utilizado na cimentação de coroas totais
em preparos com diferentes substratos / Luana
Menezes de Mendonça. – Bauru, 2011.
99 p. : il. ; 31cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de
Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Comitê de Ética da FOB-USP
Protocolo nº: 165/2009
Data: 24/02/2010

DEDICATÓRIA

Àqueles que não mediram esforços para a concretização do meu sonho e que são responsáveis por mais essa vitória em minha vida. São eles os maiores amores da minha vida, meus pais ANTÔNIO e LUZIA, que mesmo sofrendo com minha distância vibram com as minhas conquistas. Eu amo vocês.

AGRADECIMENTOS

A DEUS, que me deu forças sempre que pensei em desistir e em voltar para o conforto do meu lar. Foram muitas as noites que Lhe pedi para me embalar em Seus braços, querendo proteção e companhia, sem as quais eu nada seria. Obrigada, Senhor.

Aos meus pais ANTÔNIO e LUZIA que são as pessoas mais importantes da minha vida, os colaboradores diretos na formação do meu caráter. Obrigada pelo amor, incentivo, credibilidade e apoio incondicional. Eu amo vocês.

A minha vovó NENÊ, pelo exemplo de vida e por sempre me abençoar: “Deus lhe ajude, Deus lhe ajude, Deus lhe ajude!”. Eu amo a senhora.

Aos meus irmãos JÚNIOR e ALLAIN, cada um com seu jeito de amar, são os melhores irmãos do mundo. Vocês são meus companheiros, conselheiros, enfim, meu apoio. Vocês já sabem o quanto os amo.

Aos meus amados sobrinhos, ARTHUR, PEDRO e ANA LUÍZA. Sinto muito não poder acompanhar o crescimento de vocês, mas recebo a recompensa no momento que os vejo e encham meu coração de alegria. Eu morro de saudades.

As minhas cunhadas CLARISSA e FRANCIELY, pela amizade e conselhos.

Ao meu namorado HENRIQUE, que me apoiou desde o primeiro momento da minha decisão. Não é fácil namorar a distância, mas aceitamos esse desafio e sinto que nosso amor está cada vez mais forte. Obrigada por compreender a minha ausência, por me fazer acreditar em mim, por ter me encorajado a enfrentar meus medos e por me incentivar a ser cada vez melhor, mesmo tendo que abrir mão da minha presença. Eu amo você.

Ao meu orientador Prof. Dr. LUIZ FERNANDO PEGORARO, por ter me ensinado que mais importante do que o saber é ter a vontade de aprender. Não tenho palavras para agradecer a sua paciência constante com minhas dificuldades e dúvidas, pela atenção e dedicação no desenvolvimento e conclusão deste trabalho. Não imagina o quanto me sinto privilegiada em ser sua orientada. Sinto um carinho e admiração enorme pelo senhor como pessoa e profissional. Não esquecerei jamais seus ensinamentos valiosos.

Ao Prof. Dr. RICARDO MARINS DE CARVALHO pela disponibilidade em compartilhar seus conhecimentos e pelas valiosas contribuições científicas a este trabalho. O senhor é um exemplo de profissional. Muito obrigada por tudo.

Ao Prof. Dr. ACÁCIO LINS DO VALLE por ter sido um grande incentivador no meu ingresso no curso de mestrado da FOB/USP. Obrigada pelas experiências compartilhadas, pelo apoio, confiança e principalmente pela amizade. O senhor é um exemplo de simplicidade e humildade para mim.

Ao Prof. Dr. PEDRO CÉSAR GARCIA DE OLIVEIRA pelo carinho e torcida desde a especialização. Admiro muito sua maneira de ensinar.

Ao Prof. Dr. HEITOR MARQUES HONÓRIO pela orientação e paciência durante a análise estatística deste estudo.

À Profa. Dra. LINDA WANG pela disposição em ajudar, com aprimorado conhecimento, sempre que solicitada.

Ao meu primo ANDRÉ e sua esposa TATI por me terem mostrado a beleza da especialização em Prótese Dentária. Vocês tiveram contribuição direta na realização desta etapa da minha vida. Vocês são meu exemplo. Eu adoro vocês.

Pela torcida e carinho, obrigada Sr. PAULO, D. ELENILDA, RODRIGUS, LIDIANE e ANDRÉ.

A todos os meus familiares, tias, tios, primos e primas que acreditam, torcem e rezam por mim.

Aos amigos que fiz em Bauru, DRICA, FLÁVIA, KARIN, LULU, LEANDRO, PAULINHO, agradeço por fazerem parte da minha vida, por serem minha família. Nossas saídas amenizaram a minha saudade de casa.

A minha amiga-irmã CÍNTIA, muitíssimo obrigada pela paciência e carinho infinitos, pelo apoio nos momentos mais difíceis, pela companhia constante, até nos dias de pesquisa, pelas risadas, enfim pela amizade verdadeira e sincera. Admiro seu caráter e aprendi a ser uma pessoa melhor com você. A D. NEUZINHA e CAROL, pelo carinho, atenção e pelo aconchegante acolhimento, fazendo-me sentir em casa. Nunca esquecerei o que fizeram por mim. Muito obrigada.

Ao meu amigo GUSTAVO que mesmo distante torce pelo meu sucesso e minha felicidade. É muito bom ter um amigo como você. Obrigada por ter sido o primeiro a gostar de mim aqui em Bauru e por ter me defendido sempre. Você é especial.

Aos amigos de Aracaju, GABRIELA, LARISSA, ALINE, PRISCILA, LUCIANA, CHICO, ANDRÉA, MELINA e SAIONE que mesmo distante torceram sempre por mim. Estão para sempre em meu coração.

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU-USP, na pessoa do seu diretor Prof. Dr. José Carlos Pereira.

À PÓS-GRADUAÇÃO, representada pelo Prof. Dr Paulo César Conti.

Aos PROFESSORES DOUTORES DE DEPARTAMENTO DE PRÓTESE: Ana Lúcia, Accácio Lins do Valle, Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Gerson Bonfante, José Henrique Rubo, Luiz Fernando Pegoraro, Lucimar Falavinha Vieira, Karin Hermans Neppelenbroek, Milton Carlos Gonçalves Salvador, Paulo César Rodrigues Conti, Paulo Martins Ferreira, Pedro César Garcia de Oliveira, Ricardo Martins, Renato de Freitas, Simone Soares, Vinícius Carvalho Porto, Wellington Cardoso Bonachela, pelos conhecimentos transmitidos, carinho e amizade durante este tempo.

Aos meus AMIGOS DO MESTRADO, Lívia Aguiar, Lívia Lopes, Eloísa, Hugo, Vitor, Matheus, Luiz, Max Dória, Max Laurent, Mírian, Fernanda, pelo convívio amigo e familiar em todas as nossas atividades, pelas experiências que nunca se repetirão, e pelo grande carinho que temos uns pelos outros, em especial a ANA, CAROL E MARIA por estarem presentes nos momentos mais difíceis, sempre me impulsionando a continuar. Quero amizade de vocês para sempre. E aos doutorandos Flora, Priscila, Marcelo, Daniel Lanza, Paulo Maurício, pela contribuição e participação em muitas atividades durante o curso.

Às colegas de mestrado pela torcida e carinho, KIKI, LU BAIANA, LARISSA e MAYSA, que compartilharam das minhas ansiedades e me ajudaram a superar os obstáculos.

Aos FUNCIONÁRIOS E AMIGOS DO DEPARTAMENTO DE PRÓTESE, Déborah, Cláudia Marcelo, Riva, Val, pela dedicação e colaboração.

Às FUNCIONÁRIAS DA CLÍNICA DE REABILITAÇÃO ORAL Cleusa e Hebe, meu reconhecimento pelo valioso serviço.

Aos FUNCIONÁRIOS DO CENTRO INTEGRADO DE PESQUISA (CIP) Renato, Marcelo, Márcia e Neusa, muito obrigada por me receberem e pela disposição e solicitude em me auxiliar nos momentos mais importantes desta pesquisa.

Aos FUNCIONÁRIOS DO DEPARTAMENTO DE BIOQUÍMICA, em especial ao Ovídio, Thelma e Larissa, pela ajuda e contribuição nos testes realizados.

À técnica em prótese dentária MÁRCIA, do laboratório Porta Lupi, pela confecção das coroas E.max Press.

À técnica em prótese dentária, ROSÂNGELA, do laboratório Proter, pela confecção dos núcleos metálicos fundidos.

A CAPES e a FAPESP, pelo apoio financeiro que tornou possível a concretização deste trabalho.

A todos os professores da Universidade Federal de Sergipe, que são responsáveis pela minha formação profissional. Obrigada.

Enfim, a todos aqueles que torcem por minha felicidade e que, dessa maneira, são contribuidores das minhas conquistas.

Muito Obrigada!

*“Vencer não é competir com o outro.
É derrotar os seus inimigos interiores”.*

Lao Tse (Tao Te Ching)

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a microdureza do cimento resinoso Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) empregado na cimentação de coroas totais de cerâmica (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) em preparos com 3 substratos (dentina, metal e resina composta). Foram utilizados 30 molares distribuídos em 3 grupos de acordo com o tipo de substrato. No grupo com substrato em dentina (D), as coroas foram cimentadas em dentes preparados em dentina. Nos grupos com substrato em metal (M) e resina (R), as coroas foram seccionadas no nível da junção cimento-esmalte e restauradas com núcleos metálicos e de preenchimento em resina composta, respectivamente. Cada um dos grupos foi subdividido em subgrupos para avaliação após 7 dias e 3 meses de armazenamento em água deionizada. Os espécimes foram seccionados no centro das coroas, no sentido vestibulo-lingual e as superfícies foram polidas para a realização dos testes de microdureza ao longo da linha de cimento. Os valores de microdureza foram obtidos nos terços cervical, médio, oclusal das faces vestibular e lingual e na face oclusal. Os resultados foram submetidos a uma análise estatística prévia ANOVA a 3 critérios (substratos/ armazenamento/ terços e face oclusal), a qual não mostrou diferenças significativas entre os terços e face oclusal nos 2 períodos de armazenamento. Em seguida foi realizada a ANOVA a 2 critérios (substrato e armazenamento) e o teste de Tukey que mostraram os resultados do substrato em resina estatisticamente inferiores aos de dentina e metal, após o período de armazenamento de 7 dias. Conclui-se que a microdureza do cimento resinoso não variou nos diferentes terços e face e que a influência do substrato em resina no cimento foi tempo-dependente.

Palavras-chave: Cimentos de resina. Coroas. Cerâmica. Testes de dureza.

ABSTRACT

Analysis of quality of polymerization of a resin cement used to cement ceramic crowns in different preparation substrates through microhardness tests.

The aim of this study was to evaluate the microhardness of resin cement Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) used to cement full ceramic crowns (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) in three preparation substrates (dentin, metal and composite resin). Thirty molars were divided into three groups, according to the type of the substrate. In the dentin substrate group (D), the crowns were prepared in dentin; the metal (M) and resin (R) substrates groups, the crowns were sectioned at cement enamel junction level and restored with metal cast post and composite resin filler, respectively. Each group was subdivided into subgroups to evaluation after 7 days and 3 months of storage in deionized water. After cementing the specimens were sectioned buccolingually at the center of the crowns, and the surfaces were polished to microhardness test along the cement line. The microhardness values were obtained in the cervical, medium and occlusion thirds of the buccal and lingual surfaces and in the occlusal surface. The results were submitted to a three-way ANOVA (substrates / storage / thirds and occlusal surface) to a prior statistical analysis and did not show significant differences between the occlusal surface and thirds in the two storage periods. Then two-way ANOVA (substrate and storage) and the Tukey test were performed. The results in the resin group were statistically lower than those of dentin and metal, after 7 days of storage. Therefore, the microhardness of resin cement did not change in the different thirds and face and that the influence of the resin substrate was time-dependent.

Key words: Resin cements. Crowns. Ceramics. Hardness tests.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 - Preparo em: dentina (a); em metal (b); em resina composta (c).....	51
Figura 2 -Vista do alívio.....	52
Figura 3 - Avaliação da adaptação das coroas com silicona (a); avaliação da adaptação com sonda exploradora (b).....	53
Figura 4 - Dispositivo utilizado para cimentação das coroas (a); Detalhe do posicionamento do dispositivo na face oclusal (b).....	55
Figura 5 - Segundo corte longitudinal, paralelo ao realizado na região do alívio (a); vista lateral do espécime seccionado (b); vista da linha de cimento exposta (c)	57
Figura 6 - Espécimes levados à politriz.....	58
Figura 7 - Espécimes polidos e preparados para a realização dos testes de microdureza: substratos em dentina, metal e resina composta, da esquerda para a direita, respectivamente	58
Figura 8 - Microdurômetro Shimadzu Micro Hardness Tester Hmv- 2.000	59
Figura 9 - Esquema das endentações (a); Endentação Knoop na linha de cimento - objetiva 40x (b).....	60
Figura 10 - Espécimes dos substratos em dentina (esquerda), metal (centro) e resina composta (direita).....	61
Figura 11 - Cilindro de plástico preto posicionado sobre o substrato em dentina (a); cimento polimerizado sobre substrato em dentina (b)	61
Figura 12 - Esquema representativo do teste de microdureza nos espécimes do grupo controle.....	62
Figura 13 - Valores médios de microdureza (KHN) no grupo do substrato em dentina, em metal e em resina composta	68

- GRÁFICOS

Gráfico 1 - Valores médios de microdureza (KHN) nos diferentes grupos	67
Gráfico 2 - Valores da mediana, 1º e 3º quartis, mínimo e máximo da microdureza após 7 dias de armazenamento do cimento Variolink II nos 3 substratos testados	69
Gráfico 3 - Valores da mediana, 1º e 3º quartis, mínimo e máximo da microdureza após 3 meses de armazenamento do cimento Variolink II nos 3 substratos testados.....	70
Gráfico 4 - Valores médios de microdureza (KHN) nos diferentes grupos	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Composição química do Variolink® II e sistema adesivo Excite® DSC	54
Tabela 2 - Média e desvio-padrão de microdureza (KHN) dos grupos avaliados	67
Tabela 3 - Média e desvio-padrão de microdureza (KHN) dos grupos avaliados	68
Tabela 4 - Média e desvio-padrão de microdureza (KHN) do grupo controle.....	70
Tabela 5 - Descrição dos resultados de microdureza do grupo experimental (coroas) comparada ao grupo controle (pastilhas), levando em consideração as fases iniciais e 3 meses em água.....	78

LISTA DE ABREVIATURA, SIGLAS E SÍMBOLOS

°C		graus cels ius
%		porcentagem
<		menor
=		igual
®		marca registrada
α		alfa
ANOVA		análise de variância
BisGMA		bisfenol A-metacrilato de glicidila
cm		centímetro
CT		Connecticut
fator C		fator de configuração cavitária
h		hora
HEMA		2-hidroxietilmetacrilato
IL		Illinois
Kg		quilograma
KHN		número de dureza Knoop
LED		diodo emissor de luz
LT		low translucency
Ltda.		limitada
10-MDP		10-metacrilóiloxidecildihidrogenofosfato
MET		microscopia eletrônica de transmissão
4-META		4-metacriloxietiltrimelitato anidro
MEV		microscopia eletrônica de varredura
min		minuto
mm		milímetro
MN		Minnesota
mW/cm ²		miliWatts por centímetro quadrado
n°		número
N		número de espécimes
p		nível de significância

