UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MARCELO BARBOSA RAMOS

Avaliação da microdureza de cimentos resinosos dual utilizados na
cimentação de pinos de fibra de vidro submetidos a diferentes
condições de polimerização e armazenamento em água

BAURU

2009

MARCELO BARBOSA RAMOS

**Avaliação da microdureza de cimentos resinosos dual utilizados na
cimentação de pinos de fibra de vidro submetidos a diferentes condições de
polimerização e armazenamento em água**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo,
como parte dos requisitos para obtenção do título
de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Prótese Dentária
Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

BAURU
2009

Ramos, Marcelo Barbosa
R147a Avaliação da microdureza de cimentos resinosos
dual utilizados na cimentação de pinos de fibra de
vidro submetidos a diferentes condições de
polimerização e armazenamento em água / Marcelo
Barbosa Ramos. -- Bauru, 2009.

155 p.: il. ; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

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

Assinatura:

Data:

MARCELO BARBOSA RAMOS

Dados Curriculares

<i>19 de Janeiro de 1974</i>	Nascimento – Fortaleza-CE
<i>Filiação</i>	Sylvio Romero de Saboya Ramos Yolanda Barbosa Ramos
1994-1998	Curso de Graduação em Odontologia - Universidade Federal do Ceará - UFC/CE
2001-2002	Especialização em Prótese Dentária - Universidade Federal do Ceará - UFC/CE
2005-2006	Prática Profissionalizante – Departamento de Prótese – Faculdade de Odontologia de Bauru – USP
2007-2009	Mestrado em Prótese Dentária – Faculdade de Odontologia de Bauru - USP

DEDICATÓRIA

Dedicatória

A *Deus*,

por me fazer acreditar que tudo é possível quando se tem fé e por estar ao meu lado, incondicionalmente, amparando-me em seus braços confortantes.

À minha esposa, *Karla*

muito mais que companheira, pela dedicação e ajuda direta neste projeto iniciado em 2005, por seu amor, compreensão e carinho vivenciados durante todos esses anos. Obrigado pelo exemplo de vida e por me fazer acreditar em meus sonhos!

Aos meus pais, *Sylvio e Yolanda*,

pelos exemplo de vida a serem seguidos. Obrigado por cada conselho, cada oração, cada palavra de apoio, por serem vozes da experiência que me inspiram na luta pelos meus ideais, enfim, por cada esforço para poder ver seus filhos felizes.

Aos meus irmãos, *Silvio, Vanessa, Alexandre e Leonardo*,

embora distantes, ajudaram-me na minha formação como ser humano e cidadão, pelas conversas e trocas de experiências. Agradeço, também, pela preocupação, paciência e compreensão que sempre tiveram comigo.

Aos meus *familiares*,

por serem muito mais que simples familiares, e por ocuparem lugar mais do que especial em meu coração.

Aos meus avós, *Ancelon e Maria, Edgar e Angélica (in memoriam)*

por serem vozes da experiência que me inspiram na luta pelos meus ideais, obrigado pelo exemplo de vida e por me fazerem acreditar que nenhum obstáculo pode ser maior que a vontade de vencer.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, atual diretor da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, por ser nosso grande mestre e minha maior inspiração para chegar até Bauru. Um exemplo de dedicação e humildade. Obrigado pela orientação concisa, porém objetiva, e por não poupar esforços ao me ajudar.

Aos Professores Doutores de Departamento de Prótese: Accácio Lins do Valle, Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Gerson Bonfante, José Henrique Rubo, Luiz Fernando Pegoraro, Lucimar Falavinha Vieira, Karin Hermana Neppelenbroek, Milton Carlos Gonçalves Salvador, Paulo César Rodrigues Conti, Paulo Martins Ferreira, Pedro César Garcia de Oliveira, Renato de Freitas, Vinícius Carvalho Porto, Wellington Cardoso Bonachela, pelos conhecimentos transmitidos, carinho e amizade durante este tempo.

Aos meus amigos mestrandos Gustavo, Zezo, Paulo, Daniel, Fábio Kenji, Fábio Lorenzoni, Aline, Priscila, João Paulo, Cintia, Rosalyn, David, Osvaldo, Emílio, Felipe, Marcus, Bruna, Roberta, Carol, 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; **e doutorandos Thiago, Estevam, Leandro, Murilão, Daniel Sartorelli, Buda, Rafael, Eduardo, Flora, Luciana, Pedro, Noel Renata, Andréa e Márcio**, pela contribuição e participação em muitas atividades durante o curso. Espero poder significar a vocês ao menos um pouco daquilo que vocês simbolizam para mim.

Aos funcionários e amigos do Departamento de Prótese, Cláudia, Déborah, Marcelo, Riva, Val, Cleusa, Hebe e Dudu, pela dedicação, colaboração e por serem amigos de todas as horas.

À Pós-Graduanda Fabiana, pela realização das endodontias dos espécimes.

Ao Departamento de Bioquímica representado pela Profa. Dra. Marília Afonso Rabelo Buzalaf, aos funcionários Ovídio, Telma e Larissa e a todos os amigos, pela contribuição e ajuda nos testes realizados.

Ao Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris pelo suporte estatístico.

Aos funcionários da Biblioteca, por cederem seu tempo e espaço, e, especialmente à Maristela, pela formatação deste trabalho e por sua amizade.

À Igreja Fonte da Vida representada pelos Prs. Zé Roberto e Pra. Simone pelas orações e conselhos durante esta fase em Bauru e ao Grupo de Oração e todos seus participantes, Profa. Tânia, Prof. Accácio, Sérgio, Naize, Kalu, Eny, Caio, Larissa, Carol, Soninha, Wladi, Pedro, Maudi, João e Betty, pelas orações e por serem nossa extensão familiar aqui em Bauru.

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

Agradecimentos Institucionais

À **Prof^a Dr^a Suely Vilela**, digníssima reitora da Universidade de São Paulo;

Ao **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, digníssimo Diretor da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo;

Ao **Prof. Dr. José Roberto Magalhães Bastos**, digníssimo Prefeito do Campus da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo;

À **Prof^a Dr^a Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado**, digníssima Presidente da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo;

Ao **Fundo de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP**, pela concessão da bolsa, viabilização de meu aperfeiçoamento profissional e execução deste trabalho.

Às **empresas 3M ESPE, Kuraray e Jeneric-Pentron**, pela doação de parte dos materiais utilizados neste estudo.

Meu muito obrigado!

RESUMO

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo avaliar a microdureza de dois cimentos resinosos de polimerização dual (RelyX – U100®, 3M-ESPE e Panavia F 2.0®, Kuraray), empregados na cimentação de pinos de fibra de vidro (Fibrekor-Jeneric® Pentron) variando o modo de polimerização em químico, fotoativação imediata ou tardia após 5min através de luz halógena, avaliando também o efeito do armazenamento em água deionizada por três meses. Este trabalho testou as seguintes hipóteses nulas: não há diferença nos valores de microdureza entre os cimentos, modo de polimerização, efeito do armazenamento e entre os terços radiculares. Sessenta raízes de incisivos bovinos, com 16mm de comprimento cérvico-apical, tiveram seus condutos obturados e, posteriormente, preparados para cimentação do pino intracanal. Os espécimes foram divididos em 6 grupos (n = 10), cada um subdividido em 2 subgrupos com 5 espécimes para cada cimento. Os pinos foram cimentados de acordo com o protocolo descrito por cada fabricante. No grupo A1, os espécimes foram mantidos em ambiente à prova de luz para que ocorresse apenas a polimerização química. No grupo B1, os espécimes foram cimentados e submetidos à fotoativação imediata, e, no grupo C1, realizou-se a fotoativação após 5 minutos. As raízes foram seccionadas longitudinalmente, para que a linha de cimento pudesse ser exposta e os testes de microdureza realizados. Após 7 dias, as médias de microdureza ($\pm$ desvio padrão) foram obtidas, para os terços cervical, médio e apical, respectivamente: A1 (Panavia) - 41,25 $\pm$ 3,38 / 38,17 $\pm$ 1,74 / 35,63 $\pm$ 1,73; A1 (U100) - 59,43 $\pm$ 4,32 / 52,14 $\pm$ 3,00 / 50,27 $\pm$ 4,13; B1 (Panavia) - 75,29 $\pm$ 4,84 / 60,36 $\pm$ 6,76 / 48,97 $\pm$ 3,33; B1 (U100) 62,41 $\pm$ 6,83 / 53,99 $\pm$ 4,74 / 49,04 $\pm$ 2,20; C1 (Panavia) - 70,22 $\pm$ 9,3 / 61,00 $\pm$ 4,48 / 56,46 $\pm$ 7,51; C1 (U100) - 62,40 $\pm$ 6,66 / 53,69 $\pm$ 2,00 / 51,54 $\pm$ 2,18. Para os grupos armazenados em água, os valores médios de microdureza ($\pm$ desvio padrão) obtidos nos 3 grupos, químico (grupo A2), fotoativado imediatamente (grupo B2) e fotoativado tardiamente (grupo C2), nos terços cervical, médio e apical, respectivamente, foram: A2 (Panavia) - 37,17 $\pm$ 1,38 / 35,01 $\pm$ 0,74 / 34,10 $\pm$ 2,37; A2 (U100) - 52,39 $\pm$ 2,00 / 52,13 $\pm$ 3,01 / 51,06 $\pm$ 1,48; B2 (Panavia) - 63,01 $\pm$ 2,17 / 55,94 $\pm$ 2,10 / 48,55 $\pm$ 1,62; B2 (U100) - 58,81 $\pm$ 2,34 / 55,19 $\pm$ 1,42 / 55,71 $\pm$ 3,17; C2 (Panavia) - 56,99 $\pm$ 1,21 / 51,29 $\pm$ 1,81 /

48,29±3,00; C2 (U100) - 59,02±2,04 / 57,05±2,04 / 54,95±1,05. Os resultados foram submetidos ao teste ANOVA a 4 critérios (cimento, modo de polimerização, armazenamento e terços), que detectou diferenças estatísticas entre os grupos, e o teste de Tukey foi aplicado para comparações individuais. Os resultados mostraram que: a fotoativação com luz halógena promoveu um aumento significativo nos valores de microdureza para o cimento Panavia; o armazenamento em água por três meses reduziu os valores de microdureza para a maioria dos grupos, sendo que o cimento o U100 apresentou menor variação de dureza quando comparado ao Panavia; os terços que receberam maior intensidade de luz halógena tiveram maior aumento de microdureza para ambos os cimentos, especialmente para o cimento Panavia. Conclui-se, portanto, que as hipóteses de nulidade propostas foram rejeitadas.

Palavras-chave: Cimentos resinosos dual. Pinos de fibra de vidro. Armazenamento. Microdureza.

ABSTRACT

ABSTRACT

EVALUATION OF THE MICROHARDNESS OF DUAL CURE RESIN CEMENTS IN THE LUTING OF FIBERGLASS POSTS UNDER DIFFERENT CONDITIONS OF CURE AND WATER STORAGE

The objective of this study was to evaluate the microhardness of two dual cure resin cements (RelyX - U100®, 3M-ESPE and Panavia F 2.0®, Kuraray), used for fiberglass posts (Fibrekor® - Jeneric Pentron) cementation. Chemical cure and a halogen immediate and late light cure source were compared, and the effect of storage in deionized water for three months was also evaluated. This study tested the following null hypotheses: there is no difference between the microhardness values for each dual cure resin cement, cure source type, storage time, or root thirds. Sixty bovine incisor roots 16mm long had their roots restored and then prepared for post cementation. The specimens were divided into 6 groups (n = 10), and each group was subdivided into 2 subgroups with 5 specimens for each cement. The posts were cemented according to manufacturer's instructions. In group A1, the specimens were kept in a light-proof environment to ensure only a chemical cure. In group B1, the specimens were restored and subjected to immediate light curing, and in group C1, light curing was performed after 5 minutes. The roots were longitudinally sectioned to expose the cement line and perform microhardness tests. After 7 days, the average microhardness ($\pm$ standard deviation) values were obtained for the cervical, medium and apical thirds, respectively: A1 (Panavia) - $41,25 \pm 3,38$ / $38,17 \pm 1,74$ / $35,63 \pm 1,73$; A1 (U100) - $59,43 \pm 4,32$ / $52,14 \pm 3,00$ / $50,27 \pm 4,13$; B1 (Panavia) - $75,29 \pm 4,84$ / $60,36 \pm 6,76$ / $48,97 \pm 3,33$; B1 (U100) - $62,41 \pm 6,83$ / $53,99 \pm 4,74$ / $49,04 \pm 2,20$; C1 (Panavia) - $70,22 \pm 1,93$ / $61,00 \pm 4,48$ / $56,46 \pm 7,51$; C1 (U100) - $62,40 \pm 6,66$ / $53,69 \pm 2,00$ / $51,54 \pm 2,18$. For the 3 groups stored in deionized water (chemical [group A2], immediate light curing [group B2] and late light curing [group C2]), the average microhardness values ($\pm$ standard deviation) obtained for the cervical, medium and apical thirds, respectively were: A2 (Panavia) - $37,17 \pm 1,38$ / $35,01 \pm 0,74$ / $34,10 \pm 2,37$;

A2 (U100) - $52,39 \pm 2,00$ / $52,13 \pm 3,01$ / $51,06 \pm 1,48$; B2 (Panavia) - $63,01 \pm 2,17$ / $55,94 \pm 2,10$ / $48,55 \pm 1,62$; B2 (U100) - $58,81 \pm 2,34$ / $55,19 \pm 1,42$ / $55,71 \pm 3,17$; C2 (Panavia) - $56,99 \pm 1,21$ / $51,29 \pm 1,81$ / $48,29 \pm 3,00$; C2 (U100) - $59,02 \pm 2,04$ / $57,05 \pm 2,04$ / $54,95 \pm 1,05$. ANOVA testing was used to detect statistical differences among the 4 criteria (cements, cure mode, storage and thirds) and the Tukey test was used for individual comparisons. The results showed that the halogen light cure promoted a significant increase in microhardness values for Panavia cement; storage in water for three months reduced microhardness values for most of the groups, although U100 resulted in less microhardness variation compared to Panavia; the thirds that received a higher intensity of halogen light had a higher increase in the average values of microhardness for both cements, especially for Panavia. Therefore, the null hypotheses proposed in this work were rejected.

Key-words: Dual cure resin cements. Fiberglass posts. Storage. Microhardness.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 –	Raízes com comprimento cérvico-apical de 16mm.....	91
Figura 2 –	Preparo dos condutos para a cimentação dos pinos intrarradiculares.	92
Figura 3 –	Cimentos: Panavia F 2.0 (a); RelyX U100 (b).....	94
Figura 4 –	Seringa Centrix	95
Figura 5 –	Pinos mantidos em posição com a ponta da lâmpada fotopolimerizadora a- sem acionamento luz; b- com acionamento da luz	96
Figura 6 –	a- Seccionamento lateral da raiz tangenciando o pino, b- vista lateral do espécime seccionado, mostrando o paralelismo entre as duas superfícies seccionadas.....	97
Figura 7 –	a- Espécime posicionado sobre disco de resina para o polimento, b- espécimes levados à politriz	98
Figura 8 –	a- Microdurômetro Shimadzu Micro Hardness Tester Hmv-2.000, b- espécime posicionado sobre a mesa do microdurômetro	99
Figura 9 –	a- Endentação Knoop na linha de cimento - objetiva 10x; b- endentação Knoop na linha de cimento - objetiva 40x	100
Figura 10 -	Fluxograma representativo de cada uma das etapas do experimento: a: seccionamento das raízes bovinas no comprimento de 16mm; b, c: tratamento endodôntico das mesmas; d: desobturação com a broca de 1mm de diâmetro até o comprimento de 13mm; e: desobturação com a broca de 1,5mm de diâmetro até o comprimento de 12mm; f: pino cimentado; g: armazenagem e divisão dos grupos; h: corte das raízes para obtenção dos espécimes; i: polimento dos espécimes em politriz; j: limpeza dos espécimes em ultra-som; k: análise da microdureza na linha de cimento, de acordo com os diferentes terços radiculares (cervical, médio e apical)	101

- GRÁFICOS

Gráfico 1 –	Resultados médios dos diferentes grupos	106
Gráfico 2 –	Médias dos resultados do grupo sem armazenamento.....	107
Gráfico 3 –	Médias dos resultados do Panavia do grupo sem armazenamento	108
Gráfico 4 –	Médias dos resultados do U100 do grupo sem armazenamento	109
Gráfico 5 –	Médias dos resultados do grupo com armazenamento.....	110
Gráfico 6 –	Médias dos resultados do Panavia do grupo com armazenamento	112
Gráfico 7 –	Médias dos resultados do U100 do grupo com armazenamento	113
Gráfico 8 –	Médias dos resultados do cimento Panavia nas condições sem e com armazenamento nas para as variáveis, modo de polimerização e terços	114
Gráfico 9 –	Médias dos resultados do cimento U100 nas condições sem e com armazenamento para as variáveis, modo de polimerização e terços	115

LISTA DE TABELAS

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Cimentos testados	93
Tabela 2 –	Composição química dos cimentos e sistema adesivo	93
Tabela 3 –	Médias e desvio padrão de dureza (KHN) dos grupos avaliados	105
Tabela 4 –	Médias e desvio padrão dos grupos sem armazenamento para cada variável	107
Tabela 5 –	Médias e desvio padrão do cimento Panavia sem armazenamento ..	108
Tabela 6 –	Médias e desvio padrão do cimento U100 sem armazenamento	109
Tabela 7 –	Médias e desvio padrão dos grupos com armazenamento para cada variável	110
Tabela 8 –	Médias e desvio padrão do cimento Panavia com armazenamento ..	111
Tabela 9 –	Médias e desvio padrão do cimento U100 com armazenamento	113
Tabela 10 –	Médias e desvio padrão dos resultados do cimento Panavia nas condições sem e com armazenamento para as variáveis testadas ...	114
Tabela 11 –	Médias e desvio padrão dos resultados do cimento U100 nas condições sem e com armazenamento para as variáveis testadas ...	115
Tabela 12 –	Variação de microdureza Knoop Δ KHN entre os períodos iniciais e após armazenamento	125

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	porcentagem
<	menor
±	mais ou menos
®	marca registrada
A1	grupo A1 (Grupo químico)
A2	grupo A2 (Grupo químico armazenado)
ANOVA	análise de variância
B1	grupo B1 (Grupo fotoativado imediatamente)
B2	grupo B2 (Grupo fotoativado imediatamente armazenado)
Bis-GMA	bisfenol-A-glicidil-dimetacrilato
C1	grupo C1 (Grupo fotoativado tardiamente)
C2	grupo C2 (Grupo fotoativado tardiamente armazenado)
cm	centímetro
EDTA	ácido etileno diamino tetra-acético
EUA	Estados Unidos da América
FTIR	ensaio de espectroscopia infravermelha de Fourier
fator C	fator de configuração cavitária
g	grama
h	hora
H ₂ O ₂	água oxigenada
HEMA	hidróxi-etil-metacrilato
LED	diodo emissor de luz
MEV	microscopia eletrônica de varredura
MEK	metil etil ketona
min	minuto
ml	mililitro
mm	milímetro
mW/cm ²	miliWatts por centímetro quadrado
NaOCl	hipoclorito de sódio
nº	número
p	nível de significância

pH	potencial hidrogeniônico
RJ	Rio de Janeiro
rpm	rotações por minuto
RS	Rio Grande do Sul
s	segundo
SP	São Paulo
TEGDMA	triétilenoglicol dimetacrilato
m-TBS	resistência adesiva à microtração
UDMA	uretano dimetacrilato
U100	cimento resinoso autoadesivo e autocondicionante (3M ESPE)
x	vezes

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	53
2	REVISÃO DE LITERATURA	59
2.1	CIMENTOS ODONTOLÓGICOS	61
2.2	PROBLEMAS RELACIONADOS COM A CIMENTAÇÃO ADESIVA INTRARRADICULAR DE PINOS	70
2.3	EFEITO DO ARMAZENAMENTO NA DEGRADAÇÃO DO CIMENTO	77
3	PROPOSIÇÃO	85
4	MATERIAIS E MÉTODO	89
4.1	SELEÇÃO DOS DENTES E CIMENTAÇÃO DOS PINOS INTRARRADICULARES	91
4.2	SECCIONAMENTO DAS RAÍZES	97
4.3	TRATAMENTO SUPERFICIAL DOS ESPÉCIMES PARA OS TESTES DE MICRODUREZA.....	98
4.4	AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA	99
4.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA	101
5	RESULTADOS.....	103
5.1	GRUPO SEM ARMAZENAMENTO EM ÁGUA	106
5.2	GRUPO COM ARMAZENAMENTO EM ÁGUA.....	110
6	DISCUSSÃO	117
7	CONCLUSÕES	129
	REFERÊNCIAS.....	133
	ANEXOS	145

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Desde a introdução da técnica do condicionamento ácido do esmalte por Buonocore (1955) e o surgimento do primeiro compósito restaurador, desenvolvido por Bowen (1963), a odontologia restauradora alcançou avanços excepcionais na produção de compósitos e desenvolvimento de sistemas adesivos.