PMMA..... polimetil metacrilato
PVC poli cloreto de vinila
redox reação química de óxido-redução
RJ..... Rio de Janeiro
RO Rovigo
s segundos
SC Santa Catarina
SP São Paulo
St Paul..... Saint Paul
TEGMA..... trietileno glicol dimetacrilato
UDMA..... uretano dimetacrilato
USA..... United States of America

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1	RECONSTRUÇÃO MORFOLÓGICA DA COROA	23
2.2	SISTEMAS CERÂMICOS E CIMENTOS RESINOSOS	25
2.3	TESTES UTILIZADOS PARA A DETERMINAÇÃO DO GRAU DE CONVERSÃO	30
2.4	FATORES QUE PODEM INTERFERIR NA POLIMERIZAÇÃO DO CIMENTO RESINOSO	34
2.5	EFEITO DO ARMAZENAMENTO EM ÁGUA NA DEGRADAÇÃO DO CIMENTO	39
3	PROPOSIÇÃO	43
4	MATERIAL E MÉTODOS	47
4.1	PREPARO DOS CORPOS DE PROVA E FORMAÇÃO DOS GRUPOS	49
4.2	MOLDAGEM E OBTENÇÃO DOS TROQUÉIS	51
4.3	CONFECÇÃO DAS COROAS TOTAIS	52
4.4	CIMENTAÇÃO DAS COROAS E FORMAÇÃO DOS SUBGRUPOS	53
4.4.1	Tratamento de superfície do substrato	54
4.4.2	Tratamento de superfície da cerâmica	55
4.4.3	Cimentação	55
4,4,4	Formação dos subgrupos	56
4.5	OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES	56
4.6	TRATAMENTO SUPERFICIAL DOS ESPÉCIMES PARA O TESTE DE MICRODUREZA	57
4.7	AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA	59
4.8	OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES DO GRUPO CONTROLE	60
4.9	AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA NO GRUPO CONTROLE	62
4.10	ANÁLISE ESTATÍSTICA	63

5	RESULTADOS	65
6	DISCUSSÃO	73
7	CONCLUSÕES	83
	REFERÊNCIAS	87
	ANEXOS	97

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

A reconstrução de dentes com destruição parcial ou total da porção coronária, e que necessitam de tratamento com restaurações indiretas, tem recebido especial atenção dos pesquisadores e clínicos na busca por novos materiais e técnicas. Antes da realização desse tipo de procedimento restaurador, é necessário que a estrutura dental que foi perdida por processo carioso, trauma e/ou pelo acesso endodôntico seja reconstruída para criar uma base que propicie condições mecânicas para que a restauração seja fixada e permaneça em função por um longo período de tempo. Essa base é denominada de núcleo de preenchimento e pode ser confeccionada diretamente sobre o remanescente dental quando apresenta pelo menos 2,0mm em altura em toda sua volta (MEZZOMO; MASSA, 2006). Para esses casos, o material de escolha é geralmente a resina composta. Quando o remanescente coronário não apresenta essa característica, é necessário o uso de pinos cimentados nos condutos radiculares, os quais irão servir como ancoragem para a porção coronária do núcleo. Esses pinos podem ser núcleos metálicos fundidos ou pré-fabricados metálicos ou não-metálicos. Para os pinos pré-fabricados, o material de escolha para a confecção do núcleo de preenchimento também é a resina composta. Desse modo, existem três tipos mais frequentes de substratos (dentina, resina e liga metálica) os quais podem servir como base para restaurações confeccionadas em ligas metálicas ou em cerâmica.

A Odontologia evidenciou nos últimos anos uma grande evolução nos materiais que se destinam à reposição da estrutura dentária perdida, principalmente nos quesitos relacionados à biocompatibilidade, durabilidade e estética. Nesse contexto, os materiais cerâmicos estão em evidência devido à sua aparência natural, estabilidade química e propriedades ópticas (KELLY; NISHIMURA; CAMPBELL, 1996). Outro aspecto relevante nessa evolução se deve ao fato de que as diferentes cerâmicas odontológicas podem ser fixadas ao substrato dentário remanescente, reconstruído ou não, por meio de cimentos resinosos.

Os cimentos à base de resina são geralmente usados para a fixação de restaurações estéticas (cerâmica ou resinosa) e estão se tornando popular

cl clinicamente devido a sua capacidade adesiva à estrutura dentária e à restauração, propriedades estéticas e mecânicas (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007, MANSO et al., 2011).

Esses cimentos são compostos por monômeros metacrílicos (bisGMA, UDMA, etc) somados a uma considerável quantidade de diluentes (TEGDMA, HEMA, etc) e partículas inorgânicas tratadas com silano (lítio, alumínio, sílica, etc). Em relação aos cimentos de ativação dual, embora apresentem as duas formas de polimerização (química e física), elas são suplementares e independentes, ou seja, a polimerização química não irá ativar a porção fotossensível do cimento, caso a exposição à luz seja insuficiente (CARVALHO et al., 2004a, PEDREIRA et al., 2009). Portanto, para que esses materiais atinjam os objetivos para os quais foram desenvolvidos, é fundamental que tanto a fotoativação quanto a polimerização química sejam efetivas. Contudo, diversos estudos têm revelado que o mecanismo exclusivo de ativação de polimerização química pode ser pouco eficiente e pode ser pior para alguns materiais (RUEGGBERG; CAUGHMAN, 1993, DARR; JACOBSEN, 1995, HOFMANN et al., 2001, KUMBULOGLU et al., 2004, PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007, PEGORARO, 2010, MANSO et al., 2011).

Apesar da grande popularidade alcançada pelos compósitos resinosos e dos significativos avanços tecnológicos na área, esses materiais ainda apresentam algumas limitações, como contração de polimerização, que resulta em estresse na interface com a estrutura dentária, a incompleta conversão de monômeros em polímeros durante a polimerização e a absorção de água no ambiente oral (SOH; YAP, 2004, FERRACANE, 2005, 2006).

O sucesso do procedimento de cimentação e da restauração propriamente dita depende da obtenção de união forte e durável entre o cimento resinoso e a cerâmica e entre o cimento e a estrutura dental (UCTASLI; HASANREISOGLU; WILSON, 1994). A intensidade dessa adesão é diretamente proporcional a uma adequada polimerização do cimento e é crucial para alcançar ótimas propriedades físicas, mecânicas e satisfatório desempenho clínico de materiais resinosos (EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999).

Vários fatores podem influenciar a polimerização do cimento empregado na cimentação de coroas confeccionadas em cerâmica: a composição, espessura, opacidade e a cor do material cerâmico podem atenuar a passagem da fonte luz e, conseqüentemente, diminuir a porcentagem de polimerização do cimento (BLACKMAN; BARGHI; DUKE, 1990, EL-MOWAFY; RUBO, 2000, SOARES; SILVA; FONSECA, 2006, BORGES et al., 2008, MENG; YOSHIDA; ATSUTA, 2008, ILIE; HICKEL, 2008, PAZIN et al., 2008, HOOSHMAND; MAHMOOD; KESHVAD, 2009, NORONHA-FILHO et al., 2010, VALENTINO et al., 2010). As características dos substratos e do agente cimentante também são fatores determinantes do resultado final da restauração (CARVALHO et al., 2004a, CEBALLOS et al., 2007, MANSO et al., 2011). Soma-se a esses fatores a incompatibilidade dos sistemas adesivos simplificados, presentes na maioria dos cimentos resinosos, com as resinas de polimerização química e dual. A acidez dos monômeros que remanescem na superfície da camada adesiva, cuja polimerização foi inibida pelo oxigênio, faz com que os mesmos tenham afinidade pelas aminas terciárias presentes como catalisadoras nessas resinas e reajam com as mesmas, impedindo que atuem na reação (SANARES et al., 2001, TAY et al., 2003a, TAY et al., 2003b). Além disso, a excessiva permeabilidade dos adesivos simplificados faz com que os mesmos se comportem como membranas permeáveis após a polimerização, permitindo a transudação de água pela camada adesiva e aumentando a probabilidade de degradação em longo prazo (TAY et al., 2002, TAY et al., 2004). Materiais resinosos não reagidos em contato com ambiente aquoso absorvem água e liberam monômeros não reagidos responsáveis pela deterioração das propriedades físico-mecânicas (FERRACANE, 1985, BONFANTE et al., 2008, PEDREIRA et al., 2009, RAMOS et al., 2011, MANSO et al., 2011).

A determinação do grau de conversão por meio de ensaio de espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier não é fácil de ser realizada, pois o aparelho tem custo muito elevado e há necessidade de conhecimento especializado para operá-lo. A avaliação indireta do grau de conversão por meio de testes de microdureza já está estabelecida na literatura e é fácil de ser usado (FERRACANE, 1985, DEWALD; FERRACANE 1987, RUEGGBERG; CRAIG, 1988, POSKUS; PLACIDO; CARDOSO, 2004, PEDREIRA et al., 2009, PEGORARO, 2010).

Após a análise da literatura pertinente, observa-se que não existem informações a respeito de uma possível influência de diferentes substratos coronários nas propriedades físicas e mecânicas do cimento utilizado na cimentação de coras cerâmicas. Assim, este trabalho teve como objetivo avaliar a microdureza do cimento resinoso Variolink[®] II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) na cimentação de coroas cerâmicas sobre diferentes substratos (dentina, metal e resina), nos períodos após 7 dias da cimentação e após 3 meses de armazenamento em água.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Reconstrução morfológica da coroa

A reconstrução de dentes que tiveram parte de seus tecidos destruídos constitui um desafio frequente para muitos clínicos que procuram, cada vez mais, novos recursos que permitam integrar esses dentes à sua função e à estética. Em função do grau de destruição coronária, a estrutura dental que foi perdida deverá ser reconstruída, criando-se uma base ou uma dentina artificial para se conseguir um preparo uniforme e com características favoráveis que permitam adaptação e fixação de uma coroa protética.

As coroas totais são indicadas em próteses unitárias e como retentores de próteses fixas em dentes com perda de estrutura coronária em situações em que restaurações parciais diretas ou indiretas não recuperam a função e a estética. Uma coroa protética, independentemente do material empregado na sua confecção, necessita de uma estrutura coronária com altura e diâmetro adequados para possibilitar retenção e estabilidade à restauração. Como nem sempre o remanescente coronário, mesmo em dentes polpados, apresenta essas características, faz-se necessário a reconstrução da estrutura ausente, através de material restaurador, que pode ser frequentemente metálico ou de resina. Tanto em dentes polpados como em despolpados, essa reconstrução é conhecida como núcleo de preenchimento, porque restaura a estrutura coronária perdida. Se a destruição coronária atinge grandes extensões, é preciso utilizar-se de pino radicular, fundido ou pré-fabricado, metálico ou não, para garantir que o material de preenchimento não se desloque (MEZZOMO; MASSA, 2006).

As técnicas e os materiais utilizados para reconstruir a anatomia dentária variam de acordo com o grau de destruição da porção coronária, se o dente apresenta ou não vitalidade pulpar e com o tipo de restauração que será utilizada (PEGORARO et al., 2004).

Os núcleos metálicos fundidos vêm sendo muito empregados para a reconstrução de coroas e com alto grau de sucesso (MEZZOMO; MASSA, 2006).

Entretanto, apresentam desvantagens relacionadas com a necessidade de maior número de sessões clínicas, custo mais elevado, maior remoção de estrutura dental sadia e módulo de elasticidade muito maior que o da dentina, o que pode favorecer a ocorrência de fratura ou trinca da raiz (JOHNSON; SCHAWARTZ; BLACKWELL, 1976).

Com o desenvolvimento de novas técnicas e materiais, surgiram novas alternativas para a reconstrução de coroas destruídas de dentes tratados endodonticamente como, por exemplo, com pinos intrarradiculares pré-fabricados e materiais de preenchimento com resina composta (BARNABÉ et al., 2009).

A resina composta tem sido o material de escolha para a confecção de núcleos pela técnica direta em função de propriedades como módulo de elasticidade próximo ao da dentina, maior resistência, melhor estética por não escurecer o remanescente dentinário ou escurecer a cor da cerâmica, por apresentar uma forte ligação adesiva, facilidade e agilidade de execução clínica (ANDRADA; FRANCO; FRANCISCHONE, 1997). Há uma tendência muito forte de empregar a resina composta rotineiramente em núcleos de preenchimento em detrimento do amálgama e ionômero de vidro. O seu uso está associado à utilização de pinos pré-fabricados estéticos cimentados nos condutos para a confecção de núcleos em coroas cerâmicas sem metal, as quais permitem a passagem da luz, otimizando a estética. Entretanto, as resinas apresentam limitações como instabilidade dimensional devido à absorção de água, contração de polimerização, e o eugenol presente em alguns cimentos provisórios pode interferir na polimerização da superfície das resinas (MEZZOMO; MASSA, 2006).

No intuito de analisar a influência da água na alteração da dimensão volumétrica de seis materiais utilizados como núcleo de preenchimento direto (resina, ionômero de vidro reforçado por metal e por resina), Chutinan et al. (2004) mensuraram as variações volumétricas após 30 min da mistura e nos intervalos de 1, 14 e 56 dias. Afirmaram que, embora as coroas tipicamente recubram o núcleo de preenchimento, o material pode ser exposto à água e sofrer expansão volumétrica no meio intraoral, antes e após a cimentação da restauração final, através dos túbulos dentinários ou difundida pelo cimento. Ocorreu mudança dimensional em todos os materiais estudados, sendo que os ionoméricos apresentaram maiores

alterações volumétricas. No intervalo entre 14 e 56 dias de armazenamento, designado para simular o período após a cimentação, a resina composta sofreu ligeira mudança, ao contrário dos ionoméricos que mostraram grande variação dimensional.

Stricker e Gohring (2006) avaliaram a adaptação marginal, modo de fratura e carga na falha de coroas de resina composta cimentadas sob diferentes reconstruções coronárias (dentina, resina composta, pinos de fibra de vidro e resina composta, pinos de cerâmica e resina composta e núcleo de ouro fundido) em pré-molares tratados endodonticamente. Os núcleos de preenchimento em resina composta apresentaram perda de continuidade marginal severa, e os núcleos com materiais mais rígidos mostraram um efeito significativamente positivo na continuidade marginal de coroas de resina composta.

Ao comparar a taxa de sobrevida de núcleos metálicos fundidos ou de resina, cimentados com cimento resinoso adesivo, Hikasa et al. (2010) avaliaram 991 pacientes que receberam restaurações com núcleo metálico fundido ou de resina composta. A taxa de sobrevida foi significativamente maior para os núcleos em resina (78,7%) do que para os de metal fundido (55,4%). O gênero masculino, ausência de remanescente dentinário, núcleo metálico fundido foram determinados como fatores de risco para falhas do núcleo.

2.2 Sistemas cerâmicos e cimentos resinosos

Os cimentos odontológicos são utilizados para reter coroas e pinos intrarradiculares. O mecanismo de retenção entre restauração/cimento/substrato pode ser químico, mecânico e micromecânico. A retenção da restauração geralmente é alcançada pela combinação de dois ou três mecanismos, dependendo da natureza do cimento e do substrato (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007).