Tradicionalmente, um dos cimentos mais utilizados na cimentação de núcleos intrarradiculares e elementos protéticos tem sido o cimento de fosfato de zinco, com resultados altamente satisfatórios como demonstrado em pesquisas de avaliação clínica (ROSENSTIEL, 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 núcleos e coroas, e apresentam vantagens baseadas principalmente na sua capacidade de adesão às estruturas dentais e liberação de flúor, que podem atuar na inibição do desenvolvimento de cárie secundária (MCLEAN et al., 1994). Todavia, estudos clínicos e laboratoriais demonstraram que tais cimentos, quando utilizados sob restaurações cerâmicas, sofrem degradação marginal, fraturas e perda da retenção (HOFMANN et al., 2001).

O emprego dos cimentos resinosos cresceu de forma significativa nos últimos anos em função do aumento de demanda por restaurações unitárias ou próteses parciais fixas confeccionadas em cerâmica pura. Inicialmente indicados para cimentação de próteses fixas adesivas metálicas, os cimentos resinosos passaram a ser indicados para a cimentação de coroas, inlays/onlays e pinos intrarradiculares de cerâmica ou fibra de vidro, já que apresentam algumas interessantes particularidades como baixa solubilidade e adesão ao esmalte, dentina, ligas e cerâmicas (FERRARI et al., 2001). As propriedades adesivas desses cimentos passou a justificar o emprego dos materiais resinosos na cimentação de núcleos intrarradiculares, promovendo redução na concentração de estresse na interface dente/cimento/restauração (HOFMANN et al., 2001).

Entretanto, a cimentação adesiva se constitui num procedimento altamente sensível (BURKE, 2005), sujeito às adversidades técnicas que se iniciam durante a desobturação do conduto e envolvem todos os passos operatórios até a

polimerização final do cimento. Entre os principais problemas encontrados na cimentação de núcleos intrarradiculares podem-se citar: dificuldade no controle da umidade, dificuldade de realização do condicionamento ácido, dificuldade no controle da quantidade e evaporação do adesivo e, principalmente, no controle da intensidade de luz nas porções mais apicais (CARVALHO, 2004). Estes problemas podem influenciar de forma significativa nas propriedades físicas (ASMUSSEN, 1982) e biológicas (CAUGHMAN et al., 1991) das restaurações.

Nessas situações, o mecanismo de polimerização assume grande importância, visto que os compostos resinosos devem ser ativados para conversão dos monômeros em cadeias poliméricas e, conseqüentemente, na presa do material. A variação nos níveis de polimerização devido à distância da luz fotopolimerizadora tem influência significativa nas propriedades do cimento, sendo possível, que a luz proveniente de diferentes fontes fotopolimerizadoras alcance, em profundidade, toda a extensão do cimento, o que é difícil no interior dos canais radiculares. Na maioria das vezes, a luz atinge somente a porção mais superior do cimento disposta logo na embocadura dos canais, em detrimento do cimento localizado mais distante da luz (ROBERTS et al., 2004).

Para compensar essa limitação, foram desenvolvidos cimentos resinosos de presa dual, em que o processo de polimerização é iniciado através da fotoativação e complementado pela ação de catalisadores autopolimerizáveis presentes em sua composição, unindo as vantagens dos cimentos foto e autopolimerizáveis (HASEGAWA, 1991). Entretanto, existem alguns aspectos relacionados à incompatibilidade entre os sistemas adesivos de passo único com os cimentos resinosos autopolimerizáveis e dual, os quais utilizam o sistema peróxido-amina para ativar e iniciar a reação química. Os adesivos apresentam monômeros ácidos que, ao entrarem em contato com o cimento resinoso, consomem a amina terciária (caráter básico) e impedem que elas iniciem o processo de polimerização. Como resultado, o adesivo não consegue se unir de forma adequada à resina composta. Além disso, os adesivos se comportam como membranas semipermeáveis, isto é, eles não garantem o selamento hermético da dentina, permitindo que fluidos possam atravessar a camada do adesivo em todos os sentidos (TAY et al., 2003).

Com o objetivo de simplificação da técnica de cimentação e eliminação das dificuldades relacionadas com a técnica de adesão, foi introduzido no mercado odontológico um cimento resinoso que combina o uso do adesivo e cimento em uma única aplicação, eliminando a necessidade de pré-tratamento nos substratos dentais (DE MUNCK et al., 2004, AL-ASSAF et al., 2007). Segundo o fabricante, o material consiste em um cimento resinoso universal de polimerização dual e auto-adesivo indicado para restaurações indiretas de cerâmicas, resinas compostas, ligas metálicas e também pinos de fibra (3M ESPE, 2008).

Outro problema comum relatado na literatura é que o cimento resinoso não apresenta um grau de conversão de 100%, e, embora duas formas de polimerização (química e física) estejam presentes nos sistemas de presa dual, elas são suplementares e independentes, ou seja, a polimerização química não irá ativar a porção fotossensível caso a exposição à luz seja insuficiente, fato esperado para a porção mais apical dos canais radiculares (CARVALHO, 2004).

A importância da fotoativação dos cimentos de polimerização dual foi, então, questionada, já que alguns autores sugerem que a mesma pode comprometer a polimerização química (MILLER, 2004, VELARDE, 2005). Há diversas situações clínicas em que a ativação da resina com luz visível é parcial ou praticamente impossível de ser conseguida, principalmente com as restaurações metálicas ou em cerâmicas com cores opacas, ou ainda, pinos intrarradulares que atenuam a irradiância de luz visível para iniciar a reação de polimerização do cimento resinoso (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2006).

Vários autores procuraram correlacionar métodos diretos e indiretos de avaliação do grau de conversão ou entre si. A relação entre dureza e grau de conversão é descrita na literatura científica através de diversos estudos relacionados ao tema (ASMUSSEN, 1982, FERRACANE, 1985, WITZEL et al., 2005, AKSORNMUANG et.al., 2007, PEDREIRA et.al., 2009). A dureza de um material é definida como a resistência do mesmo à endentação ou à penetração. A dureza Knoop tem sido utilizada largamente na Odontologia como um método indireto para a determinação do grau de conversão de compósitos, uma vez que sua correlação com a espectroscopia infravermelha já está estabelecida na literatura (FERRACANE, 1985, YAP, 2004). Este teste foi especificamente utilizado para análise do grau de conversão e profundidade de cura de compósitos restauradores e cimentos

resinosos em diferentes situações clínicas, incluindo a cimentação de pinos intrarradiculares (HOFMANN et al., 2001, ROBERTS et al., 2004, SIGEMORI et al., 2005, AKSORNMUANG et.al., 2007, PEDREIRA et.al., 2009).

Como existem dúvidas na literatura a respeito da qualidade de polimerização de cimentos resinosos utilizados na cimentação de pinos intrarradiculares, este trabalho teve como objetivo avaliar o efeito da luz fotopolimerizadora e a ação do armazenamento em água na microdureza de dois cimentos resinosos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CIMENTOS ODONTOLÓGICOS

Os cimentos odontológicos são materiais que apresentam uma reação química de presa com alteração de seu estado físico de fluido e moldável para um estado rígido. Estes materiais são amplamente utilizados para procedimentos restauradores e sua efetividade relaciona-se a precisa indicação clínica, combinada a suas propriedades físicas, biológicas, mecânicas e técnicas (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). Sua função é promover retenção entre a superfície interna da restauração e as irregularidades da estrutura dental, protegendo as margens da estrutura dental remanescente de infiltração de fluidos e/ou bactérias (BURKE, 2005).

Os cimentos à base de água compreendem um grupo de materiais formados pelos cimentos à base de fosfato de zinco, à base de policarboxilato de zinco e de ionômero de vidro, os quais utilizam a água para iniciar a reação do tipo ácido-base, promovendo a presa do material. Estes materiais têm sido utilizados há décadas e apresentam algumas vantagens como coeficiente de expansão e contração térmicos próximos aos da estrutura dental, qualidades de resistência à compressão elevados e fácil manipulação (HEYDECKE; PETERES, 2002, ROSENSTIEL, 2005). Os cimentos à base de fosfato de zinco foram os primeiros materiais fabricados e comercializados, sendo por mais de um século o material mais popular para fixação de peças protéticas (ROSENSTIEL et al., 1998). Estes cimentos são formados por um pó (ZnO , 90% e MgO , 10%) e um líquido composto de ácido fosfórico, água e fosfato de alumínio. A presa do cimento ocorre entre o pó e o líquido por meio da reação ácido-base e faz com que o material resista às tensões mastigatórias (SMITH, 1991). Entretanto, estes cimentos não apresentam adesão às estruturas dentais e sofrem, ainda, dissolução e erosão pela ação dos fluidos orais (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). Clinicamente, observou-se, também, que a acidez inicial dos cimentos de fosfato de zinco levam a uma desmineralização e consequente degradação das fibras de colágeno da dentina

radicular, que se acentua a longo prazo (FERRARI et al., 2004). Entretanto, mesmo com estas desvantagens, o cimento de fosfato de zinco mostrou-se efetivo na cimentação de próteses unitárias e fixas, conforme demonstrado por trabalhos de avaliação clínica de longo prazo (PAMEIJER; NILNER, 1994, DONOVAN; CHO, 1999)

Os cimentos à base de policarboxilato de zinco surgiram na década de 60, e, à semelhança dos cimentos à base de fosfato de zinco, possuem um pó composto de óxido de zinco e magnésio e a solução líquida é constituída de ácido poliacrílico. Este material apresenta uma moderada adesividade química por meio da interação dos grupos de ácido carboxílico livres com o cálcio do esmalte e da dentina. Porém, o comportamento do cimento em relação à microinfiltração foi considerado similar ao cimento à base de fosfato de zinco (WHITE et al., 1992) e suas propriedades de resistência à compressão e módulo de elasticidade inferiores ao cimento à base de fosfato de zinco (SMITH, 1983), ficando sua indicação restrita às próteses unitárias em regiões de baixa intensidade de forças oclusais (ROSENSTIEL et al., 1998).