A escolha de um agente cimentante depende do planejamento clínico, combinada a suas propriedades físicas, biológicas e técnicas. Nesse sentido, o agente cimentante ideal deveria fornecer adesão durável entre o dente e a superfície do material restaurador combinado a adequados valores de dureza, resistência à tensão e à compressão, adequado módulo de elasticidade e resistência à fratura

para prevenir deslocamentos. Adicionalmente, deveria apresentar adequada viscosidade, baixa solubilidade e tempo de trabalho e de presa adequados. No caso dos cimentos resinosos, os mesmos deveriam apresentar um adequado grau de conversão (KUMBULOGLU et al., 2004).

Tradicionalmente, um dos cimentos mais utilizados na cimentação de elementos protéticos tem sido o cimento de fosfato de zinco, com resultados altamente satisfatórios como demonstrado em pesquisas de avaliação clínica (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998). Outros cimentos, como o cimento de ionômero de vidro, cimento de ionômero de vidro modificado por resina, têm sido também utilizados na cimentação de coroas e núcleos e apresentam vantagens baseadas principalmente na sua capacidade de adesão às estruturas dentais e liberação de flúor, que pode atuar na inibição do desenvolvimento de cárie secundária (MCLEAN; NICHOLSON; WILSON, 1994). Todavia, estudos clínicos e laboratoriais demonstraram que tais cimentos, quando utilizados sob inlays confeccionadas em cerâmica, sofrem degradação marginal, fraturas e perda da retenção (HOFMANN et al., 2001). Logo, os cimentos resinosos têm sido recomendados para a cimentação dessas restaurações

Os cimentos resinosos são essencialmente resinas compostas fluidas de baixa viscosidade (ANUSAVICE, 2005). A matriz orgânica dos cimentos resinosos é composta, geralmente, por bisGMA (bisfenol A-metacrilato de glicidila), UDMA (uretano dimetacrilato) ou TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), que são monômeros resinosos, enquanto a parte inorgânica é composta por partículas de cargas silanizadas, normalmente de vidro ou sílica. Alguns cimentos possuem em suas formulações monômeros como o 4-META (4-metacriloxietiltrimelitato anidro), HEMA (hidroxietilmetacrilato), 10-MDP (10-metacriloloxidecildihidrogenofosfato) e PMMA (polimetil metacrilato), responsáveis pela adesão química entre a estrutura dentária e as ligas metálicas (SENSI; BARATIERI; MONTEIRO-JÚNIOR, 2008). Os cimentos de resina são praticamente insolúveis aos fluidos orais, havendo uma grande variação de um produto para outro, possuem limite de fratura maior do que para os outros cimentos, unem-se à dentina e ao esmalte. Entretanto são irritantes pulpares e a remoção do excesso é crítica durante a cimentação (ANUSAVICE, 2005).

Os cimentos resinosos são classificados, segundo seu modo de polimerização, em fotopolimerizável, autopolimerizável ou de polimerização dual (DIAS-ARNOLD; VARGAS; HASELTON, 1999, ANUSAVICE, 2005). Geralmente, os cimentos autopolimerizáveis são indicados para cimentação de restaurações metálicas e núcleos intrarradiculares nos procedimentos clínicos em que o material de restauração pode impedir a passagem de luz para a ativação física do cimento. Apresentam tempo de trabalho reduzido, o que dificulta a execução das etapas clínicas da cimentação, especialmente em próteses de múltiplos elementos. Os cimentos fotopolimerizáveis apresentam polimerização ativada pela luz. Essa reação ocorre entre um fotoiniciador, geralmente a canforoquinona, e um acelerador, que é uma amina terciária. Esses materiais permitem maior controle do tempo de trabalho e apresentam maior estabilidade de cor, sendo indicados para restaurações cuja espessura e cor do material não impedem a passagem de luz (ANUSAVICE, 2005).

Os cimentos de polimerização dual têm a vantagem de ter tanto as características dos cimentos auto quanto as dos fotopolimerizáveis (MILLER, 2004), ou seja, alcançam um adequado grau de conversão independente da presença da luz e permitem o acabamento da restauração imediatamente após a sua cimentação (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001). O componente químico da polimerização garante a reação onde a luz não consegue ativar o cimento (HOFMANN et al., 2001). Entretanto, mesmo sendo de polimerização dual, é preciso uma quantidade de luz adequada para iniciar o processo de polimerização (TARLE et al., 2006).

O emprego dos cimentos resinosos cresceu de forma significativa nos últimos anos em função do aumento da demanda por restaurações unitárias ou próteses parciais fixas confeccionadas somente em cerâmica como alternativa para as restaurações metalocerâmicas, tanto em dentes anteriores como em dentes posteriores (TRAJTENBERG; CARAM; KIAT-AMNUAY, 2008). As propriedades adesivas desses cimentos ao esmalte, dentina, ligas e cerâmicas e sua baixa solubilidade passaram a justificar seu emprego na cimentação dessas restaurações, promovendo retenção e redução na concentração de estresse na interface dente/cimento/restauração. Outra vantagem desses cimentos é sua propriedade estética (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007, MANSO et al., 2011),

especialmente quando usados com cerâmicas translúcidas, por não interferirem na cor dessas restaurações (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998).

O aumento do uso de materiais cerâmicos tem sido atribuído às excelentes propriedades estéticas, fluorescência, biocompatibilidade, durabilidade, estabilidade química, alta resistência à compressão e expansão térmica semelhante à estrutura dental. Suas maiores desvantagens são a fragilidade e a alta suscetibilidade à fratura (LAWN et al., 2004).

Diversos tipos de sistemas cerâmicos estão disponíveis no mercado. Eles possuem diferentes composições e conteúdo cristalino, que podem impedir a passagem de luz durante a fotoativação de cimentos resinosos. É esperado que quanto mais opaca seja a cerâmica, menor seja a passagem da luz através da mesma (BORGES et al., 2008).

Devido às características de algumas cerâmicas, a união à estrutura dentária pelo cimento resinoso torna-se um mecanismo eficaz no aumento da sua resistência à fratura, evitando que a concentração de forças incida isoladamente sobre o material friável. Durante a cimentação de uma restauração de cerâmica, deve-se levar em consideração as características dos materiais envolvidos nas diferentes interfaces presentes. Para que a adesão seja eficaz, as superfícies que fazem parte da interface cerâmica/cimento resinoso/adensivo/dente devem ser cuidadosamente condicionadas (FREITAS et al., 2005).

Malament e Socransky, em 2001, avaliaram o efeito dos diferentes tipos de agentes cimentantes (fosfato de zinco, ionomérico e cimento resinoso) e de preparos com diferentes tipos de núcleos na sobrevida de restaurações de cerâmica vítrea Dicor, *in vivo*. Utilizaram substrato de ouro e de dentina e perceberam que a cimentação sobre substrato em ouro foi mais duradoura no ambiente intraoral do que quando cimentado sobre dentina, e que o melhor agente cimentante para esse tipo de restauração foi o cimento resinoso, por ajudar na dissipação das forças, diminuindo a probabilidade de fratura.

Em uma revisão de literatura, Pegoraro, Silva e Carvalho (2007) afirmaram que os cimentos de ionômero de vidro e os cimentos de fosfato de zinco são os materiais mais populares para cimentação de restaurações metálicas e pinos,

embora os cimentos resinosos sejam preferidos para restaurações estéticas. Atribuem que o sucesso das restaurações estéticas esteja diretamente relacionado a um apropriado tratamento e à aplicação de silano na superfície interna da restauração. Os autores concluem que um procedimento confiável de cimentação pode somente ser conseguido se o operador estiver ciente dos mecanismos envolvidos e das limitações dos materiais.

Medic et al. (2010) investigaram os efeitos dos diferentes cimentos dentários (fosfato de zinco, policarboxilato, ionômero de vidro e cimentos resinoso) na microinfiltração de diferentes sistemas cerâmicos (metalocerâmica, metalocerâmica com margem em porcelana, IPS Empress II e InCeram) fixados em dentes humanos extraídos. Os resultados mostraram que o menor grau de microinfiltração foi observado nos espécimes cimentados com cimento resinoso, e não foi percebida nenhuma diferença significativa entre os diferentes sistemas cerâmicos fixados com o mesmo cimento. Devido ao baixo grau microinfiltração, os cimentos resinosos devem ser recomendados na prática clínica diária.

Ao realizar uma revisão de literatura, Manso et al. (2011) enfatizaram o uso de cimentos resinosos como agentes de cimentação de sistemas à base de cerâmica. Relataram que a adesão dos materiais cerâmicos ao esmalte e à dentina combinado com o desenvolvimento da resistência desses materiais restauradores indiretos produziram restaurações com menor risco de fratura. Alertaram que existem muitos fatores, adicionais ao processo de cimentação, envolvidos nas falhas clínicas das novas cerâmicas, como desenho e espessura da infraestrutura, danos causados pelo processamento e manuseamento, somados à função oclusal.

2.3 Testes utilizados para determinação do grau de conversão

A polimerização de cimentos resinosos envolve a reação entre radicais livres, quando o material é transformado do estado viscoso para o rígido. Durante esse processo, as ligações duplas de carbono ($C=C$) existentes na porção alifática da cadeia são quebradas e convertidas em ligações covalentes ($C-C$) entre os monômeros metacrilatos, formando a cadeia polimérica (NORONHA-FILHO et al., 2010). É interessante ressaltar que o processo de polimerização continua até que a reatividade do meio se esgote (FARIA E SILVA, 2008), sendo que esta nunca é

completa, ou seja, sempre haverá a presença de monômeros não reagidos ao fim do processo de polimerização (FERRACANE, 1994, YAP; LEE; SABAPATHY, 2000, FARIA E SILVA, 2008). Essa quantidade de ligações duplas de carbono não-convertidas diminui as propriedades físicas (KUMBULOGLU et al., 2004) e aumenta a degradação do material (GONÇALVES et al., 2008), podendo causar danos ao complexo dentinopulpar em preparos profundos (THONEMAN et al., 2002).

O grau de conversão é a medida da porcentagem relativa de ligações duplas de carbono consumidas durante o processo e serve como parâmetro indicativo da qualidade de polimerização do material (ASMUSSEN, 1982, FERRACANE, 1985, RUEGGEBERG; CAUGHMAN, 1993). Ao utilizar esse parâmetro, algumas técnicas como o ensaio de espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier e espectroscopia RAMAN, calorimetria exploratória diferencial são consideradas métodos diretos de avaliação de grau de conversão. Os métodos espectroscópicos medem os níveis de conversão na superfície do material estudado, pela mensuração de como o pico alifático-aromático se altera durante a polimerização. A calorimetria exploratória diferencial baseia-se na mensuração da quantidade de calor gerada durante a polimerização, sendo capaz de analisar o interior da massa do material (ENAMI; SODERHOLM, 2003).

Um inadequado grau de conversão resulta em propriedades físico-mecânicas inferiores, como baixa dureza, baixa resistência ao desgaste, instabilidade de cor, microinfiltração, reações teciduais adversas, aumento do índice de sorção de água, maior solubilidade e maior possibilidade de falha precoce (FERRACANE, 1985, ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998, ORTENGREN et al., 2001, PEDREIRA et al., 2009, VALENTINO et al., 2010, MANSO et al., 2011). Uma vez que as propriedades mecânicas são afetadas pelo grau de conversão dos compósitos, a avaliação de algumas dessas propriedades fornece uma medida indireta de extensão de cura. Assim, avaliações indiretas do grau de conversão podem ser realizadas por meio de testes de microdureza, uma vez que valores mais altos de dureza são indicativos de uma maior extensão de polimerização (FERRACANE, 1985, DEWALD; FERRACANE, 1987, RUEGGEBERG; CRAIG, 1988, HOFMAN et al., 2001, BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002, SOH; YAP, 2004, CEBALLOS et al., 2007, PEDREIRA et al., 2009, PEGORARO, 2010, VALENTINO et al., 2010, RAMOS et al., 2011).

A sorção de água e a liberação de componentes por meio de testes de miscibilidade também fornecem medidas indiretas da extensão da polimerização de compósitos (RUEGGERBERG; CRAIG, 1988), porque a estabilidade da matriz polimérica irá ditar sua susceptibilidade à degradação química (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2001).

Os métodos diretos de avaliação de grau de conversão necessitam de conhecimento especializado, por serem técnicas complexas e demoradas, além de apresentarem custo elevado (RUEGGERBERG; CRAIG, 1988). Nesse sentido, o uso de testes de dureza se tornou muito popular devido a sua técnica relativamente simples e à confiabilidade dos resultados obtidos. Outra grande vantagem que pode ser citada é a correlação entre os valores de dureza e grau de conversão, já demonstrado na literatura (FERRACANE, 1985).

O emprego de testes de dureza como mensuração indireta do grau de conversão de compósitos deve levar em consideração as diferentes composições químicas das marcas avaliadas, tendo em vista que as mesmas influenciam a densidade de ligações cruzadas formadas durante a polimerização e, conseqüentemente, as propriedades mecânicas do material (FERRACANE, 1985). Dessa forma, não existe um valor de dureza capaz de prever o grau de conversão ideal de um compósito (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002). Apesar disso, os testes de dureza permitem verificar a efetividade dos componentes auto e fotopolimerizáveis presentes nos cimentos de polimerização dual (PEUTZFELDT, 1995).

Em geral, o teste de microdureza Knoop é o método mais comumente indicado para avaliação de materiais poliméricos, tais como resinas compostas, pois minimiza o efeito de recuperação elástica (SOUZA, 1982), que é frequentemente observado para estes materiais. No entanto, vários autores têm também utilizado o teste de dureza Vickers (DEWALD; FERRACANE, 1987, RUEGGERBERG; CRAIG, 1988, ILIE; HICKEL, 2008; HOOSHMAND; MAHMOODI; KESHVAD, 2009), que também é considerado um indicador do grau de polimerização de materiais de resina composta.

Testes de dureza consistem na avaliação microscópica de uma impressão realizada no material testado por uma ponta de diamante sob carga e tempo previamente determinados. Para o teste de microdureza Knoop, o diamante tem a forma de losango e as medições são realizadas na maior diagonal da endentação. Para a microdureza Vickers, o diamante tem forma piramidal, realizando uma impressão em forma de quadrado e as medidas são feitas em ambas as diagonais, obtendo-se valores médios. Para materiais poliméricos, tais como a resina composta, após a remoção da carga ocorre o fenômeno de recuperação elástica e, portanto, pode afetar as duas diagonais, mascarando os resultados. Em uma endentação Knoop, a recuperação elástica poderia afetar a diagonal menor e influenciar menos nos resultados obtidos (SOUZA, 1982).

Os estudos que procuram acessar o grau de conversão de materiais resinosos, através de testes de microdureza, não são recentes. Ferracane (1985) correlacionou o teste de microdureza ao grau de conversão de três compósitos sem carga, determinado previamente por ensaio de espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier. Apesar da boa correlação entre o aumento da dureza e um maior grau de conversão para as resinas avaliadas, o autor atesta que um valor específico de dureza não pode ser correlacionado a um específico grau de conversão quando comparadas diferentes formulações de materiais. Dessa forma, as duas técnicas não devem ser utilizadas de forma intercambiável como indicativas de grau de conversão de diferentes resinas, uma vez que cada uma delas é sensível a diferentes variáveis.

Blackman, Barghi e Duke, em 1990, examinaram o grau de conversão de dois cimentos resinosos: um fotopolimerizável (Porcelite yellow) e outro dual (Dicor translucent), através do teste de microdureza Knoop, avaliando a influência de cinco diferentes espessuras de cerâmica (0,5mm; 1,0mm; 2,0mm; 3,0mm; 4,0mm), dois materiais restauradores cerâmicos (VMK 68 e Dicor) e tempos de exposição de luz variando de 30 a 120 segundos. Ambos os cimentos alcançaram o nível máximo de polimerização, ou seja, maiores valores de microdureza, após 60 segundos de exposição à luz sob espessuras de 0,5 e 1,0mm das cerâmicas. Porém, sob espessuras maiores (3,0 a 4,0mm), o cimento dual possuiu melhores resultados sob a cerâmica vítrea. Entretanto nenhum cimento alcançou nível máximo de polimerização sob espessuras maiores de cerâmica feldspática.

Peutzfeldt, em 1995, avaliou o efeito da fotopolimerização no grau de conversão do monômero, em função da quantidade de ligações duplas remanescentes, por meio de análise em ensaio de espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier de oito marcas comerciais de cimentos resinosos com polimerização dual. Verificou que, na presença da dupla polimerização, a quantidade de ligações remanescentes variou entre 19 e 38%. Porém, sem o uso da luz, esses valores variaram entre 25 e 56%, sendo que um dos cimentos que não foi fotopolimerizado não endureceu. A fotopolimerização foi capaz de reduzir a quantidade de ligações duplas remanescentes em 6 cimentos.

Hofmann et al. (2001) avaliaram a qualidade de polimerização de 4 cimentos resinosos dual (CV Duo Cem, Nexus, Variolink II e Sono Cem) e um químico (Panavia 21, como controle), utilizando a microdureza Vickers, resistência flexural e módulo de elasticidade como parâmetros. Eles variaram o modo de ativação (química, fotoativação da pasta base e cura dual) e o efeito da cerâmica nas propriedades mecânicas desses cimentos. Concluíram que a cura dual promove melhores propriedades mecânicas que a fotoativação sozinha, e que a cura dual compensou a irradiação através da cerâmica.

Soh e Yap (2004) utilizaram um método direto (differential scanning calorimetry) e um método indireto (dureza Knoop) para avaliar a densidade de ligações cruzadas de um compósito (Filtek Z100), quando fotopolimerizado, utilizando diferentes técnicas. Os resultados do estudo mostraram boa correlação entre ambos os métodos de avaliação.

Poskus, Placido e Cardoso (2004) analisaram a influência de duas técnicas de microdureza Knoop e Vickers de cavidades classe II restauradas com diferentes materiais resinosos (ALERT, Solitaire 2, Sure Fil, Filtek Z250 e A110). Os testes de dureza Knoop e Vickers mostraram valores estatisticamente similares e, através do teste estatístico de correlação de Pearson, demonstrou-se correlação positiva entre os valores de dureza Knoop e Vickers, embora os valores de dureza Vickers tenham sido mais altos.

2.4 Fatores que podem interferir na polimerização do cimento resinoso

Os principais fatores que controlam o grau de conversão de um compósito estão relacionados com a composição do material, densidade de potência da luz, comprimento de onda, tempo de exposição, distância da fonte de irradiação e quantidade e tamanho das partículas de carga do material (ASMUSSEN, 1982).

A completa conversão dos monômeros em polímeros é impossível de ser obtida nas condições clínicas em que essas reações se processam, ou seja, em poucos minutos, em pressão atmosférica, na presença de umidade, oxigênio e em temperatura corpórea normal (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). A principal dificuldade para obtenção de um alto índice de conversão decorre de limitações na mobilidade das moléculas reativas, impostas pela rápida formação de uma rede de ligações poliméricas cruzadas durante a fotopolimerização. Dessa forma, a conversão dos monômeros em polímeros nunca é completa, e sempre permanecem no interior da massa consideráveis quantidades de grupos metacrilatos não reagidos, ou monômeros residuais. Estudos que utilizaram ensaio de espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier reportaram um grau de conversão variando de 35-80% (ASMUSSEN, 1982, FERRACANE, 1985, NORONHA-FILHO et al., 2010, PEGORARO, 2010).

Como comentado anteriormente, a composição monomérica do cimento resinoso tem grande influência nas propriedades mecânicas finais. Monômeros menos rígidos, como o TEGDMA, elevarão o grau de conversão em função da sua mobilidade, o que contribuiria para o aumento das propriedades mecânicas. Já o BisGMA, em função da sua alta rigidez, aumenta a densidade de ligações cruzadas da estrutura polimérica em formação. Assim, monômeros rígidos são importantes na formação de polímeros mais resistentes e homogêneos (BARSZCZEWSKA-RYBAREK, 2009). Por outro lado, monômeros flexíveis aumentam o grau de conversão, mas contribuem menos com a rigidez da estrutura, além de serem mais susceptíveis aos fatores extrínsecos de degradação.

Nesse sentido, Caughman, Chan e Rueggberg, em 2001, examinaram a capacidade de 6 cimentos resinosos de cura dual (Calibra, Choice, Insure, Lute-it, Nexus, Variolink II) de polimerizar em diferentes situações clínicas, através da

determinação do grau de conversão com ensaio de espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier. Concluíram que a capacidade de autopolimerização (cura química) dos cimentos resinosos dual varia conforme o produto, e que a escolha do cimento dual deve ser baseada na intenção de onde este será utilizado, porque nem todos os produtos polimerizam adequadamente em todas as situações clínicas.

Braga, Cesar e Gonzaga (2002) analisaram a influência da forma de polimerização sobre a resistência flexural e sobre a dureza de diferentes cimentos resinosos (Panavia e Variolink II - fotopolimerizáveis, autopolimerizáveis e de polimerização dual; RelyX ARC - autopolimerizável e dual; e C&B - autopolimerizável). Os espécimes foram submetidos a um teste de 3 pontos e a dureza Knoop foi mensurada nos fragmentos obtidos após os testes de resistência flexural. Os cimentos RelyX ARC e Variolink II mostraram maiores valores de dureza após a fotoativação e não foi identificada correlação entre a resistência flexural e a dureza, comprovando que outros fatores como, por exemplo, o conteúdo de carga e o tipo de monômero afetam as propriedades mecânicas dos compósitos.

Há um significativo decréscimo no potencial de polimerização de cimentos resinosos usados sob restaurações cerâmicas decorrente da atenuação da luz (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001). A composição, a espessura e a opacidade do material cerâmico podem diminuir a ação da luz originada do fotopolimerizador usado para polimerizar o cimento resinoso abaixo da restauração cerâmica (EL-MOWAFY; RUBO, 2000). A profundidade média de polimerização reside na faixa de 2,0mm (ASMUSSEN, 1982) a 3,0mm (RUEGGEBERG; CAUGHMAN, 1993) sob restaurações cerâmicas.

Vários estudos recentes estão sendo realizados a fim de avaliar o grau de conversão de cimentos resinosos em função de diferentes espessuras, cor e tipo de cerâmicas utilizadas na confecção de coroas protéticas. Em 2006, Soares, Silva e Fonseca avaliaram a microdureza (Vickers) de um cimento de polimerização dual (Rely X ARC), variando a espessura e a cor de uma cerâmica feldspática. Foram usados 95 incisivos bovinos, nos quais foram preparadas cavidades de 4,0mm de diâmetro. As restaurações foram confeccionadas com 1, 2 e 4,0mm de espessura nas cores A1, A2, A3, A3,5 e A4. Concluíram que a microdureza do cimento resinoso

dual depende da interação entre a espessura e a cor da cerâmica, sendo que restaurações com espessura de cerâmica entre 1,0 e 2,0mm não prejudicam a dureza do cimento, independente da cor. Ainda perceberam que em restaurações cerâmicas com 4,0mm de espessura o aumento na saturação do croma provoca diminuição nos valores de dureza do cimento.

Em 2008, Borges et al. avaliaram o efeito dos diferentes tipos de cerâmica na microdureza Knoop de um cimento resinoso (Rely X ARC), imediatamente e 24h após a polimerização, e também o efeito de diferentes modos de ativação: fotopolimerização direta sobre o cimento, através de cerâmicas e somente com ativação química. Os valores de dureza Knoop do cimento para ativação química e através de todas as cerâmicas mostraram valores inferiores comparados à ativação direta, tanto para a ativação imediata quanto para a ativação após 24h. Notou-se também um aumento no valor de dureza após 24h da ativação, exceto para o cimento ativado diretamente. As cerâmicas mais opacas (alumina e zircônia) resultaram em valores de dureza mais baixos do que os das cerâmicas à base de sílica.

Em 2008, Meng, Yoshida e Atsuta investigaram a influência da espessura da cerâmica nas propriedades mecânicas e na estrutura do polímero (grau de conversão e quantidade de ligações cruzadas) de três agentes cimentantes de polimerização dual: Linkmax HV (GC), Nexus 2 (Kerr) e Variolink II HV (Ivoclar-Vivadent). Os autores puderam determinar que, para os três agentes de cimentação, a resistência à flexão, o módulo de elasticidade, o grau de conversão e a quantidade de ligação cruzada diminuíram com o aumento da espessura da cerâmica.

Ilie e Hickel (2008) analisaram os efeitos da polimerização no cimento resinoso Variolink II, variando os tempos de exposição (5s, 10s e 15s) da luz fotopolimerizadora de alta intensidade, tipos de cerâmica (dois reforçados por leucita e dois de dissilicato de lítio), espessura (0,5mm, 1,0mm, 2,0mm e 3,0mm) e translucidez da cerâmica. Foi observado que o tempo de exposição de 15s é o mínimo necessário para a polimerização do cimento resinoso e que, na potência de luz utilizada, a luz consegue polimerizar o cimento sob cerâmicas com até 2,0mm de espessura, sem reduzir a microdureza do cimento.

Pazin et al., em 2008, investigaram, também, a influência da espessura de cerâmicas (0,7mm, 1,4mm e 2,0mm) reforçadas por leucita na polimerização do cimento resinoso dual Variolink II, através da dureza knoop. As espessuras de cerâmica de 1,4mm e 2,0mm tiveram valores de dureza similares entre si, mas significantivamente inferiores aos demais grupos, exceto para o grupo de polimerização química.

Hooshmand, Mahmoodi e Keshvad (2009) avaliaram a influência do tipo de luz fotopolimerizadora (LED ou Halógena) através de cerâmica (dissilicato de lítio), determinando a microdureza Vickers do cimento resinoso Variolink Ultra. Perceberam que a eficiência da alta intensidade da luz LED no cimento resinoso usado no estudo foi comparável à alta intensidade da luz halógena somente com longo tempo de exposição. Mostraram também que os valores de microdureza reduziram significativamente depois da irradiação através de discos de cerâmica de 2,0mm de espessura em ambos os tipos de lâmpadas testados.

Ainda relacionado à espessura da cerâmica, Noronha-Filho et al. (2010) observaram o grau de conversão de quatro cimentos resinosos (All Ceram, Enforce, Rely X ARC e Variolink II) ativados quimicamente e de forma dual, e também avaliaram a redução no grau de conversão na polimerização dual promovida pela interposição de uma cerâmica IPS Empress II de 2,0mm de espessura. Os resultados encontrados constatarem uma diminuição significativa do grau de conversão quando a ativação ocorreu através do disco de cerâmica.

Ao analisar a influência de diferentes composições de cerâmica na microdureza Knoop, imediatamente e 24h depois da ativação pela luz e os efeitos do modo de polimerização do cimento resinoso Panavia F 2.0, Valentino et al. (2010) perceberam que os maiores valores de dureza foram encontrados para as cerâmicas de vidro e dissilicato de lítio em comparação às cerâmicas à base de alumina e zircônia, nos dois momentos estudados, e concluíram que a composição da cerâmica resulta em diminuição da passagem de luz, baixa polimerização e valores de microdureza.

Somado a esses fatores, existe ainda o problema relacionado com a incompatibilidade dos sistemas adesivos simplificados convencionais de dois passos

e autocondicionantes que acompanham a maioria dos cimentos resinosos de polimerização química e dual. Isso ocorre uma vez que, após a polimerização do adesivo, a camada superficial que se mantém não polimerizada devido à inibição pelo oxigênio contém monômeros ácidos que reagem com as aminas terciárias presentes como catalisadoras da reação química desses cimentos, consumindo-as e impedindo que as mesmas atuem na reação de polimerização (CARVALHO et al, 2004a). Outro fator responsável pela pobre união entre os adesivos simplificados ácidos com os cimentos de polimerização química ou dual é o fato de que esses adesivos, principalmente os autocondicionantes de passo único, se comportam como membranas permeáveis após sua polimerização (TAY et al., 2002). Esse fato indica que eles não garantem o vedamento hermético da dentina, permitindo que fluidos possam atravessar a camada do adesivo, o que aumenta a degradação dos cimentos, principalmente se, porventura, os mesmos estiverem inadequadamente polimerizados.

Carvalho et al.(2004b) avaliaram o efeito da permeabilidade do adesivo sobre a união de cimentos resinosos que utilizam primers autocondicionantes à dentina. Os autores testaram a hipótese nula de que a aplicação de uma cobertura de resina hidrofóbica sobre adesivos autocondicionantes de 1 e 2 passos não produziria efeitos na união de cimentos resinosos à dentina hidratada. Foram testados dois cimentos (Panavia F e Bistite II DC) com ou sem cobertura de uma camada de resina hidrofóbica de baixa viscosidade (Scotchbond Multipurpose Plus) por meio de microtração, MEV e MET. Perceberam que a aplicação da resina hidrofóbica reduziu a nanoinfiltração para ambos os sistemas adesivos dos cimentos testados, sugerindo uma diminuição na permeabilidade da camada adesiva e melhora na adesão dos cimentos resinosos à dentina.

Em um estudo *in vivo*, Tay et al., em 2004, testaram a hipótese de que os adesivos convencionais de passo único são efetivos na redução da permeabilidade dentinária. Encontraram transudação do fluido dentinário na camada adesiva na forma de bolhas de água em todos os grupos, em seguida à aplicação do adesivo e após 10-14 dias. Notaram que os adesivos foram menos efetivos em selar a dentina recentemente preparada que a *smear layer*. Concluíram que, nessa situação, os adesivos utilizados se comportaram como membranas permeáveis após a polimerização.

Em restauração sobre a dentina faz-se necessário utilizar materiais com moléculas hidrófilas, com afinidade pela umidade própria do tecido dentinário (KUGEL; FERRARI, 2000). Para a adesão com outros substratos como, por exemplo, ligas metálicas, podem ser necessárias moléculas que, além de gerar adesão mecânica microscópica, sejam capazes de reagir com os substratos a partir de grupos químicos específicos (MACCHI, 2010).