A opção pela utilização dos cimentos de ionômero de vidro convencionais ou modificados por resina composta se tornou mais frequente, principalmente pelo fato de eles apresentarem capacidade de adesão às estruturas dentais, produzidas pela reação de quelação dos grupos carboxílicos presentes no cálcio e/ou fosfatos da estrutura dental e pela liberação de flúor que pode atuar na inibição de cárie secundária (YOSHIDA et al., 2000).

Com base na formulação dos compósitos de resina para uso direto, foram introduzidos no mercado os cimentos resinosos com conteúdo de carga em volume menor que da resina composta indicada para restauração direta. Estes cimentos apresentam baixa viscosidade para poderem preencher os espaços microscópicos da superfície interna das restaurações, fixando-as ao esmalte e à dentina. Os cimentos resinosos, portanto, nada mais são do que compostos de monômeros metacrilatos (Bis-GMA, UDMA, etc.), somados a uma considerável quantidade de diluentes (TEGDMA, UDMA, HEMA, etc.) e partículas inorgânicas tratadas com silano (lítio, alumínio, sílica), cuja proporção correta (base/catalisador) e fotoativação por tempo adequado em todas as faces acessíveis otimizam sua polimerização (REIS; LOGUERCIO, 2005). Com estes cimentos, a estrutura dental necessita ser

preparada com um ácido e vedada, em seguida, com um adesivo dentinário (BURKE, 2005).

A literatura mostra que os cimentos resinosos adesivos têm sido considerados uma alternativa viável por apresentarem baixa solubilidade aos fluidos orais, aderirem ao esmalte e à dentina (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000) e reduzirem, substancialmente, a infiltração coronária (FERRARI et al., 2004).

Os cimentos resinosos são classificados segundo a reação de polimerização em autopolimerizáveis, fotopolimerizáveis ou de polimerização dual (DE GOES, 1998, ANUSANVICE, 2005). Geralmente, os cimentos autopolimerizáveis são apresentados sob a forma de pasta-pasta (base e catalisador) e indicados para cimentação de restaurações metálicas e núcleos intrarradiculares nos procedimentos clínicos que impedem a passagem de luz para a ativação física do cimento. Apresentam tempo de trabalho reduzido, o que dificulta a execução das etapas clínicas de inserção do cimento no interior da restauração indireta e cimentação (ANUSANVICE, 2005).

Os cimentos fotopolimerizáveis apresentam polimerização ativada pela luz. Esta reação ocorre entre um fotoiniciador, geralmente a canforoquinona, e um acelerador que é uma amina terciária. Estes materiais permitem um controle do tempo de trabalho e apresentam maior estabilidade de cor, sendo indicados para restaurações cuja espessura e cor não impedem a passagem de luz, por apresentarem como limitações a reduzida polimerização em áreas de difícil acesso à luz, principalmente em restaurações com baixa translucência, alta opacidade ou com espessura maior que 2mm (ANUSANVICE, 2005).

Para compensar limitações dos cimentos resinosos autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis, a indústria desenvolveu os cimentos de polimerização dual para as situações em que o material, não sendo exposto à luz, um catalisador autopolimerizável assegurasse sua completa polimerização (HASEGAWA, 1991). Entretanto, a seleção do sistema adesivo e do agente cimentante ainda é um enorme desafio aos clínicos, uma vez que a quantidade de materiais disponíveis no mercado é muito grande e o conhecimento sobre seu comportamento a longo prazo é escasso (BOUILLAGUET et al., 2003, CARVALHO et al., 2004). Rosenstiel, Land e Crispin (1998) afirmaram que o aprimoramento destes cimentos se deu em função do significativo aumento da demanda por restaurações estéticas, o que exigiu o

desenvolvimento de cimentos confiáveis e ao mesmo tempo estéticos para não interferirem na cor dessas restaurações.

Kramer et al. (2000) apresentaram uma revisão sobre os agentes de cimentação em Odontologia, tratando principalmente sobre as características dos materiais para cimentação de próteses. Dentre os materiais, citam os cimentos resinosos os quais são classificados quanto ao modo de ativação. Apesar de os cimentos dual apresentarem baixos valores de dureza quando a fotoativação não é realizada, sua utilização é vista de forma favorável já que os iniciadores químicos garantiriam a polimerização do cimento.

Braga et al. (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.

Roberts et al. (2004) avaliaram, por meio de testes de microdureza, o efeito da transmissão de luz de pinos de fibra de vidro na profundidade de cura de resinas compostas utilizadas para preenchimento radicular. Nesse experimento, utilizaram cilindros de resina que foram polimerizados com e sem o pino em seu interior. Os resultados do estudo apontaram maiores valores de microdureza na região apical para os espécimes que possuíam o pino em seu interior; porém, não havendo, diferença estatisticamente significativa na profundidade de cura de ambos os grupos.

Nesse mesmo ano, Miller fez questionamentos sobre a continuidade do mecanismo de polimerização química após a fotoativação de cimentos resinosos dual, afirmando ainda que estes cimentos, quando apenas quimicamente polimerizados, apresentavam dureza Knoop superior àqueles que foram submetidos à fotopolimerização.

Os cimentos resinosos convencionais, sejam autopolimerizáveis, fotopolimerizáveis ou dual, precisam estar associados com sistemas adesivos para aplicação em tecidos dentais (CARVALHO et al., 2004). A técnica do condicionamento ácido é sensível e complexa, pois apresenta muitos passos operatórios, podendo haver comprometimento da efetividade da adesão e resultar em sensibilidade pós-operatória e insucesso da restauração indireta (YANG et al., 2006).

Ceballos et al. (2007) avaliaram o comportamento mecânico dos cimentos resinosos Multilink (químico), Variolink II Base (fotopolimerizável) e Variolink II Base plus Catalyst (dual) usados para a cimentação de pinos de fibra de vidro (FRC Postec - Ivoclar-Vivadent). A influência do modo de polimerização também foi analisada. A técnica de nanoindentação foi aplicada para determinar a dureza(H), o módulo de Young (E) e as razões H/E (deformação limite antes de dano permanente) e H^2/E (capacidade do material armazenar energia elástica) também foram realizadas. Os resultados obtidos foram comparados com medidas executadas dentro do sistema pino-cimento-dentina. A proximidade entre os limites pino/dentina teve muita influência no comportamento do cimento, sendo que os cimentos de presa dual apresentaram os melhores resultados. As medidas de nanoindentação indicaram que o cimento fotoativado exibiu uma alta dureza e rigidez, embora se tenha mostrado mais frágil. Os autores concluíram que o cimento de polimerização química foi o material com melhor habilidade para sofrer deformação sem dano, apesar de sua dureza e módulo de elasticidade tivessem sido significativamente mais baixos. O cimento dual apresentou melhores combinações de propriedades que os outros cimentos. Os valores de dureza e rigidez foram maiores que o cimento fotopolimerizado, mas com uma capacidade de deformação similar àquela revelada pelo cimento químico.

Pegoraro et al. (2007) afirmaram em uma revisão de literatura 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 aplicação de silano na superfície interna da restauração. Afirmam ainda que os clínicos são frequentemente recomendados para usar adesivos de 3 passos

ou adesivos autocondicionantes de 2 passos a fim de se evitarem problemas de incompatibilidade entre adesivos e cimentos resinosos químico e dual. 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.

Aksornmuang et al. (2007) avaliaram a resistência adesiva, a resistência à tensão e a dureza de 4 cimentos resinosos de polimerização dual: Unifil Core (UC), Clearfil DC Core (DC), Build-It FR (BI), Clearfil DC Core-automix (DCA) usando um tempo de polimerização de 60 segundos. Para os testes de microtração e microdureza, 12 corpos de prova confeccionados em resina acrílica tiveram os condutos preparados para receber os cimentos. Após o armazenamento por 24h, cada espécime foi seccionado transversalmente em fatias de 0,6mm e preparados para a realização dos testes de microdureza e microtração. Os autores também avaliaram a resistência de união cimento/dentina usando pré-molares humanos, onde pinos de fibra de vidro foram cimentados com os quatro cimentos. Após preparo dos condutos e cimentação, os espécimes foram seccionados e preparados com formato de ampulheta para a realização dos testes de microtração. Os autores concluíram que os valores de tração e dureza variaram de acordo com cada cimento; as propriedades mecânicas dos cimentos na região cervical foram superiores às da região apical, e que as diferenças de resultados dessas propriedades mecânicas não afetaram a adesão com a dentina radicular.

Com o propósito de reduzir as dificuldades e simplificar a técnica de cimentação, foi introduzido no mercado, em 2002, um cimento resinoso denominado de auto-adesivo por apresentar adesão química aos tecidos dentais, superfícies cerâmicas e metálicas (REICH et al., 2005).