2.5 Efeito do armazenamento em água na degradação do cimento

Seria desejável que os cimentos resinosos fossem materiais estáveis após a polimerização e não interagissem com o meio quando expostos à cavidade bucal. Entretanto, na maioria dos monômeros empregados nas resinas compostas, embora apresentem caráter hidrofóbico, frequentemente se observa sorção de água. A difusão de água na matriz resinosa causa dois fenômenos opostos. Durante a sorção de água, ocorre a liberação de monômeros residuais solúveis e íons (FERRACANE, 1994) que são responsáveis pela contração adicional da resina e pelo aparecimento de porosidades internas. Ao mesmo tempo, a sorção de água pode determinar a expansão higroscópica da resina, com aumento de seu volume e peso (YAP; WEE, 2002, PEDREIRA et al., 2009). A água rompe as ligações intermoleculares existentes entre as moléculas de polímero, enfraquecendo-o mecanicamente e, conseqüentemente, o cimento. Ao longo do tempo, a água é capaz de romper a ligação entre a carga e a matriz e ficar adsorvida na superfície da partícula. A partir desse momento, sob quaisquer tensões mastigatórias haverá concentrações de tensões ao redor das partículas, ocasionando rachaduras na matriz orgânica que podem levar à redução das propriedades mecânicas (OYSAED; RUYTER, 1986).

Segundo Ferracane, 2006, diversos fatores relacionados à química e à estrutura da rede polimérica são importantes na determinação da extensão em que o material se degrada em ambiente aquoso. Dentre as características químicas importantes relacionam-se a hidrofília do polímero e as diferenças entre o parâmetro de solubilidade do polímero e do solvente. Dentre os parâmetros estruturais, encontram-se a densidade de ligações cruzadas e a porosidade da rede polimérica.

A quantidade de carga também exerce influência sobre a sorção e solubilidade da estrutura polimérica.

Como já foi mencionado, nenhum compósito odontológico apresenta total conversão de monômeros em polímeros. Logo, a resina subpolimerizada é mais suscetível à absorção de água, o que afeta não somente suas propriedades mecânicas imediatas, como também sua durabilidade (CARVALHO et al, 2004a; MANSO et al., 2011).

Além dos efeitos deletérios às partículas inorgânicas, há a liberação de monômeros não reagidos ou subprodutos de degradação hidrolítica da matriz de resina, que, além de terem impacto na biocompatibilidade do material, criam zonas para mais retenção de água. Dentre os monômeros, o TEGDMA é o monômero mais lixiviado das resinas compostas. Moléculas como bisGMA e UDMA podem ser liberadas caso o grau de conversão do material resinoso esteja comprometido (ÖRTENGREN et al., 2001).

O envelhecimento artificial é um fator importantíssimo a ser levado em consideração nos estudos de avaliação de resistência adesiva dos cimentos resinosos às cerâmicas. Absorção de água, hidrólise e mudanças térmicas são condições intraorais que influenciam na estabilidade a longo prazo da adesão promovida por silanos a resinas. Armazenamento em água e termociclagem são métodos de envelhecimento artificiais comumente usados, que influenciam significativamente na adesão cimento/cerâmica (KUMBULOGLU et al., 2006).

Com o objetivo de determinar o efeito do armazenamento em água (1 dia, 6 meses, 1 ano e 2 anos) na resistência à fratura, módulo de elasticidade, resistência flexural e dureza em 3 resinas compostas experimentais, variando o tempo de cura e alterando a composição das mesmas, Ferracane, Berge e Condon, em 1998, obtiveram uma pequena redução, mas significativa, na resistência à fratura para todas as resinas e na microdureza em metade delas, quando armazenadas a longo prazo em água. Suspeitaram que a sorção de água leva ao amolecimento do polímero.

Kitasako et al. (2000) estudaram a durabilidade da união de 3 cimentos resinosos (Panavia 21, Bistite e Massa Bond) em dentina bovina, em função do

tempo de armazenamento e nas seguintes condições: um ano em água, com e sem trocas diárias, e um ano em solução salina tamponada com fosfato, com e sem trocas semanais. Os resultados mostraram que o armazenamento em água com trocas diárias é importante nos testes a longo prazo para a avaliação da resistência adesiva e que a sorção de água pode liberar alguns componentes da resina não completamente polimerizados.

De acordo com Örtengren et al., em 2001, a degradação e erosão de materiais à base de compósito ocorrem como resultado de uma polimerização incompleta e também sob influência de fluidos orais, especialmente a água. Os autores avaliaram a sorção e a solubilidade à água de vários compósitos, inclusive dos cimentos C&B, Sono-Cem e Variolink II. Identificaram também, por meio de cromatografia líquida de alto desempenho, os monômeros liberados da matriz orgânica durante a armazenagem em água por 4 e 7 horas, 7, 60 e 180 dias. A menor sorção à água foi encontrada para o Sono-Cem, seguido pelo Variolink II e C&B. O TEGDMA foi a principal substância liberada nos cimentos Variolink II e Sono-Cem, apresentando concentração máxima após 7 dias de armazenagem. Concluíram que a composição da matriz da resina é um fator importante para os padrões de sorção e solubilidade à água, sendo o TEGDMA o monômero mais liberado, seguido pelo UDMA e bisGMA.

Walker, Spencer e David-Eick (2003) analisaram o módulo e resistência flexural do cimento resinoso Panavia F após armazenamento em água quando submetidos ou não a testes de carga cíclica. As propriedades mecânicas do cimento foram avaliadas por meio de carga estática após 48h, 31 dias e 60 dias. MEV foi utilizada para a caracterização da morfologia das superfícies fraturadas e potencial identificação de componentes susceptíveis à degradação. Os resultados mostraram não haver diferença estatística no módulo e resistência flexural para os espécimes armazenados em água, com ou sem ciclagem dinâmica. Os espécimes armazenados em água, sem ciclagem, apresentaram fraturas na matriz de resina, causadas pela redução da resistência flexural, resultado da plastificação da matriz em contato com a água e possível degradação hidrolítica.

Bonfante et al., em 2008, analisando quantitativamente a continuidade da interface cimento/dentina, por meio de MEV, de pinos de fibra de vidro cimentados

com diferentes cimentos resinosos, mostraram que a interface apresentava solução de continuidade entre o cimento e as paredes do conduto, principalmente nos terços apical e médio, antes e após imersão em solvente. Os autores verificaram que, após 3 meses de armazenagem em água deionizada, foram detectadas falhas também no terço cervical, além de uma queda na continuidade da interface em todos os cimentos testados.

Pedreira et al., em 2009, mostraram os obstáculos na obtenção de um adequado grau de conversão em ambiente intrarradicular quando analisaram a microdureza de quatro cimentos resinosos de polimerização dual utilizados na cimentação de pinos de fibra de vidro, nos períodos iniciais, após 24h de imersão em etanol a 75% e após 3 meses de armazenamento em água. O armazenamento em água por três meses não promoveu nenhuma influência na dureza da maioria dos cimentos, com exceção do RelyX Unicem que evidenciou um aumento significativo nos valores de dureza após esse período. A qualidade de cura dos cimentos resinosos nos canais radiculares parece imprevisível e altamente dependente do material.

Vrochari et al.(2010) avaliaram a solubilidade e absorção de água em diversos cimentos de resina e observaram que materiais com mecanismo de polimerização similar podem se comportar de maneira diferente quando armazenados em água.

Ramos et al. (2011) determinaram a microdureza de dois cimentos resinosos de polimerização dual (Panavia e Rely X – U100) usados na cimentação de pinos de fibra de vidro sob diferentes protocolos de polimerização e período de armazenagem em água (7 dias e 3 meses). Ambos os cimentos sofreram redução da microdureza depois de armazenamento por 3 meses em água deionizada.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo geral deste estudo foi avaliar a microdureza do cimento resinoso Variolink® II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) utilizado na cimentação em coroas totais cerâmicas sobre diferentes substratos (dentina, metal e resina composta), após sete dias e três meses de armazenamento em água.

Como objetivos específicos, testaram-se as seguintes hipóteses nulas:

1. Não há diferença nos valores de microdureza no terços cervical, médio, oclusal e face oclusal;
2. Não há diferença nos valores de microdureza entre os substratos;
3. Não há diferença entre os tempos de armazenamento em água.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP, em reunião realizada em 24 de fevereiro de 2010 (processo nº 165/2009) (Anexo A).

4.1 Preparo dos corpos de prova e formação dos grupos

Para a realização desta pesquisa, foram utilizados 30 terceiros molares humanos, hígidos, recentemente extraídos e com dimensões semelhantes. Os dentes foram limpos e armazenados em água deionizada.

Os dentes foram fixados com gesso comum (Asfer Indústria Química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil) nos centros de cilindros de PVC (Tigre S/A, Indaiatuba, SP, Brasil) de 25,0mm de diâmetro por 15,0mm de altura, utilizando um delineador a fim de deixar o longo eixo perpendicular à base do cilindro. A linha da junção amelocementária foi posicionada 3,0mm acima do topo do cilindro.

Os dentes foram aleatoriamente distribuídos em 3 grupos com 10 espécimes cada um:

- Grupo D: substrato em dentina (Figura 1a);
- Grupo M: substrato em metal (Figura 1b);
- Grupo R: substrato em resina composta (Figura 1c).

Os dentes do grupo D foram preparados, sob constante irrigação, para receber coroas cerâmicas com as seguintes características: grau de inclinação entre 6° e 10° nas paredes axiais; chanfrado com 1,2 a 1,5mm de espessura, localizado na junção cimento-esmalte; redução axial de 1,5mm; desgaste oclusal para padronizar a altura gengivo-oclusal em 4,0mm com auxílio de um paquímetro; ângulos arredondados. Foram utilizadas as brocas diamantadas nº 1014, 3216, 4138

(KG Sorensen Indústria e Comércio Ltda., Cotia, SP, Brasil). Todas as faces preparadas permaneceram em dentina.

Para a confecção dos corpos de prova dos grupos R e M, as coroas foram seccionadas ao nível da junção cimento-esmalte, mantendo o término cervical em dentina. A câmara pulpar foi aberta, limpa e as retenções das paredes laterais foram eliminadas. Para o grupo M as paredes da câmara pulpar foram isoladas com vaselina sólida (PR Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., Florianópolis, SC, Brasil) e o núcleo foi confeccionado em resina acrílica vermelha (DuraLay, Polidental Indústria e Comércio Ltda., Cotia, SP, Brasil). Após a fundição em liga de cobre-alumínio, os núcleos foram adaptados e cimentados com cimento fosfato de zinco (S. S. White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Os condutos não foram preparados em função de a retenção do núcleo não ser um aspecto importante no tipo de teste empregado nesta pesquisa. Após a cimentação, os núcleos receberam acabamento com broca diamantada a fim de manter as medidas já descritas.

No grupo R, foram realizados os mesmos procedimentos iniciais do grupo M, mas sem remover as retenções das paredes circundantes. Os núcleos de preenchimento foram confeccionados com resina composta Filtek[®] Z250 (3M ESPE Produtos Dentários, St Paul, MN, USA) pela técnica da inserção incremental. O remanescente dentário recebeu condicionamento com ácido fosfórico a 37% (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 15s, seguido da aplicação de uma camada do adesivo Adper Single Bond[®] 2 (3M ESPE Produtos Dentários, St Paul, MN, USA), que foi fotopolimerizado por 10s. Para esses grupos, a forma da coroa seguiu as mesmas características do grupo D.

Após o término dos preparos de todos os grupos, os dentes permaneceram armazenados em água deionizada por aproximadamente 15 dias.

Figura 1 – Preparo em: dentina (a); em metal (b); em resina composta (c)

4.2 Moldagem e obtenção dos troquéis

Previamente à moldagem, foi realizado um alívio com cera laminada para fundição de Roach azul (Wilson – Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil) com espessura aproximada de 0,25mm e largura de 3,0mm, no meio da coroa no sentido vestíbulo-lingual, a partir da junção da parede axial com o término cervical (Figuras 2). O alívio proporcionou uma espessura de cimento que permitiu a

realização das mensurações de microdureza com o penetrador tipo Knoop do microdurômetro Shimadzu Micro Hardness Tester HMV-2.000 (Shimadzu Corporation, Japan).

Os preparos foram moldados com silicona por adição Express[®] (3M ESPE Produtos Dentários, St Paul, MN, USA), usando-se moldeiras individuais confeccionadas com cilindros de PVC (Tigre S/A, Indaiatuba, SP, Brasil) de 25,0mm de diâmetro por 15,0mm de altura, utilizando a técnica da dupla mistura. Seguindo as recomendações do fabricante, aguardaram-se duas horas para o vazamento do molde, que foi realizado com gesso especial tipo IV (Durone, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil). Os troquéis obtidos foram rigorosamente inspecionados, sendo descartadas as réplicas consideradas inadequadas.

Figura 2 – Vista do alívio

4.3 Confeção das coroas totais

Sobre os troquéis foram confeccionadas coroas em cerâmica IPS e.max[®] Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pastilha de dissilicato de lítio LT (pouco translúcida), cor A1 e maquiadas para a cor A2, totalmente prensadas, seguindo as orientações do fabricante. Todas apresentavam dimensões semelhantes, com espessura aproximada de 1,5mm nas paredes axiais e 2,0mm na oclusal. Todas as coroas foram confeccionadas em um mesmo laboratório e por um único técnico.

Para detectar áreas ou pontos de atrito que impedissem o assentamento das coroas nos respectivos preparos, empregou-se uma silicona por condensação de

consistência fluida Oranwash® L (Zhermack, Badia Polesina, RO, Italy) aplicada no interior da coroa com auxílio de uma espátula de inserção. O conjunto (coroa e silicona) foi levado ao preparo (Figura 3a) e, após a presa da silicona, a coroa foi removida e avaliada. As áreas de interferências foram eliminadas com broca diamantada esférica nº1014 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil), em alta rotação sob refrigeração constante. Esse procedimento foi repetido até que uma película uniforme de silicona fosse observada no interior de toda a coroa. A verificação da adaptação foi realizada com o auxílio de uma sonda exploradora nº05 (Hu-Friedy, Chigaco, IL, USA) e foi considerada aceitável quando a sonda não detectou nenhuma discrepância na interface dente-coroa (Figura 3b). A avaliação da adaptação das coroas foi realizada por um profissional treinado e estranho à pesquisa. As coroas que não foram consideradas clinicamente aceitáveis tiveram de ser repetidas.

Figura 3 – Avaliação da adaptação das coroas com silicona (a); avaliação da adaptação com sonda exploradora (b)

4.4 Cimentação das coroas e formação dos subgrupos

Imediatamente antes da cimentação das coroas, todos os preparos foram limpos com mistura de água e pedra-pomes de granulação extrafina (S. S. White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil), lavados e secos por 30s. Para a cimentação, foi empregado um cimento de polimerização dual, Variolink® II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), cor A1.

A composição química do cimento e do sistema adesivo encontra-se na Tabela 1.

Tabela 1 – Composição química do Variolink® II e sistema adesivo Excite® DSC

CIMENTO	SISTEMA ADESIVO
VARIOLINK® II: Matriz de monômero (BisGMA, dimetacrilato de uretano e trietilenoglicoldimetacrilato) e carga inorgânica (vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de bário e alumínio e óxidos mistos esferoidais), catalisadores, estabilizadores e pigmentos.	EXCITE® DSC: HEMA, dimetacrilato, acrilato de ácido fosfônico, dióxido de silício altamente disperso, iniciadores e estabilizadores em solução alcoólica. Pincel revestido com iniciadores.

Todos os procedimentos de cimentação seguiram as instruções dos fabricantes, conforme descrito a seguir:

4.4.1 Tratamento da superfície do substrato

Todos os preparos foram condicionados com ácido fosfórico 37% Total Etch® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), por 15s, lavados por 5s e secos com jatos de ar, sem desidratar as superfícies em dentina.

Para os grupos D e R fez-se a aplicação do adesivo Excite® DSC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), cujo pincel contendo iniciador em suas cerdas foi introduzido no compartimento que continha o adesivo e em seguida levado às paredes do preparo, em todo seu perímetro, de modo suave, pincelando e agitando o material sobre o substrato durante 10s. Os excessos foram removidos com leves jatos de ar, distante aproximadamente 5,0mm da superfície do preparo, por 3s, e após 1 min procedeu-se à fotopolimerização do adesivo por 20s, pela face oclusal do preparo.

Para o grupo M, o adesivo foi aplicado na superfície preparada em dentina na região do término cervical, do mesmo modo descrito anteriormente.

4.4.2 Tratamento da superfície da cerâmica

A superfície interna de cada coroa foi condicionada com ácido fluorídrico a 5% IPS Ceramic Etching Gel[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) durante 20s, lavada e seca utilizando jatos de ar. Em seguida, o silano Monobond-S[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi aplicado por 60s, seco com jatos de ar e procedeu-se à aplicação do adesivo Excite[®] DSC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), conforme descrito anteriormente.

4.4.3 Cimentação

Após misturar as pastas base e catalisadora na proporção de 1:1, durante 10s, uma fina camada do agente cimentante foi colocada no interior da coroa com o auxílio de um pincel pelo de marta nº 00. As coroas foram posicionadas nos respectivos preparos com pressão digital, sendo então aplicada uma carga estática de 5Kg, com dispositivo especial (Figura 4). Após a remoção dos excessos, com pincel, foi iniciada a fotoativação (ROSENSTIEL, GEGAUFF, 1988).

Figura 4 – Dispositivo utilizado para cimentação das coroas (a);
Detalhe do posicionamento do dispositivo na face oclusal (b)

Para a fotoativação, a ponta da lâmpada fotopolimerizadora (V.I.P. Junior, Bisco, USA) foi colocada na região cervical, no centro das faces vestibular, lingual e no centro da oclusal apoiada sobre a coroa. Em cada uma das faces a duração de fotoativação foi de 40s. A densidade de potência (acima de 500mW/cm²) da unidade fotopolimerizadora foi aferida regularmente usando-se um radiômetro (Model 100 OptiluxRadiometer, SDS Kerr).

4.4.4 Formação dos subgrupos

Após a cimentação das coroas, os espécimes foram armazenados em recipientes à prova de luz, imersos em água deionizada e mantidos em estufa a 37°C.

Nesta fase, os corpos de prova de cada grupo foram divididos aleatoriamente em 2 subgrupos cada um, sendo 5 seccionados após 7 dias da cimentação e 5 mantidos em água deionizada por 3 meses, com trocas quinzenais.

4.5 Obtenção dos Espécimes

Após 7 dias da cimentação, os dentes foram removidos das matrizes de gesso e seccionados transversalmente com disco diamantado (Diamond Wafering Blade – Extec Corp., Enfield, CT, USA), em uma máquina especial para cortes seriados (Isomet 2000 precision saw – Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA), em baixa velocidade e constante irrigação, 3,0mm abaixo da margem das coroas. Em seguida, as coroas foram reposicionadas na máquina e seccionadas longitudinalmente no sentido vestibulo-lingual, no centro da área do alívio. Previamente à cimentação das coroas, foram demarcados dois pontos (vestibular e lingual) para referenciar a área do alívio. Para facilitar o posicionamento do espécime na mesa do microdurômetro, de modo a deixar a superfície analisada perpendicular à objetiva, realizou-se um corte lateral limitado à cerâmica, após o primeiro corte longitudinal (Figura 5a). Dessa forma, toda a linha do cimento foi exposta para a avaliação da microdureza nos terços cervical, médio, oclusal e face oclusal (Figuras 5b e 5c).

Figura 5 – Segundo corte longitudinal, paralelo ao realizado na região do alívio (a); vista lateral do espécime seccionado (b); vista da linha de cimento exposta (c)

4.6 Tratamento superficial dos espécimes para o teste de microdureza

Os espécimes foram fixados em discos de resina acrílica pré-fabricada (30,0mm de diâmetro por 8,0mm de espessura) com cera pegajosa (Asfer Indústria Química Ltda.), tendo a superfície interna voltada para cima, e foram levados à politriz (Arotec S.A. Indústria e Comércio, Cotia, SP) (Figura 6) para polimento sob refrigeração constante de água, de acordo com a seguinte sequência:

1. Lixa de granulação 600 (Extec – Erios Internacional São Paulo, SP), 2 pesos (86 g cada um), por 5min em baixa velocidade;
2. Lixa de granulação 1200 (Extec – Erios Internacional São Paulo, SP), 3 pesos (86g cada um), por 5min em alta velocidade;
3. Papel feltro para polimento (Polishing Cloth Buehler 40-7618) e pasta de diamante (Extec I Water based diamond permanent polishing suspension).

Extec Corp, 1 micron 16.587), 3 pesos (86g cada um), por 5min em alta velocidade.

Entre cada polimento, os espécimes foram lavados com jatos de água deionizada, durante 30s, e submetidos ao ultrassom (Ultrasonic Cleaner Mod. USC 750; Unique Ind. E Com. de Produtos Eletrônicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) com água deionizada, durante 2min. Até o momento da análise de microdureza do cimento, os espécimes (Figura 7) foram conservados em ambiente úmido e escuro.

Figura 6 – Espécimes levados à politriz

Figura 7 – Espécimes polidos e preparados para a realização dos testes de microdureza: substratos em dentina, metal e resina composta, da esquerda para a direita, respectivamente

4.7 Avaliação da microdureza

As mensurações foram realizadas no microdurômetro Shimadzu Micro Hardness Tester Hmv-2.000 (Shimadzu Corporation – Kyoto, Japan) (Figura 8), com penetrador tipo Knoop e carga estática de 50g com tempo de 10s (PEDREIRA et al. 2009), acoplado ao Software para a análise de imagem CAMS-WIN (NewAge Ind., USA).

Os espécimes fixados ao disco de resina foram posicionados sobre a mesa do microdurômetro e a linha de cimentação foi ajustada ao centro da tela de um microcomputador adaptado ao aparelho, inicialmente utilizando-se uma lente de 10x e, em seguida, uma lente 40x para melhor visualização da área. Após o posicionamento exato do local do teste, a ponta endentadora era rotacionada para o local da lente, e o botão de testes acionado para que a mesma penetrasse no cimento e fornecesse o valor da microdureza daquele local. As endentações foram realizadas em intervalos de 0,5mm (nas faces vestibular e lingual) e de 1,0mm (na face oclusal), iniciando-se pela cervical na face vestibular, na região do cimento que se apresentasse mais homogênea (possuísse menor número de artefatos relacionados à técnica de cimentação), obtendo-se, ao final da análise de cada espécime, no mínimo 23 valores de microdureza (6 para o terço cervical, 6 para o terço médio, 6 para o terço oclusal e 5 para a face oclusal). Ao final das mensurações, obteve-se a média dos valores de microdureza para os terços e face já descritas (Figura 9).

Figura 8 - Microdurômetro Shimadzu Micro Hardness Tester Hmv-2.000

Figura 9 – Esquema das endentações (a); Endentação Knoop na linha de cimento - objetiva 40x (b)

Após 3 meses de armazenamento em água, as coroas foram seccionadas e avaliadas seguindo a metodologia descrita anteriormente.

4.8 Obtenção dos espécimes do grupo controle

Esse grupo foi estabelecido para se avaliar a microdureza do cimento quando polimerizado em condições ideais de acesso à luz.

Para esse grupo foram confeccionados 18 espécimes em forma de pastilhas, sendo 6 para cada substrato.

Para o substrato em dentina foram realizados dois cortes paralelos entre si e transversais ao longo eixo do dente, para se obter uma fatia de aproximadamente 3,0mm de espessura e diâmetro variando de acordo com o dente. A face coronal central dessa fatia, local em que foram cimentadas pastilhas do cimento Variolink® II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), foi constituída somente de dentina.

As pastilhas confeccionadas em resina e em metal foram obtidas de um mesmo molde, com 8,0mm de diâmetro e 4,0mm de altura.

Para as pastilhas feitas com resina composta, foi utilizada a mesma resina do grupo experimental, sendo que depois da aplicação do último incremento, uma tira de poliéster foi posicionada sobre a mesma e fez-se a fotopolimerização. A face irradiada foi demarcada por meio de uma lâmina de bisturi para que pudesse ser

posteriormente identificada. Já para as pastilhas em metal, foi vertida cera para fundição no molde e, em seguida, enviado ao laboratório para fundição com a mesma liga utilizada no Grupo M. Todos os espécimes foram armazenados em água deionizada até o momento da aplicação do cimento (Figura 10).

Figura 10 - Espécimes dos substratos em dentina (esquerda), metal (centro) e resina composta (direita)

Previamente à aplicação do cimento, realizou-se o tratamento de superfície de cada tipo de substrato, seguindo a descrição do item 4.4.1.

Para posicionar o cimento sobre o substrato e obter uma espessura uniforme do material, utilizou-se um molde de cilindro de plástico preto com 6,0mm de diâmetro e 2,0mm de altura (Figura 11a). O cimento foi manipulado conforme as orientações do fabricante e inseridos no interior do molde por meio de uma seringa centrix. Em seguida, uma tira de poliéster foi posicionada sobre o cimento e o mesmo foi fotopolimerizado por 40 segundos (Figura 11b).

Figura 11 - Cilindro de plástico preto posicionado sobre o substrato em dentina (a); cimento polimerizado sobre substrato em dentina (b)

Para cada grupo, os corpos de prova foram armazenados por 24h em meio seco a 37°C e 3 meses em água deionizada a 37°C, com trocas quinzenais para a avaliação da microdureza.

4.9 Avaliação da microdureza no grupo controle

Para a análise da microdureza do grupo controle, os espécimes foram fixados em discos de resina pré-fabricada com cera pegajosa, tendo a pastilha de cimento voltada para cima e submetidos à sequência de polimento já descrita.

Até o momento da análise de microdureza do cimento, os espécimes foram conservados em ambiente escuro.

A superfície polida foi novamente demarcada com uma lâmina de bisturi, de forma que a pastilha fosse dividida em 4 quadrantes. Os espécimes foram, então, levados ao microdurômetro e submetidos a 5 endentações sobre a superfície, sendo uma em cada quadrante e uma no centro do mesmo (Figura 12).

Figura 12 - Esquema representativo do teste de microdureza nos espécimes do grupo controle

4.10 Análise Estatística

Ao término da coleta de dados, os valores foram descritos por meio de médias e desvio-padrão. Para a comparação entre substratos, armazenamento e terços/face oclusal foi utilizada análise de variância (ANOVA) a 3 critérios. Quando utilizados os fatores substratos e tempo de armazenamento, realizou-se a análise de variância a 2 critérios. O teste de Tukey foi utilizado para as comparações múltiplas. Toda a análise estatística foi realizada empregando-se o pacote estatístico Sigma Plot 12.0 (Jandel Scientific, USA), com nível de significância de $\alpha=5\%$.

5 Resultados

5 RESULTADOS

A Tabela 2 apresenta os valores médios de microdureza Knoop (KHN) e os respectivos desvios-padrão, em cada uma das condições testadas (substratos, terços/face oclusal e armazenamento) e podem ser visualizados no Gráfico 1 e na Figura 13.

Tabela 2 – Média e desvio-padrão de microdureza (KHN) dos grupos avaliados

Grupo	DENTINA		METAL		RESINA	
	7 dias	3 meses	7 dias	3 meses	7 dias	3 meses
Cervical	51,0 (0,8)	48,7 (1,1)	49,1 (3,1)	48,9 (0,3)	48,0 (4,6)	46,4 (3,8)
Médio	51,5 (1,5)	49,1 (1,3)	49,1 (2,1)	49,8 (0,5)	45,8 (4,2)	48,6 (3,1)
Oclusal	51,6 (1,8)	50,3 (0,9)	50,5 (2,6)	49,6 (1,5)	45,0 (4,7)	48,6 (2,6)
Face oclusal	48,6 (1,3)	48,9 (0,8)	48,5 (3,6)	47,9 (1,2)	43,5 (4,9)	49,1 (3,4)
Média	50,7	49,3	49,3	49,1	45,6	48,2

N=5 espécimes em cada grupo

Gráfico 1 – Valores médios de microdureza (KHN) nos diferentes grupos

Figura 13 – Valores médios de microdureza (KHN) no grupo do substrato em dentina, em metal e em resina composta

Os resultados obtidos foram submetidos à análise de variância a 3 critérios (substratos, armazenamento, terços/face oclusal), que indicou diferenças significativas entre os substratos e uma interação entre os fatores substrato e tempo de armazenamento. Para o fator terços/face oclusal não houve diferença estatisticamente significativa e também não exerceu influência nas demais variáveis. Assim, os valores dos terços/face oclusal foram agrupados e realizada a análise de variância a 2 critérios (substrato / armazenamento), que apontou diferenças estatisticamente significativas entre substratos ($p < 0,001$), bem como interação entre os substratos e tempo de armazenamento ($p < 0,01$) (Tabela 3).

Ao utilizar o Teste de Tukey ($p < 0,05$) para comparações múltiplas, observou-se que os valores de dureza dos espécimes cimentados sobre o substrato em resina composta foram estatisticamente inferiores aos espécimes cimentados sobre dentina e metal ($p < 0,001$). Percebeu-se, também, que somente os espécimes com substrato em resina composta foram influenciados pelo tempo de armazenamento ($p < 0,007$). Com 7 dias de armazenamento, os resultados obtidos para o grupo com substrato em resina composta foram estatisticamente inferiores aos demais grupos. Com 3 meses de armazenamento, não ocorreu diferença estatística nos resultados entre os 3 substratos.

Tabela 3 – Média e desvio-padrão de microdureza (KHN) dos grupos avaliados

	DENTINA	METAL	RESINA
7 Dias	50,7 (1,9) ^{Aa}	49,2 (3,1) ^{Aa}	45,8 (5,0) ^{Ba}
3 Meses	49,2 (1,2) ^{Aa}	49,1 (1,3) ^{Aa}	49,1 (3,5) ^{Ab}

N=5 espécimes em cada grupo; $p < 0,05$

Letras maiúsculas iguais = sem diferença estatística (análise por linha)

Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística (análise por coluna)

Para facilitar a visualização da interação entre substratos e períodos de armazenamento, os resultados foram mostrados nos gráficos 2 e 3. Esse tipo de gráfico utiliza o valor de mediana que está representado pela linha vermelha no interior do retângulo, o 1º quartil na linha inferior do retângulo, o 3º quartil na linha superior do retângulo, o mínimo no traço mais inferior de cada caixa correspondendo ao menor valor obtido e o máximo no traço mais superior correspondendo ao maior valor obtido. A linha do 1º quartil forma com a do 3º quartil um retângulo em que estão concentrados 25 a 75% dos resultados obtidos.

Ao observar o Gráfico 2, nota-se que para o substrato em resina a variabilidade de valores foi maior do que para os demais substratos após armazenamento de 7 dias. Observa-se também que a mediana do substrato em resina é menor do que a da dentina e do metal. Ao traçar uma linha horizontal imaginária, partindo da mediana da resina composta (linha pontilhada azul) em direção às caixas dos outros substratos, percebe-se que esta linha passa por fora das mesmas, enfatizando a diferença estatisticamente significativa. No gráfico 3, observa-se que o comportamento dos 3 substratos ficou mais homogêneo com o armazenamento por 3 meses em água deionizada, através da visualização da redução dos retângulos, bem como a proximidade dos valores de mediana dos 3 substratos.