Os cimentos autoadesivos foram introduzidos nos Estados Unidos e na Europa em 2002. Este cimento foi constituído, inicialmente, por um pó composto de partículas inorgânicas sólidas, formado por uma rede de vidro Al-Si-Na com incorporação de estrôncio e lantânio, e um líquido com um composto orgânico de ésteres metacrilatos fosfóricos associados a dimetacrilatos, acetatos, estabilizadores e iniciadores. Além disso, apresenta, também, em sua composição, 2% de hidróxido de cálcio, o que pode induzir à mineralização, aumentar o efeito antimicrobiano e reduzir os níveis de acidez pós-presas com diminuição de sensibilidade pós-

operatória. Apresenta 10% de fluoreto que pode contribuir na redução de cáries recorrentes. O mecanismo de união ocorre pela quelação de íons cálcio por grupos ácidos, produzindo adesão química com a hidroxiapatita da estrutura dental. Quando aplicado sobre a dentina, demonstrou interação muito superficial sem a presença de camada híbrida ou “tags” resinosos (AL-ASSAF et al., 2007). Segundo o fabricante, o material consiste em um cimento resinoso universal de polimerização dual, auto-adesivo e autocondicionante, indicado para cimentação de restaurações indiretas de cerâmicas, resinas compostas, ligas metálicas e, também, pinos de fibra. Mais recentemente, a empresa modificou o modo de apresentação para o sistema pasta-pasta e o cimento antes denominado RelyX Unicem passou a ser chamado RelyX U100, preservando, porém, a composição do cimento original (3M ESPE, 2008).

Os delineamentos experimentais sobre adesividade entre o RelyX Unicem e as estruturas dentais relatam que não existe formação de camada híbrida e nem presença de tags resinosos com os substratos dentais, sendo que o aumento da resistência adesiva está na capacidade e efetividade do condicionamento e interação superficial com esmalte e com dentina (DE MUNCK et al., 2004, WALTER et al., 2005, AL-ASSAF et al., 2007).

De Munck et al. (2004) compararam a resistência adesiva dos cimentos RelyX Unicem (3M ESPE) e Panavia F (Kuraray) ao esmalte e à dentina, utilizando uma resina composta indireta MZ 100 (3M ESPE) como material restaurador. O RelyX Unicem apresentou valores de resistência de união para o esmalte de (19,6MPa) e para a dentina (15,9MPa) inferiores ao Panavia F que mostrou resistência de união para o esmalte de (35,4MPa) e para a dentina (17,5MPa). Quando o ácido fosfórico foi aplicado sobre o esmalte, previamente à cimentação com RelyX Unicem, os valores de resistência de união foram 35,6MPa para o esmalte, e sem diferença estatística com o Panavia F. Entretanto, quando o condicionamento foi realizado sobre dentina, houve redução significativa para os valores de resistência adesiva do Panavia F. (5,9MPa). Os autores concluíram que: o RelyX Unicem deveria ser sempre aplicado sob pressão para assegurar uma íntima adaptação às paredes da cavidade; o RelyX Unicem interage apenas superficialmente com a dentina e o esmalte, e, finalmente, a maior efetividade na adesão com os novos cimentos auto-adesivos foram obtidas com condicionamento ácido prévio do esmalte anteriormente à cimentação.

Walter et al. (2005) avaliaram a resistência adesiva de dois cimentos resinosos dual (Grupo 1: RelyX Unicem, 3M ESPE e Grupo 2: Panavia F, Kuraray Medical Inc.), e um cimento ionômero de vidro (Grupo 3: FujiCem, GC Corp., Tokyo, Japan) em dentina de coroas e de raízes. Seis incisivos bovinos foram usados neste estudo. As coroas foram separadas das raízes na junção cimento-esmalte e, em seguida, as superfícies de dentina foram condicionadas de acordo com as instruções dos fabricantes. Subsequentemente, uma fina camada de cada agente cimentante foi misturada e aplicada nas superfícies da coroa e da raiz. Para um maior controle da quantidade de cimento colocado em cada espécime, espaçadores foram envolvidos ao redor de cada dente. Os cimentos resinosos foram fotopolimerizados através do aparelho Optilux 501 unit (Kerr Corp., Orange, CA, USA) com intensidade de 600mW/cm^2 por 40 segundos, enquanto o cimento FujiCem foi manipulado e deixado por 4 minutos e 30 segundos, seguindo as recomendações do fabricante. Em seguida, construiu-se sobre o agente cimentante uma camada de resina (Filtek Z 250, 3M ESPE) com três incrementos de 2mm e fotopolimerizados por 20 segundos. Após 24h em água a 37°C , os dentes foram seccionados em fatias de $1\text{mm} \times 1\text{mm} \times 6\text{mm}$. A resistência adesiva foi avaliada através de ensaios de microtração. Comparando os cimentos, o RelyX Unicem apresentou resistência adesiva mais elevada nas coroas ($20,2 \pm 4,6$ MPa) e nas raízes ($19,1 \pm 3,7$ MPa), seguido do cimento Panavia F nas coroas ($9,7 \pm 4,6$ MPa) e nas raízes ($10,1 \pm 4,8$ MPa) e FujiCem nas coroas ($4,5 \pm 0,7$ MPa) e nas raízes ($4,3 \pm 1,1$ MPa). Embora tenham existido diferenças na resistência adesiva entre os cimentos testados, nenhuma diferença significativa foi encontrada na resistência adesiva para os dois substratos.

Al-Assaf et al. (2007) avaliaram as características da interface dentina/cinco cimentos resinosos (Bistite II DC (BDC), C&B Super-Bond (CBM), M-Bond (MBD), Panavia F (PAF) e RelyX Unicem (RXU) relacionadas com a resistência adesiva, o modo de falha, a extensão de desmineralização, as mudanças morfológicas e a formação de camada híbrida. Para mensuração da resistência adesiva, hastes metálicas foram cimentadas em áreas padronizadas na superfície da dentina, termocicladas 3000 vezes em temperaturas de 5 a 55°C com 4 ciclos/min e os espécimes foram decimentados por meio de testes de tração realizados em máquina de ensaio universal (Tensometer 10, Monsanto, Wilshire, UK) numa velocidade de 1mm/min . O modo de falha e a espessura da camada híbrida na

superfície da dentina foram examinados em microscopia eletrônica de varredura (MEV). A espectroscopia infravermelha (FT-IR) e microscopia eletrônica de varredura ambiental (ESEM) foram usadas para avaliar a extensão da desmineralização e alterações morfológicas induzidas na dentina pelo condicionamento e com tratamento com primer. Os valores de resistência adesiva, em MPa, foram: BDC=13.01, MBD=9.19 e PAF=7.07, significativamente diferentes do CBM=4.79 e RXU=4.47. A porcentagem da área de dentina, isto é, a área de dentina que ficou exposta, mostrou valores mais elevados para o BDC=47,80 e MBD=38,12 significativamente diferentes do CBM=17,20, PAF=16,47 e RXU=16.50. Não houve diferença estatística entre o BDC=60.86%, MBD=60.22% e PAF=51.99%. O RUX apresentou área de dentina desmineralizada de 45.03%. O cimento CBM mostrou maior extensão superficial de desmineralização dos túbulos e dissolução intertubular, seguidos por BDC, MDB e por PAF. O cimento RXU removeu parcialmente a “smear layer”. A camada híbrida mais espessa foi encontrada no CBM com 4.17 μ m, seguida do MBD com 2.39 μ m. Não houve diferenças estatísticas entre o PAF com 0.95 μ m e o BDC com 1.12 μ m, embora RXU não tenha formado camada híbrida. Os autores encontraram diferenças significativas na interface dos materiais testados, que poderiam alterar o desempenho clínico.

Hayashi et al. (2008) afirmaram que descobrir um método restaurador durável para reconstruir e reforçar os dentes despolpados é fundamental para ajudar a impedir fraturas da raiz. Comentam que a firme e completa adesão dos cimentos resinosos na dentina dos canais é crítica. Nesse estudo, os autores testaram a hipótese nula de que a resistência adesiva de cimentos resinosos dual e químicos na dentina não é afetada, independentemente de sua localização no sentido cérvico-apical da raiz. Nos experimentos, foram utilizados 54 incisivos humanos, livres de cáries e fraturas que foram armazenados em solução salina a 4°C e usados durante 6 meses após a extração. As coroas foram seccionadas na junção cimento-esmalte e os condutos foram preparados a uma profundidade de 10mm e diâmetro de 1,5mm. Parte dos pinos de fibra de vidro (FRP – Para Post Fiber-White, Coltene/Whaledent) foi tratada com agente de união silano (Clearfil Ceramic Primer, Kuraray Medical – SCA) enquanto outros espécimes foram cimentados sem tratamento prévio com SCA. Os espécimes foram divididos em três grupos (Panavia F 2.0 - PNV; RelyX Unicem - RXU e Super Bond Sealer - SBS). A resistência

adesiva dos cimentos resinosos foi avaliada através de testes de microtração. O modo de falha e as interfaces adesivas da dentina foram observados em microscópio eletrônico de varredura. Os índices de falhas foram menos frequentes nos grupos com SBS. Nesses grupos, o uso do silano reduziu significativamente a falha de 27,0% para 12,7%. Nos grupos com PNV e RXU, os índices de falha foram 57,1% e 65,1%, respectivamente, apesar do uso do silano. Nesses grupos, o silano não melhorou significativamente a adesão. O grupo SBS com silano mostrou resistência adesiva de 22,5 MPa a 31,7 MPa, considerando que a resistência adesiva em outros grupos foram abaixo de 20 MPa. O grupo SBS com silano mostrou que não existiu diferença na resistência adesiva através do espaço inteiro do pino. Nos grupos PNV, aproximadamente 85% dos espécimes foram fraturados na interface entre a dentina e o cimento ou entre o cimento e o pino. No grupo RXU, mais de dois terços foram fraturados na interface entre a dentina e o cimento. No grupo SBS sem silano, 74,5% foram fraturadas na interface entre o cimento e o pino. No grupo SBS com silano, metade dos espécimes falhou na interface entre a dentina e o cimento e a outra metade mostrou falha coesiva no pino ou um misto de ambas as falhas. A interface adesiva dos materiais adesivos para a dentina mostrou que não houve formação de “tags” resinosos na interface dos grupos PNV e RXU, embora tenham sido observadas extensões de “tags” resinosos acima de 100µm no grupo SBS. Os cimentos de polimerização química com condicionamento total mostraram melhor performance da estabilidade adesiva na interface pino-dentina, o que, segundo os autores, é uma vantagem nas restaurações intracanaís.

2.2 PROBLEMAS RELACIONADOS COM A CIMENTAÇÃO ADESIVA INTRARRADICULAR DE PINOS

Com o passar do tempo, a interface entre o substrato dental e o agente cimentante está sujeito às alterações de tensões, as quais podem potencialmente conduzir a falhas clínicas no procedimento de cimentação. O entendimento dos mecanismos que possam interferir na união do cimento resinoso ao dente se faz

necessário para proporcionar maior efetividade e durabilidade da restauração (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000).

Alguns fatores podem dificultar a polimerização do cimento resinoso no interior do conduto como: dificuldades no controle da umidade, na realização do condicionamento ácido, no controle da quantidade e na evaporação do adesivo e no controle da intensidade de luz na porção mais apical do conduto (CARVALHO, 2004). Além disso, os cimentos resinosos apresentam uma característica física de sofrerem contração de polimerização, isto é, a conversão das moléculas de monômero em cadeia polimérica é acompanhada da redução da distância intermolecular entre monômeros que resulta em redução volumétrica (REIS; LOGUERCIO, 2007). Adicionalmente, o grau de conversão de monômeros em polímeros na reação de polimerização do compósito é dependente da intensidade de energia e do tempo de exposição luminosa (HALVORSON et al., 2002) e nunca ocorre de forma completa (KOUPIIS et al., 2004).

A dentina é caracterizada como sendo um substrato naturalmente úmido, formado de matriz de colágeno preenchida com cristais de apatita ricos em carbonato dispersos entre túbulos dentinários contendo dentina peritubular hipermineralizada e pobre em colágeno. A composição química da dentina é de 50% em volume mineral, 20% em volume de água e 30% em volume de matriz orgânica. Apresenta módulo de elasticidade que varia entre 14 a 19 GPa, resistência à compressão de 230 a 370 MPa e resistência ao cisalhamento de 48 a 138MPa, que variam de acordo com a profundidade da dentina e orientação dos túbulos dentinários (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). A microestrutura dentinária e suas propriedades são as principais determinantes dos novos procedimentos em odontologia restauradora pelo fato de a dentina ser uma estrutura complexa e hidratada (MARSHALL JR et al., 1997). O conhecimento das propriedades mecânicas da dentina é o primeiro passo para se estimar o comportamento da interface dentina/restauração (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000).

Usualmente, a superfície dentinária disponível para adesão é recoberta pela “smear layer”. Esta camada é criada quando a dentina é cortada ou desgastada e consiste em uma camada de debris ou esfregaço da superfície dentinária. A “smear layer” tem cerca de 1,0µm de espessura, que pode variar em função do instrumento de corte empregado. Associado a “smear layer”, o processo de corte

resulta em tampões denominados de “smear plugs”, que se estendem por vários micrômetros no interior dos túbulos dentinários. A “smear layer” e o “smear plugs” agem como barreira ao movimento dos fluidos para superfície e também dificultam o acesso de microrganismo e suas toxinas em direção à polpa. A remoção de “smear plugs” aumenta a permeabilidade dentinária de 5 a 20 vezes (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000).

Ferrari et al. (2000) estimaram, por meio de MEV, o número de túbulos dentinários nos terços cervical, médio e apical de condutos radiculares. A densidade e o diâmetro dos túbulos foram maiores no terço cervical e diminuiu progressivamente em direção apical. A superfície para adesão aumentou após o condicionamento ácido e a espessura da camada híbrida foi diferente para os distintos terços radiculares.

O conceito tradicional de união à dentina foi modificado com a inclusão do mecanismo de formação da camada híbrida, no qual monômeros podem infiltrar-se na dentina e combinar-se com o colágeno e hidroxiapatita, para formar um novo material, parte estrutura dentária e parte resina. A zona de interdifusão ou camada híbrida forma um envoltório ácido resistente que veda a dentina prevenindo hipersensibilidade e cárie secundária (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). Verifica-se que o objetivo do condicionamento ácido da dentina é remover a “smear layer” e favorecer uma superfície mais susceptível para a adesão. A remoção dos “smear plugs” resulta no aumento da permeabilidade dentinária, favorecendo o fluxo do fluido dentinário para a superfície e interferindo no processo de adesão (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). Portanto, a composição dentinária dos canais, bem como a permeabilidade do substrato e a difusibilidade do monômero são essenciais para a hibridização, podendo influenciar na qualidade da adesão alcançada pelo emprego da cimentação resinosa de núcleos ou pinos intrarradiculares (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000, CURY et al., 2006).

O surgimento dos adesivos autocondicionantes baseados em monômeros resinosos ácidos aconteceu nos anos 90 e pode ser considerado um avanço na tecnologia adesiva, uma vez que o ácido e os grupos funcionais polimerizáveis estão dentro da mesma molécula. A utilização de monômeros ácidos com grupos funcionais do ácido fosfórico, como o Fenil-P e o MDP, aumentou a concentração do primer de 5% para 30%, melhorando a ação do primer ácido na formação do

complexo hibridizado com menor espessura em relação à autêntica camada híbrida subjacente (TAY et al., 2001). Estes monômeros são capazes de interagir mais intimamente com o colágeno protegido por hidroxiapatita do que só com o colágeno, que devido à técnica mais agressiva de condicionamento perde praticamente todo o revestimento de hidroxiapatita (VAN MEERBEEK et al., 2001).

A espessura da camada de adesivo e evaporação dos solventes presentes no adesivo também devem ser consideradas, especialmente, quando se tratar da cimentação de pinos em condutos radiculares. A necessidade de uma espessura mínima de adesivo é importante, porque, na presença de oxigênio, este se difunde pela camada do adesivo comprometendo sua polimerização e, conseqüentemente, sua união (PASHLEY; AGEE, 2001). Idealmente, uma camada de adesivo deveria ter aproximadamente 50-150µm de espessura para que pudesse apresentar ótimo desempenho com o adesivo (AUSIELO, 2002). Não menos importante é o fato de que todo solvente e água residuais devem ser completamente evaporados da camada híbrida e do adesivo antes de sua polimerização. Quanto mais tempo espera-se para polimerizar, maior a quantidade de solvente e água que irá evaporar e melhor será a qualidade da união (MARINS, 2004).

O surgimento de alguns adesivos simplificados convencionais de dois passos e autocondicionantes de passo único não deveria comprometer a qualidade e confiabilidade da união, mas, infelizmente, não foi isso que ocorreu. Sabe-se que os cimentos resinosos de polimerização química e dual apresentam em sua composição aminas terciárias como catalisador da reação química que, em contato com adesivos simplificados convencionais de dois passos e autocondicionantes de passo único, que contêm monômeros ácidos, reagem com as aminas terciárias, que apresentam caráter alcalino, consumindo-as e impedindo que elas atuem como catalisadores da reação de polimerização da resina (TAY et al., 2003, CARVALHO, 2004). Um 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., 2003). Este fato indica que eles não garantem o vedamento hermético da dentina, permitindo que fluidos possam atravessar a camada do adesivo.

O acesso à luz no interior do conduto radicular é outro problema de grande relevância, principalmente porque a luz do fotopolimerizador não atinge as regiões mais profundas do conduto, impossibilitando a efetiva cura do cimento. Atualmente, a conjugação da ativação química e da fotoativação é bastante comum, principalmente para os cimentos resinosos dual. A atuação conjunta dessas duas formas da ativação garante a polimerização nos casos onde o acesso à luz é dificultado, como nos casos de cimentação de pinos intrarradiculares, de uma restauração indireta de cerâmica ou de uma resina com cimento resinoso (CAUGHMAN, 2001). A reação de polimerização dos cimentos resinosos é acompanhada invariavelmente por dois fenômenos físicos: produção de calor (reação exotérmica) e contração de polimerização (REIS; LOGUERCIO, 2007).

A contração de polimerização dos materiais à base de resina ocorre em função da formação de ligações lineares e cruzadas de natureza molecular e, consequentemente, da aproximação de monômeros durante o processo de polimerização dos materiais resinosos. Uma redução volumétrica da ordem de 1,5 a 5% ocorre à medida que ligações covalentes são formadas (TAY et al., 2005) com consequente desenvolvimento de estresses internos que são transferidos à interface como forças de tensão (FERRACANE, 2005). Outros fatores determinantes da contração incluem a geometria da cavidade e a espessura da camada de resina (TAY et al., 2005), bem como o fator C ou fator de configuração cavitária, descrito como a razão entre o número de superfícies aderidas sobre o número de superfícies não aderidas de uma cavidade. Quanto maior o número de superfícies não aderidas, maior o escoamento do compósito na superfície não aderida e, portanto, menor o estresse gerado (TAY et al., 2005). Além disso, a composição e o modo de polimerização do material também influenciam de maneira significativa na quantidade de contração produzida durante a polimerização (TAY et al., 2005).

Basicamente, a contração de polimerização depende não só do percentual de carga presente nos cimentos resinosos, mas também do grau de conversão desses materiais. Os principais fatores que controlam o grau de conversão de um compósito estão assim 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, FERRACANE, 1985, RUEGGEBERG et al., 1993,

KOUPIS et al., 2004). As duplas ligações (ou ligações insaturadas) remanescentes e não-reagidas diminuem o grau de conversão, mas nem sempre representam o que chamamos de monômeros resinosos não-reagidos. Os monômeros residuais que remanescem dentro do polímero são em torno de 5% (FERRACANE, 1994) e atuam como agentes plastificadores que determinam a redução temporária das propriedades mecânicas dos compósitos (SANTERRE et al., 2001). Portanto, quanto maior o número de ligações insaturadas que se convertem em ligações covalentes, melhores as propriedades mecânicas do polímero formado e mais resistente ele será à degradação, às alterações de cor e ao desgaste a médio e longo prazo (REIS; LOGUERCIO, 2007).

Entretanto, a análise do grau de conversão não fornece uma caracterização completa da estrutura polimérica. As propriedades mecânicas também são dependentes da densidade da rede de ligações cruzadas formada durante o processo de polimerização (WITZEL et al., 2005). Os valores de conversão são medidas médias, que não levam em consideração áreas com alto e baixo índice de conversão e que podem apresentar a mesma quantidade de ligações duplas remanescentes, em função da maior ou menor homogeneidade na polimerização. Além disso, polímeros diferentes em linearidade, ou seja, com maior ou menor grau de ligações cruzadas, podem apresentar valores de conversão similares (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2001).