Gráfico 2 – Valores da mediana, 1º e 3º quartis, mínimo e máximo da microdureza após 7 dias de armazenamento do cimento Variolink II nos 3 substratos testados

Gráfico 3 – Valores da mediana, 1º e 3º quartil, mínimo e máximo da microdureza após 3 meses de armazenamento do cimento Variolink II nos 3 substratos testados

Para o grupo controle, a análise de variância a 2 critérios (substrato/armazenamento) mostrou diferenças estatisticamente significativas para a variável tempo de armazenamento ($p < 0,001$) para os 3 substratos (Tabela 4 e Gráfico 4).

Tabela 4 – Média e desvio-padrão de microdureza (KHN) do grupo controle

	DENTINA	METAL	RESINA
24 Horas	48,9 (1,3) ^{Aa}	50,1 (1,0) ^{Aa}	49,9 (1,2) ^{Aa}
3 Meses	44,9 (0,3) ^{Ab}	44,8 (0,9) ^{Ab}	44,7 (0,6) ^{Ab}

N=3 espécimes em cada grupo; $p < 0,05$

Letras maiúsculas iguais = sem diferença estatística (análise por linha)

Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística (análise por coluna)

Gráfico 4 – Valores médios de microdureza (KHN) nos diferentes grupos

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

A dureza do cimento resinoso é uma das propriedades mecânicas que pode ser alterada se o grau de conversão não é adequado. Maiores valores de dureza indicam maior grau de conversão, ou seja, melhor qualidade de polimerização (ASMUSSEN, 1982, FERRACANE, 1985, DEWALD; FERRACANE, 1987, RUEGGERBERG; CRAIG, 1988, HOFMANN et al., 2001, BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002, SOH; YAP, 2004 CEBALLOS et al., 2007, PEDREIRA et al., 2009, PEGORARO, 2010). A microdureza Knoop é largamente utilizada na odontologia como um método indireto para a determinação do grau de conversão de compósitos (FERRACANE, 1985, DEWALD; FERRACANE, 1987, SOH; YAP, 2004).

Quando se faz um preparo dental com finalidade protética em dentes com tratamento endodôntico, na maioria das vezes a porção coronária não está íntegra, necessitando que seja reconstruída com núcleos de preenchimento com resina composta ou núcleo metálico fundido. Para simular situações comuns na clínica, este trabalho avaliou a dureza de um cimento resinoso empregado na cimentação de coroas cerâmicas de dissilicato de lítio em preparos confeccionados em dentes naturais humanos com 3 tipos de substratos: dentina, metal e resina composta. Trabalhos dessa natureza são importantes para simular condições clínicas em que diversas variáveis podem influenciar o comportamento dos cimentos, como presença de bolhas, variações na espessura de película, fator C (CEBALLOS et al., 2007), condições de temperatura, umidade, acesso à luz e utilização de adesivos (CARVALHO, 2004a)

Um dos objetivos deste trabalho foi avaliar se o distanciamento do cimento da lâmpada fotopolimerizadora poderia alterar os valores de dureza. A proximidade da fonte irradiadora de luz do compósito na qual um amplo número de fótons esteja disponível para a absorção pelos fotoiniciadores contribuirá para a formação de um maior número de radicais livres e, conseqüentemente, melhor propagação do processo de polimerização. A distância da luz do cimento, a redução e dissipação da luz em decorrência da espessura do material restaurador, o tamanho e a quantidade de partículas de carga produzem uma diminuição gradual da polimerização,

conhecida como profundidade de cura (ROBERTS et al., 2004), e que influencia a estrutura do polímero formado (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2003).

De acordo com El-Mowafy, Rubo e El-Badrawy (1999), um cimento resinoso de cura dual deveria ser capaz de alcançar valores similares de dureza tanto através da polimerização química como da dual para se obter adequada polimerização em áreas em que a luz não tem acesso. O cimento utilizado nesta pesquisa (Variolink II) é um cimento dual, indicado para cimentação adesiva de inlays, onlays, facetas, coroas de cerâmica e pinos de vidro e que tem em sua composição bisGMA (bisfenol A-metacrilato de glicidila), UDMA (uretano dimetacrilato) e TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato) (IVOCLAR-VIVADENT, 2005a). A presença do TEGDMA e UDMA torna esse cimento mais hidrofílico e, conseqüentemente, mais propenso à degradação (FERRACANE, 2006). O TEGDMA é o monômero mais comumente empregado como diluente dos compostos à base de bisGMA, uma vez que este último, apesar de sua alta reatividade, é extremamente viscoso, o que torna difícil sua manipulação (DARVELL, 2002). Entretanto, especula-se que, com a diluição de compósitos com TEGDMA, possam surgir efeitos indesejáveis, como aumento de sorção de água e contração de polimerização, uma vez que este é mais hidrofílico quando comparado ao bisGMA (DARVELL, 2002, FEILZER; DAUVALLIER, 2003, FERRACANE, 2006). As resinas à base de bisGMA apresentam concentração significativa de ligações cruzadas de carbono não reagidas causada pela limitação de mobilidade de moléculas reativas imposta pela rápida formação de uma rede polimérica cruzada. No UDMA, as moléculas são mais flexíveis do que as do bisGMA devido às ligações de uretano e têm baixa viscosidade, o que facilita a migração dos radicais livres, aumentando a quantidade de ligações cruzadas. Isso torna esse cimento mais dependente da ação da luz, visto que somente sua cura química não possibilita uma polimerização adequada, o que implicaria em propriedades mecânicas inferiores (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGERBERG, 2001, HOFMANN et al., 2001, HOOSHMAND; MAHMOODI; KESHVAD, 2009, PEGORARO, 2010).

Os resultados obtidos nos diferentes terços e face oclusal não exibiram diferenças significativas entre substratos e períodos de armazenamento, como pôde ser observado na Tabela 2.

Outro aspecto que poderia causar diminuição nos valores de dureza estaria relacionado com a espessura da cerâmica. Vários autores mostraram que a redução na dureza não é significativa quando a irradiação ocorre em cerâmicas com até 3,0mm de espessura (BLACKMAN; BARGHI; DUKE, 1990, EL-BADRAWY; EL-MOWAFY, 1995, EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999, CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001, HOFMANN et al., 2001, MENG; YOSHIDA; ATSUTA, 2008), ou de até 2,0mm de espessura para a cerâmica reforçada por leucita (ProCAD) e de dissilicato de lítio (e.max CAD) com o emprego do cimento Variolink II (ILIE; HICKEL, 2008). Segundo Soares, Silva e Fonseca (2006), a espessura da cerâmica exerce mais influência na dureza do cimento do que o croma e que, a partir de 4,0mm de espessura, as cores A2, A3, A3,5 e A4 têm influência na polimerização do cimento resinoso. Por outro lado, Hooshmand, Mahmoodi e Keshvad (2009) encontraram diminuição da dureza Vickers no cimento Variolink quando fotopolimerizado sob cerâmica IPS Empress II com espessura de 2,0mm, e Noronha-Filho et al. (2010) que sugeriram que cimentos resinosos podem apresentar baixo grau de conversão quando são ativados de forma dual através de cerâmicas reforçadas com espessura de 2,0mm e com translucência igual ou menor que a IPS Empress II.

Neste trabalho, a espessura da cerâmica variou entre 1,5mm nas paredes axiais e 2,0mm na face oclusal, o que possibilitou a passagem de luz de maneira semelhante em toda a extensão da coroa, visto que não foram encontradas diferenças estatísticas nos resultados dos terços e face oclusal. Esses resultados estão de acordo com os de Pazin et al., em 2008, em que espécimes de cerâmica reforçadas por leucita com 1,4 mm e 2,0mm de espessuras apresentaram valores de microdureza similares para o cimento Variolink II. Além disso, o tipo de cerâmica utilizada nesta pesquisa foi uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS e.max Press), que apresenta boa transmissão de luz (IVOCLAR-VIVADENT, 2005b) e ativa melhor o cimento do que as cerâmicas à base de alumina e zircônia (BORGES et al., 2008, VALENTINO et al., 2010).

Para avaliar se a espessura da cerâmica poderia interferir na polimerização do cimento, foi constituído um grupo controle em que o cimento foi fotopolimerizado diretamente sobre os 3 substratos. Os resultados mostrados na Tabela 5, após armazenamento, 24 horas nas pastilhas e 7 dias nas coroas, foram similares para

ambas as condições, comprovando que a espessura, cor e tipo de cerâmica utilizada não comprometeram a passagem de luz.

Tabela 5 – Descrição dos resultados de microdureza do grupo experimental (coroas) comparada ao grupo controle (pastilhas), levando em consideração as fases iniciais e 3 meses em água

	DENTINA		METAL		RESINA	
	7 Dias	3 Meses	7 Dias	3 Meses	7 Dias	3 Meses
Coroas	50,7	49,2	49,2	49,1	45,8	49,1
	24 Horas	3 Meses	24 Horas	3 Meses	24 Horas	3 Meses
Pastilhas	48,9	44,9	50,1	44,8	49,9	44,7

Em relação ao substrato, os resultados com o substrato em resina composta, após armazenamento de 7 dias em água, foram estatisticamente inferiores aos obtidos com os substratos de dentina e metal, sem que estes apresentassem diferenças significativas entre si (Tabela 3). Entretanto, após 3 meses de armazenamento em água, os resultados foram semelhantes para os 3 substratos e sem diferenças significativas com os resultados obtidos com os substratos em dentina e metal após 7 dias de armazenamento. Observa-se, portanto, que a questão principal a ser discutida é por que somente os espécimes confeccionados sobre o substrato em resina armazenados por 7 dias apresentaram resultados inferiores aos dos demais grupos.

Na cimentação de coroas totais sobre preparos realizados exclusivamente em dentina, a permeabilidade do adesivo simplificado é mais relevante e comprometedora do que a incompatibilidade química. Isso ocorre porque a transudação de fluidos através do adesivo determinará o acúmulo de água na interface entre o adesivo e o cimento, causando reduções significativas dessa união e comprometendo a polimerização adequada do cimento em contato com o adesivo. A água acumulada na interface deriva da dentina hidratada e o efeito negativo dessa permeabilidade na resistência adesiva de cimentos resinosos está confirmado em estudos *in vitro* (TAY et al., 2002, CARVALHO et al., 2004a). Na cimentação de coroas cerâmicas com cimentos resinosos sobre coroas reconstruídas em substratos diferentes da dentina, como metal ou resina, os problemas relacionados com a permeabilidade podem ser eliminados, persistindo aqueles relacionados com a incompatibilidade química entre a acidez dos adesivos e os componentes de

polimerização química dos cimentos autopolimerizáveis e dual (TAY et al., 2002; CARVALHO et al., 2004a).

Quando uma coroa é cimentada, o conjunto material restaurador/cimento-adesivo/dentina é submetido a um ambiente úmido proveniente do substrato e através da margem da coroa, mesmo quando bem adaptada, como foi o caso das coroas empregadas neste estudo. É sabido que o cimento deveria apresentar baixa solubilidade e absorção de água (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007, MANZO et al., 2011), visto que o fenômeno de absorção da água tem demonstrado ter um efeito importante nas propriedades do cimento resinoso, após um longo período de tempo (ORTENGREN et al., 2001).

A redução das propriedades mecânicas de compósitos armazenados em água está relacionada predominantemente com a absorção de água pelo polímero, causando um amolecimento do polímero do componente resinoso pelo intumescimento das redes e redução da força friccional das cadeias poliméricas. Uma vez saturadas as cadeias com água e amolecida, a estrutura do compósito estabiliza e não há mais redução nas propriedades dentro do tempo estudado (FERRANCE; BERGE; CONDON, 1998, WALKER; SPENCER; DAVID-EICK, 2003). Os efeitos que a umidade pode ter sobre as propriedades mecânicas dos cimentos resinosos têm sido exaustivamente pesquisados e existe o consenso de que a ação de solventes sobre a estrutura polimérica é deletéria às propriedades mecânicas do cimento.

No caso em questão, a ação da umidade na dureza do cimento Variolink II para os 3 substratos deveria ter sido semelhante, visto que o tempo de permanência dos espécimes em ambiente úmido foi praticamente o mesmo durante todo o processo de confecção e cimentação das coroas. A exceção ficaria por conta do substrato em metal que não possibilita a passagem de água da estrutura dentinária através do substrato. Poder-se-ia se especular que os resultados de microdureza do cimento com substrato em resina pode ter sido influenciado pela reação dos monômeros ácidos residuais com o adesivo dentinário, que provavelmente teria consumido os iniciadores que seriam utilizados para melhorar a polimerização química do cimento resinoso dual utilizado.

Para efeito de comparação, os dados do grupo controle foram confrontados com aqueles obtidos com as coroas cimentadas e observou-se que houve diferenças significativas apenas entre os períodos de armazenamento, ou seja, após 3 meses de armazenamento a água teve efeito negativo nos resultados, independentemente do substrato. Pedreira et al. (2009) obtiveram resultados muito parecidos aos do presente estudo quando utilizaram pastilhas do cimento Variolink II armazenadas por 7 dias no seco e 3 meses em água deionizada.

Como citado anteriormente, tem sido relatado que monômeros resinosos originados de adesivos convencionais de dois passos e de autocondicionantes de um passo podem comprometer a copolimerização e consequente união entre esses tipos de adesivos e compósitos que apresentem reação de polimerização iniciada pela reação redox entre amina terciária e o peróxido de benzoíla. Como consequência, baixos valores de resistência adesiva são relatados quando existe essa combinação de materiais (SANARES et al., 2001, CAVALCANTI et al., 2008). Na tentativa de evitar essa incompatibilidade química e melhorar a resistência adesiva, fabricantes têm adicionado coiniciadores nos sistemas adesivos que reagem com os monômeros resinosos ácidos e produzem radicais fenila ou benzenosulfônico que iniciam a reação de polimerização em cimentos resinosos de cura dual quando não há exposição adequada de luz (IKEMURA; ENDO, 1999).

O adesivo utilizado nesta pesquisa foi o Excite DSC, que é classificado como um adesivo convencional de dois passos de polimerização dual e que foi fotopolimerizado antes da cimentação a fim de maximizar sua resistência adesiva (CAVALCANTI et al., 2008, JANG et al., 2011). O microbrush do sistema contém iniciadores que são essenciais para o mecanismo de autocura. Adicionalmente, esse mecanismo requer outros iniciadores que são oriundos de algum compósito que também apresente mecanismo de autocura (IVOCLAR-VIVADENT, 2008, 2010) e que pode vir de uma resina de reconstrução de cura dual ou química (quando o adesivo é usado para reconstrução) ou de um cimento de cura dual ou química (nos casos de cimentação). Em outras palavras, o mecanismo de autocura do DSC não ocorre se este não entrar em contato com alguma resina de cura dual ou autocura. Por esse motivo, se o adesivo DSC for empregado exclusivamente com uma resina fotopolimerizável, ele deve ser obrigatoriamente fotoativado antes da colocação da resina (IVOCLAR-VIVADENT, 2008, 2010).