Ferracane (2000), em uma revisão de literatura sobre resinas compostas, considerou os avanços no que diz respeito à redução de contração de polimerização, sorção de água e de susceptibilidade ao ataque enzimático, assim como aumento no grau de conversão e melhora nas propriedades mecânicas. A maior ênfase foi dada na área dos novos sistemas monoméricos com contração de polimerização reduzida. O autor afirma que as pesquisas abrangem áreas como desenvolvimento de partículas com reforço com fibras, inclusão de cargas com efeito anticariogênico, alteração do tratamento com silano para aumentar a estabilidade da união matriz orgânica/partícula de carga, nanotecnologia e partículas modificadas para reduzir a indução de tensão interna. A ênfase principal tem sido no desenvolvimento de materiais resinosos com consistência mais viscosa para serem utilizadas como condensáveis com manipulação semelhante à do amálgama, persistindo os esforços para o desenvolvimento de resinas compostas mais

resistentes à fratura e ao desgaste. Este mesmo autor, em 2005, constatou que a polimerização de compósitos dentais é acompanhada de uma contração significativa e da produção de estresse interno. Comentou que esta tensão tem sido considerada como um fator causal para as desadaptações marginais em restaurações. O autor conclui que o fenômeno do desenvolvimento de tensão de contração em materiais resinosos é altamente complexo e que, apesar de muitas investigações, continuam como um interesse clínico significativo.

Bouillaguet et al. (2003) testaram a hipótese de que a resistência adesiva de cimentos resinosos à dentina radicular seria menor em função do fator de configuração cavitária, do processo de polimerização, do tipo de agente cimentante, e seria menor em direção ao ápice. Os autores encontraram valores mais altos de resistência de união quando a cimentação dos pinos foi feita em raízes seccionadas e valores inferiores para situações onde a adesão foi realizada em raízes íntegras, como ocorre clinicamente. Os cimentos quimicamente ativados (C&B Metabond e Fuji Plus) apresentaram polimerização mais lenta e, conseqüentemente, menor incidência de falhas espontâneas. Os autores também sugerem que o fator C, que tipicamente varia de 1 a 5 nas restaurações intracoronárias, pode exceder 200 para o interior de condutos radiculares, e que isso poderia ser minimizado pela utilização de materiais de polimerização mais lenta que permitissem o escoamento e aliviassem a formação de estresse na interface adesiva.

Velarde et al. (2005) compararam a microdureza de dois cimentos resinosos de presa dual (Insure e Nexus 2) após fotopolimerização imediata, fotopolimerização tardia ou não fotopolimerização, e encontraram valores de microdureza significativamente superiores para o grupo não fotopolimerizado, quando comparado aos fotopolimerizados imediata e tardiamente. Os autores concluíram que a fotoativação dos cimentos resinosos de cura dual avaliados pareceu interferir com o mecanismo de autopolimerização, impedindo que os cimentos atingissem suas durezas máximas.

Yoldas e Alaçam (2005) testaram a microdureza Knoop de um cimento empregado na cimentação de diferentes pinos. Para isso, preencheram cilindros plásticos pretos com resina fotopolimerizável e posicionaram pinos translumínicos plásticos ou pinos de resina reforçada por fibras de vidro em seu interior. Um grupo sem o pino serviu como controle. Vinte e quatro horas após a polimerização, os

espécimes foram testados em um microdurômetro, cuja ponta agia por 10 segundos, com carga de 100g, nas profundidades de 2, 4, 6, 8, 10, 12 e 14mm em direção apical. Para o grupo controle, as medidas não puderam ser efetuadas a partir dos 4mm devido à não-polimerização do material. Para os espécimes que continham os pinos translumínicos e de fibras de vidro, não houve diferença nos valores de microdureza até os 10mm, de profundidade. Contudo, além dos 10mm a microdureza dos espécimes que continham o pino de fibra de vidro em seu interior não pôde ser avaliada em virtude da insuficiente polimerização. O pino translumínico permitiu análise da dureza até a profundidade de 14mm.

Tezvergil-Mutluay et al. (2007) investigaram o grau de conversão de quatro cimentos resinosos dual: RelyX ARC (3M-ESPE), RelyX Unicem (3M-ESPE), Variolink 2 (Ivoclar,Vivadent), e Panavia F 2.0 (Kuraray). Estes cimentos foram manipulados como sugerido pelos fabricantes e colocados sob discos com espessura de 1,5mm, que simulavam uma restauração metálica, uma restauração resinosa (Sinfony DA3), uma restauração resinosa reforçada por fibra (EverStick 0,5mm + 1mm - Sinfony DA3) e dentina. Cinco espécimes com espessura de 0,6mm em cada grupo foram polimerizados através dos discos por um tempo de 40s (Optilux-501, 800 mW/cm²). A fotopolimerização do cimento resinoso dual sem o disco de cobertura foi usado como controle. O grau de conversão (DC%) dos monômeros foi determinado pela espectroscopia infravermelha de Fourier (FT-IR)/ATR. Os espectros infravermelhos foram gravados a cada 5,2s por 15 minutos, a partir do início da manipulação do cimento. Os resultados mostraram que os cimentos resinosos RelyX ARC e Variolink II fotoativados apresentaram grau de conversão entre 21 e 23% menor do que quando quimicamente ativados. O cimento RelyX Unicem apresentou uma redução entre 48-54% na mesma condição.

2.3 EFEITO DO ARMAZENAMENTO 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, a maioria dos monômeros empregados nas resinas compostas,

embora apresente caráter hidrofóbico, frequentemente observa-se 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 (OYASAED; RUYTER, 1986).

Genericamente, a sorção de água é inversamente proporcional ao percentual de carga presente na resina composta (LI et al., 1985). A sorção de água depende da afinidade de grupos hidroxilas presentes nas moléculas monoméricas que são capazes de estabelecer pontes de hidrogênio com a água do meio bucal (YAP; WEE, 2002). 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, uma vez que a estabilidade da matriz polimérica irá ditar sua susceptibilidade à degradação química (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2001).

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 Bis-GMA e UDMA podem ser liberadas caso o grau de conversão do material resinoso esteja comprometido (ÖRTENGREN et al., 2001).

Kitasako et al. (2000) estudaram a influência do armazenamento na durabilidade da união de 3 cimentos resinosos (Panavia 21, Bistite e Masa Bond) em dentina bovina, variando o modo de armazenamento: um ano em água, com e sem

trocas diárias e um ano em solução salina tamponada com fosfato(PBS), com e sem trocas semanais. Nesse estudo foram utilizadas dez dentinas bovinas para cada cimento e um grupo controle também foi testado com apenas um dia de armazenamento. Os resultados encontrados para o Panavia 21 foram: controle(15.2), água com trocas diárias(8.5), água sem trocas diárias(12.8), PBS com trocas semanais(9.2), PBS sem trocas semanais(13.6). Para o Bistite os resultados encontrados foram: controle(15.6), água com trocas diárias(10.4), água sem trocas diárias(12.8), PBS com trocas semanais(9.6), PBS sem trocas semanais(12.4). Já para o Masa Bond, os resultados encontrados foram: controle(29.6), água com trocas diárias(19.6), água sem trocas diárias(27.8), PBS com trocas semanais(23.2), PBS sem trocas semanais(28.6). Houve diferença estatística entre os resultados do grupo controle (1 dia) e do grupo que passou por trocas diárias de água para todos os cimentos. Os resultados mostraram que o armazenamento em água com trocas diárias é importante nos testes de longo-prazo para avaliação da resistência adesiva e que a sorção de água pode liberar alguns componentes da resina não completamente polimerizados.

Carrilho et al. (2005) avaliaram o efeito do armazenamento no processo de degradação dos sistemas adesivos. Nesse estudo, espécimes de resina (Z250) e sistemas adesivos (Single Bond SB; One-Step-OS e Clearfil Liner Bond 2V-CL) foram utilizados em moldes pré-fabricados. Espécimes de dentina foram preparados a partir de discos de dentina obtidos de coroas extraídas de molares humanos. Espécimes de dentinas desmineralizadas foram obtidas através da imersão dos discos de dentina por 6 dias em 0,5mol/L de EDTA (pH 7.0). Substratos de resina e dentina foram usados para determinar a resistência adesiva (TS) e o módulo de elasticidade (E), respectivamente. Um grupo controle foi submetido a um teste de tração a 0,6mm/min após 24 h de imersão em água destilada. O grupo experimental foi armazenado a 37°C em água destilada ou em óleo mineral e testado após 12 meses. Os resultados encontrados mostraram que TS e E dos materiais resinosos reduziram significativamente após 12 meses de armazenamento em água, exceto a resistência adesiva do SB. Nenhuma mudança foi observada para espécimes de dentina mineralizada, apesar das condições de armazenamento. O armazenamento em água de dentina desmineralizada não causou nenhum efeito significativo tanto na resistência adesiva (TS) quanto no módulo de elasticidade (E), embora reduções

significativas de TS e E de dentina desmineralizada ocorreram após armazenagem em óleo após 1 ano. Os autores concluíram que o tempo e o meio de armazenamento podem ser prejudiciais às propriedades mecânicas dos sistemas adesivos, os quais podem comprometer a durabilidade da adesão dentina-resina.

Ferracane (2006) verificou que vários fatores podem estar relacionados na determinação da extensão em que um material se degrada no meio aquoso. Relacionou as características químicas, especialmente a hidrofília do polímero e as diferenças entre o parâmetro de solubilidade do polímero e do solvente. Referente aos parâmetros estruturais, relacionou que a densidade de ligações cruzadas, a porosidade da rede polimérica e a quantidade de carga do polímero exercem influência sobre a sorção e solubilidade da estrutura polimérica.