Partindo dessa premissa, entende-se que existe claramente uma reação química entre o adesivo DSC e resinas de autocura ou de cura dual. Essa reação deve favorecer tanto a polimerização do adesivo como a do cimento. Nesse contexto, a camada de adesivo DSC aplicada sobre os substratos, ainda que tenha sido fotoativada, continha os iniciadores da reação química prontos para reagir com os iniciadores presentes no cimento Variolink II e consolidar, de maneira rápida, a polimerização do adesivo DSC, favorecendo, inclusive, a polimerização do cimento, principalmente nas áreas de menor acessibilidade da luz, caracterizando assim uma reação de “colaboração” de iniciadores do adesivo e do cimento para melhorar a polimerização de ambos. Considerando que a quantidade desses iniciadores no adesivo seja limitada na camada aplicada, quando o adesivo foi empregado sobre dentina, todos os radicais estavam livres para reagir com o cimento. Entretanto, quando o adesivo foi aplicado sobre a resina de reconstrução, especula-se que alguns iniciadores do adesivo reagiram com os radicais livres não polimerizados e, conseqüentemente, reduziram a disponibilidade de iniciadores para reagir com o cimento. A consequência foi a de que a cura do cimento, e certamente também a do adesivo, foram retardadas, resultando nos menores valores de microdureza no período inicial de armazenamento (7 dias). É interessante observar que esse fenômeno é mais evidente nas áreas com menor acesso da luz. Ao se observar a tabela 2, verifica-se que, ainda que não estatisticamente significativa, a microdureza no grupo com armazenamento de 7 dias resina decresce da margem cervical para a face oclusal, sugerindo que nas áreas próximas às margens, onde a luz atua na polimerização do cimento com maior intensidade, o conflito de uso dos iniciadores entre resina de reconstrução e cimento é sobrepujado pela polimerização conseguida pela fotoativação. Como os efeitos desse conflito são apenas temporários, causando apenas um retardo no processo, não se observa o mesmo fenômeno após 3 meses de armazenagem.

A resina composta, quando empregada como material de preenchimento para confecção de núcleos, oferece vantagens como a de ser de fácil manipulação, apresentar rápida polimerização, ter boa translucência e coloração o que não compromete a cor da cerâmica. Entretanto, é comum observar na clínica que a resina permanece em contato com a saliva por um razoável período de tempo. Desconhece-se até que ponto os resultados inferiores encontrados com o substrato

em resina composta podem causar algum problema clínico relevante. Mais estudos devem ser realizados no sentido de melhorar a compreensão das reações que ocorrem entre esse substrato e o cimento resinoso.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. Não houve diferença significativa dos resultados de microdureza entre os terços cervical, médio e oclusal e face oclusal;
2. Houve diferença significativa dos resultados de dureza entre os substratos. Para o período de armazenamento de 7 dias, os resultados do substrato em resina foram inferiores aos de dentina e metal. Após 3 meses de armazenamento, os resultados foram semelhantes para os 3 substratos.

Referências

REFERÊNCIAS

- Andrada RC, Franco EB, Francischone CE. Resistência à remoção por tração e infiltração marginal de coroas totais fundidas, cimentadas em dentes naturais reconstruídos com ionômero de vidro. *Rev Odontol Univ São Paulo*. 1997;11(3):181-8.
- Anusavice KJ. *Materiais Dentários*. 11th ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *Eur J Oral Sci*. 2001;109(4):282-5.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci*. 2003;111(3):277-9.
- Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res*. 1982;90(6):490-6.
- Barnabé W, Silva ICSM, Bonfante G, Melo M, Mendonça T Neto, Paula DF Júnior. Influência do remanescente coronário na seleção e indicação dos tipos de pino intraradiculares – Revisão de Literatura. *RCO – REV. do curso de Odontologia da UniEvangélica*. 2009;11(1):55-8.
- Barszczewska-Rybarek IM. Structure-property relationships in dimetacrylate networks based on BIS-GMA, UDMA AND TEGDMA. *Dent Mater*. 2009;25(9):1082-9.
- Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent*. 1990;63(3):295-300.
- Bonfante EA, Pegoraro LF, de Goes MF, Carvalho RM. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. *Dent Mater*. 2008;24(4):483-91.
- Borges GA, Agarwal P, Miranzi BAS, Platt JA, Valentino TA, Santos PH. Influence of different ceramics on resin cement Knoop hardness number. *Oper Dent*. 2008;33(6):622-8.
- Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil*. 2002;29(3):257-62.
- Carvalho RM, Carrilho MR, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquesini L Junior, Silva SMA. *Sistemas adesivos: fundamentos para a aplicação clínica*. Biodonto. 2004a;2(1):89p.
-

Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentin. *J Dent*. 2004b;32(1):55-65.

Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent*. 2001;85(5):479-84.

Cavalcanti SCSXB, Oliveira MT, Arais CAG, Giannini M. The effect of the presence and presentation mode of co-initiators on the microtensile bond strength of dual-cured adhesive systems used in indirect restorations. *Oper Dent*. 2008;33(6):682-9.

Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodriguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater*. 2007;23(1):100-5.

Chutinan S, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. Volumetric dimensional change of six direct core materials. *Dent Mater*. 2004; 20(4):345-51.

Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil*. 1995;22(1):43-7.

Darvell BW. *Materials Science for Dentistry*. 7th ed. Hong Kong: BW Darvell;2002.

Dewald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res*. 1987;66(3):727-30.

Dias-Arnold AM, Vargas MA, Haselton, DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):135-41.

El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent*. 1995;73(6):515-24.

El-Mowafy OM, Rubo MH, El-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent*. 1999;24(1):38-44.

El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc*. 2000;66(3):147.

Enami N, Soderholm KJ. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci*. 2003;111(6):536-42.

Faria e Silva AL. Efeito do modo de ativação de cimentos resinosos duais sobre a cinética de conversão, propriedades mecânicas, resistência de união e geração de tensões. Piracicaba: UNICAMP; 2008.

Feilzer AJ, Dauvillier BS. Effect of TEGDMA/BisGMA ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites. *J Dent Res*. 2003;82(10):824-8.

Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*. 1998;42(3):465-72.

Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater*. 1985;1(1):11-4.

Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*. 2005;21(1):36-42.

Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*. 1994;21(4):441-52.

Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006;22(3):211-22.

Freitas AP, Sábio S, Costa LC, Pereira, JC, Franciscone PAS. Cimentação adesiva de restaurações cerâmicas. *Rev Salusvita*. 2005;24(3):447-57.

Gonçalves L, Noronha Filho JD, Guimarães JGA, Poskus LT, Silva EM. Solubility, salivary sorption and degree of conversion of dimethacrylate-based polymeric matrixes. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008;85(2):320-5.

Hikasa T, Matsuka Y, Mine A, Minakuchi H, Hara ES, Van Meerbeek B, et al. A 15-year clinical comparative study of the cumulative survival rate of cast metal core and resin core restorations luted with adhesive resin cement. *Int J Prosthodont*. 2010;23(5):397-405.

Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil*. 2001;28(11):1022-8.

Hooshmand T, Mahmoodi N, Keshvad A. Microhardness of a resin cement polymerized by light-emitting diode and halogen lights through ceramic. *J Prosthodont*. 2009;18(5):411-6.

Ikemura K, Endo T. Effect on adhesion of new polymerization initiator systems comprising 5-Monosubstituted Barbituric Acids, Aromatic Sulfinic Amides, and tert-Butyl Peroxymaleic Acid in dental adhesive resin. *Journal of Applied Polymer Science*. 1999;72(13):1655-68.

Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater*. 2008;24(7):908-14.

Ivoclar Vivadent AG. Scientific Documentation Excite[®] DSC. Liechtenstein: IVOCLAR VIVADENT; 2008.

Ivoclar Vivadent AG. Scientific Documentation Excite[®]F DSC. Liechtenstein: IVOCLAR VIVADENT; 2010.

Ivoclar Vivadent AG. Scientific Documentation Variolink[®] II e Variolink[®] Veneer. Liechtenstein: IVOCLAR VIVADENT; 2005a.

Ivoclar Vivadent AG. Scientific Documentation IPS e.max[®] Press. Liechtenstein: IVOCLAR VIVADENT; 2005b.

Jang JH, Hwang YC, Oh WM, Hwang IN. Effect of adhesive techniques on bonding for resin inlay/dentin cementation. [Abstract n 0497]. In: The preliminary program for IADR/AADR/CADR 89th General Sesseion and Exhibition;2011.San Diego, Calif, USA [anais eletrônicos]. California; IADR; 2011 March 16-19 [acesso em 2011 abr 03]. Disponível em:
http://iadr.confex.com/iadr/2011sandiego/preliminaryprogram/abstract_144787.htm

Johnson JK, Schawartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. J Am Dent Assoc. 1976;93(3):597-605.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75(1):18-32.

Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. Dent Mater. 2000;16(1):1-6.

Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to six generation. J Am Dent Assoc. 2000;131(Suppl1):20S-25S.

Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. Int J Prosthodont. 2004;17(3):357-63.

Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. Bonding of resin composite luting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods. Oper Dent. 2006;31(2): 248-55.

Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, et al. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. Biomaterials. 2004;25(14):2885-92.

Macchi RL. Polimerización y adhesión. In: Haro GH. Adhesión en odontología restauradora. 2nd Ed. Ronda Del Caballero de La Mancha: Ripano S.A.; 2010. p. 69-88.

Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: Effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):511-9.

Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):311-32.

McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*. 1994;25(9):587-9.

Medic V, Obradovic-Diuricic K, Dodic S, Petrovic R. In vitro evaluation of microleakage of various types of dental cements. *Srp Arh Celok Lek*. 2010;138(3-4):143-9.

Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dent Mater*. 2008;24(5):594-9.

Mezzomo E, Massa F. Restauração de dentes pré-coroa protética – Núcleos e pinos. In: Mezzomo E, Suzuki RM. *Reabilitação Oral Contemporânea*. 1st ed. São Paulo: Editora Santos; 2006. p. 512-77.

Miller MB. Do we really need dual-cure cements?. *Gen Dent*. 2004;52(6):494-5.

Nakabayashi N, Pashley DH. *Hibridização dos tecidos dentais duros*. São Paulo: Ed. Santos; 2000.

Noronha Filho JD, Brandão NL, Poskus LT, Guimarães JGA, Silva EM. A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(5):442-6.

Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil*. 2001;28(12):1106-15.

Oysaed H, Ruyter IE. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res*. 1986;65(11):1315-8.

Pazin MC, Moraes RR, Gonçalves LS, Borges GA, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cure luting agent. *J Oral Sci*. 2008;50(2):131-6.

Pedreira APRV, Pegoraro LF, Góes MF, Pegoraro TA, Carvalho RM. Microhardness of resin cements in the intraradicular environment: effects of water storage and softening treatment. *Dent Mater*. 2009;25(7):868-76.

Pegoraro LF, Valle AL, Araujo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachela V. *Prótese Fixa*. 1st ed. São Paulo: Artes Médicas; 2004.

Pegoraro TA, Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin North Am*. 2007;51(2):453-71.

Pegoraro TA. Efeito do protocolo de ativação da polimerização e envelhecimento acelerado em algumas propriedades de cimentos resinosos [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2010.

Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume and light curing. *Acta Odontol Scand*. 1995;53(1):29-34.

Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement technique on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*. 2004;20(8):726-32.

Ramos MB, Pegoraro TA, Mendonça LM, Carvalho RM, Pegoraro LF. Effects of curing protocol and storage on the cement's microhardnes. [Abstract n. 2495]. In: The preliminary program for IADR/AADR/CADR 89th General Sesseion and Exhibition; 2011. San Diego, Calif, USA [anais eletrônicos]. California; IADR; 2011 March 16-19 [acesso em 2011 abr 03]. Disponível em: http://iadr.confex.com/iadr/2011sandiego/preliminaryprogram/abstract_147608.htm.

Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater*. 2004;20(7):617-22.

Rosenstiel SF, Gegauff AG. Improving the cementation of complete cast crowns: a comparasion of static and dynamic seating methods. *J Am Dent Assoc*. 1988;117(7):845-8.

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

Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cured resin cements. *Oper Dent*. 1993;18(2):48-55.

Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res*. 1988;67(6):932-7.

Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater*. 2001;17(6):542-56.

Sensi LG, Baratieri LN, Monteiro S Junior. Cimentos Resinosos. In: Kina S, Bruguera A. Invisível: restaurações estéticas cerâmicas. 2nd ed. Maringá: Dental Press; 2008. p. 303-19.

Soares CJ, Silva NR, Fonseca, RB. Influence of the feldspatic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent*. 2006;31(3):384-9.

Soh MS, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent*. 2004;32(4):321-6.

Souza SA. Ensaios mecânicos de materiais metálicos: Fundamentos teóricos e práticos. 5th ed. São Paulo: Edgard Blucher;1982.

Stricker EJ, Gohring TN. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *J Dent*. 2006;34(5):326-35.

Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutalo J, Unterbrink G, et al.. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent*. 2006;31(2):219-226.

Tay FR, Frankeberg R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent*. 2004;32(8):611-21.

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent*. 2002 Sep;30(7-8):371-82.

Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent*. 2003a;5(1):27-40.

Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang SF, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle total-etch adhesive. *J Adhes Dent*. 2003b;5(2):91-105.

Thonemann B, Schmalz G, Hiller KA, Shweikl H. Responses of L929 mouse fibroblasts, primary and immortalized bovine dental papilla-derived cell lines to dental resin components. *Dent Mater*. 2002;18(4):318-23.

Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. *Oper Dent*. 2008;33(4):392-9.

Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HJ. The attenuation of radiation by porcelain and

its effect on polymerization of resin cements. *J Oral Rehabil.* 1994;21(5):565-75.

Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Vishal J, Martins LRM, Correr-Sobrinho L. Dual resin cement Knoop hardness after different activation modes through dental ceramics. *Braz Dent.* 2010;21(2):104-10.

Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Water sorption and solubility of four self-etching, self-adhesive resin luting agents. *J Adhes Dent.* 2010;12(1):39-43.

Walker MP, Spencer P, David Eick J. Mechanical property characterization of resin cement after aqueous aging with and without cyclic loading. *Dent Mater.* 2003;19(7):645-52.

Yap AU, Lee HK, Sabapathy R. Release of methacrylic acid from dental composites. *Dent Mater.* 2000;16(3):172-9.

Yap AU, Wee KE. Effects of cyclic temperature changes on water sorption and solubility of composite restoratives. *Oper Dent.* 2002;27(2):147-53.

Anexo

ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru
Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73
PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa (14)3235-8356
mferrari@fob.usp.br

Processo nº 165/2009

Bauru, 03 de março de 2010.

Senhor Professor,

Informamos que após o envio da documentação solicitada referente ao projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê de Ética em Pesquisa *"Análise da qualidade de polimerização, por meio de testes de microdureza, de cimentos resinosos utilizados na cimentação de coroas totais confeccionadas em cerâmica"* de autoria de Luana Menezes de Mendonça, sob sua orientação, foi novamente analisado e considerado **APROVADO** por este Colegiado, em reunião realizada no dia **24 de fevereiro de 2010**.

Solicitamos que ao término do trabalho, seja enviado a este Comitê um relatório final para novo parecer, o qual será utilizado para publicação científica.

Atenciosamente,

Prof.ª Dr.ª Maria Teresa Atta
Coordenadora

Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro
Docente do Departamento de Prótese