Pace et al. (2007) avaliaram as diferenças da resistência flexural de cimentos resinosos em função do envelhecimento e da condição de armazenamento dos espécimes. Quatro cimentos resinosos dual (RelyX ARC, Calibra, Panavia F C/B Metabond e Cement-It) foram comparados ao cimento C/B Metabond (Químico). Vinte espécimes de cada um dos cinco cimentos foram confeccionados em um molde de vidro retangular (25 X 2 X 2mm) e fotoativados com intensidade de 550 mW/cm² por 80s, nas superfícies superiores e inferiores dos espécimes. O cimento químico foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante. Metade dos espécimes foi testada imediatamente após a cura, enquanto a outra metade foi armazenada em água destilada a 37°C por 30 dias. Foi realizado um teste de flexão de três pontos com a máquina universal Instron ajustada a uma velocidade 1mm/min. O RelyX ARC(137±15 MPa) exibiu resistência flexural significativamente mais alta quando comparada com os cimentos Calibra (100±19MPa) e Panavia F (94±15MPa), quando testados imediatamente. Os cimentos C/B Metabond deformaram e não fraturaram no teste imediato. Após armazenamento, a resistência flexural teve significativo aumento para os cimentos RelyX ARC(163±16MPa), Calibra (150±19MPa), Cement-It (166±39MPa), Panavia F (135±19MPa). Os autores concluíram que o RelyX ARC teve mais alta resistência flexural após a avaliação imediata. Os demais cimentos não tiveram resultados equivalentes, como evidenciado pelas significantes variações nas mensurações de resistência flexural. As diferenças entre os cimentos diminuíram após o armazenamento em água,

provavelmente devido à polimerização residual e efeito plasticizante da absorção de água.

Piowarczyk et al. (2007) avaliaram a longevidade da resistência adesiva de 7 agentes cimentantes de polimerização dual com seus respectivos adesivos (cimento compômero PermaCem, cimentos resinosos RelyX ARC, Panavia F, Variolink II, Nexus 2, Calibra e o cimento resinoso autoadesivo e autocondicionante RelyX Unicem) que foram deixados polimerizar apenas quimicamente(A) ou submetidos à fotopolimerização(L). 280 molares humanos não cariados foram extraídos e seccionados para exposição da superfície da dentina. Um subgrupo foi testado após 3 meses de armazenamento em água, a 37°C (tempo t1) e outro subgrupo foi testado após 3 meses de armazenamento com os espécimes submetidos a 37500 ciclos térmicos (tempo t2). Os testes de tração foram realizados em uma máquina de teste universal (Zwicki 1120, Germany) a uma velocidade constante de compressão de 0.5mm/min até a falha. Os resultados encontrados foram para o grupo t1 em MPA, respectivamente: Permacem (A=1.8/ L=3.7), RelyX ARC (A=2.3/ L=5.1), Panavia F (A=5.1/ L=5.9), Variolink II (A=8.3/ L=13.5), Nexus 2 (A=5.2/ L=14.8), Calibra (A=5.2/ L=4.2) e RelyX Unicem (A=4.6/ L=3.3). O grupo t2 apresentou os seguintes resultados, em MPa: Permacem (A=1.1/ L=1.3), RelyX ARC (A=0.5/ L=4.2), Panavia F (A=5.8/ L=3.9), Variolink II (A=6.9/ L=10.9), Nexus 2 (A=5.2/ L=10.6), Calibra (A=4.3/ L=3.4) e RelyX Unicem (A=4.1/ L=6.2). O teste ANOVA a 3 critérios (cimento, métodos da polimerização, tempo) foi realizado. Os cimentos dual com fotopolimerização apresentaram resultados superiores estatisticamente (6.5 ± 5.1 MPa) em relação aos cimentos dual que não receberam luz (4.3 ± 3.3 MPa). O segundo passo da análise incluiu a interação entre t1 e t2 cuja comparação mostrou que os dois principais efeitos (cimentos e método de polimerização) e suas interações diferiram significativamente. Para o grupo t2, a resistência mais alta foi para Variolink II (10.9 ± 4.7 MPa), seguido de Nexus 2 (10.6 ± 5.6 MPa), que não diferiram significativamente entre si. Os autores concluíram que a resistência adesiva aos tecidos dentais depende dos agentes cimentantes/sistemas adesivos e cimentos de polimerização dual apresentando maior resistência adesiva quando fotopolimerizados em comparação aos quimicamente ativados.

Monticelli et al. (2008) afirmaram que a difusão de cimentos resinosos na dentina pode diferir em função do regime de pré-tratamento. Os autores testaram a hipótese de que diferenças na difusão em cimentos resinosos podem existir nos cimentos existentes no mercado. Espécimes com forma de cilindro foram cimentados em superfícies de dentina com os seguintes cimentos: Calibra, Panavia F 2.0, e quatro cimentos autoadesivos Multilink Sprint, RelyX Unicem, G-Cem e Biscem. As características da interface cimento-dentina foram analisadas através de corantes (Masson's Tricrome) e avaliadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV). O condicionamento ácido convencional com cimento Calibra resultou na abertura dos túbulos dentinários e formação de camada híbrida vista pelo MEV. A interface Panavia-dentina de dentes cimentados com Panavia mostrou uma suave desmineralização na dentina. Após a aplicação do Multilink Sprint, a superfície de dentina apareceu descalcificada, mas não infiltrada. Os cimentos autoadesivos Multilink Sprint, RelyX Unicem, G-Cem e Biscem não mostraram evidências nem de desmineralização nem de infiltração. Os autores concluíram que os cimentos autoadesivos foram incapazes de dissolver e desmineralizar a dentina. A presença de uma desmineralização/infiltração parcial e/ou retenção micromecânica com a dentina pôde ser responsável por valores de adesão menor, sempre mais fracos que aqueles obtidos com cimentos resinosos convencionais.

Bonfante et al. (2008) analisaram quantitativamente a continuidade da interface cimento/dentina, por meio de MEV, nas seguintes condições: após a cimentação, após a imersão em solvente MEK e após 3 meses de armazenamento em água. Pinos de fibra de vidro foram cimentados em quarenta incisivos bovinos com os cimentos Multilink, Variolink II, Enforce Dual e Enforce PV. Após a cimentação, os espécimes foram seccionados longitudinalmente e réplicas foram preparadas para análise em MEV. Os mesmos espécimes foram imersos em MEK e novas réplicas foram confeccionadas. Em seguida, os espécimes foram armazenados em água por 3 meses, imersos em MEK e novas réplicas foram analisadas. Quantificou-se a proporção entre a interface total pino/cimento/dentina e a interface que apresentava solução de continuidade com o cimento. Valores significativamente inferiores de continuidade foram observados nos cimentos Multilink (8,25%) e Variolink II (10,08%), em comparação ao Enforce Dual (25,11%) e Enforce PV (27,60%). A mesma tendência foi observada após a imersão em

solvente, porém sem mudanças significativas. Após 3 meses, uma significativa queda foi observada para os cimentos Multilink (3,31%), Variolink II (1,87%), Enforce Dual (1,20%) e Enforce PV (0,75%). As falhas se situaram principalmente nos terços apical e médio antes e após imersão em solvente. Os autores verificaram que, após 3 meses, foram detectadas falhas também no terço cervical.

Zicari et al. (2008) avaliaram a resistência adesiva de 5 cimentos adesivos rotineiramente usados na cimentação de pinos de fibra de vidro: Panavia 21 (PAN), Clearfil (CLF), Variolink II (VAR), RelyX Unicem (UNI) e o GC(EGC) através do teste de “push-out” e a capacidade de vedamento dos cimentos. Cinquenta dentes unirradiculares foram extraídos e divididos aleatoriamente em cinco grupos. Após 1 semana de armazenamento em água, a 37°C, foram realizadas três secções (cervical, médio e apical) das raízes com espessura de 2mm. A capacidade de vedamento foi quantificada através de um sistema líquido de filtração (Flodec) durante 10min, após o qual a resistência adesiva ao “push-out” foi imediatamente verificada. Os resultados foram analisados com os testes ANOVA (teste de “push-out”) e Kruskal-Wallis (capacidade de vedamento). A resistência adesiva e a capacidade de vedamento não foram significativamente diferentes entre as secções cervical, média e apical para cada agente cimentante. A maior resistência adesiva ao “push-out” foi do CLF (14.60 ± 3.63 MPa), que não foi significativamente diferente do PAN (12.57 ± 2.45 MPa), mas significativamente mais alta que os cimentos Variolink II (11.09 ± 4.09 MPa), UNI (11.29 ± 4.31 MPa) e EGC (7.65 ± 4.79 MPa). Não foram observadas diferenças significativas entre os cimentos PAN, VAR e UNI. O EGC registrou escores significativamente mais baixos que os outros cimentos. Os valores encontrados para capacidade de vedamento para os cimentos foram: PAN ($1.15 \pm 2.39 \times 10^{-2}$ µl/min), CLF ($2.37 \pm 5.81 \times 10^{-2}$ µl/min), VAR ($1.84 \pm 4.15 \times 10^{-2}$ µl/min), UNI ($7.76 \pm 12.12 \times 10^{-2}$ µl/min), EGC ($40.82 \pm 42.30 \times 10^{-2}$ µl/min). O elevado desvio padrão foi dado pelo valor zero registrado pelo aparelho Flodec para os terços que não mostraram infiltração. O modo de cura não afetou a resistência adesiva ao “push-out”, mas os cimentos resinosos dual mostraram uma significativa piora na capacidade de vedamento. Sistemas autocondicionantes apresentaram uma resistência adesiva significativamente maior que os sistemas convencionais e cimentos autoadesivos de passo único. Considerando a capacidade de vedamento,

sistemas autocondicionantes e convencionais mostraram-se significativamente melhores que os cimentos autoadesivos.

Pedreira et al. (2009) 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. Testaram a hipótese de que não há diferença entre a microdureza dos terços cervical, médio e apical na linha de cimento. Quarenta incisivos bovinos tratados endodonticamente foram distribuídos em quatro grupos para a cimentação de pinos Fibrekor (Jeneric/Pentron): Grupo 1 – Panavia F 2.0 (Kuraray Med. Inc), Grupo 2 – Variolink (Ivoclar), Grupo 3 – RelyX Unicem (3M ESPE) e Grupo 4 – Duolink (Bisco). Após 7 dias de armazenamento em água, a 37°C, a metade dos espécimes foram seccionados longitudinalmente e a microdureza inicial foi mensurada por toda a linha do cimento, de cervical até apical. Esses mesmos espécimes foram imersos em 75% de etanol por 24h, e reavaliados. A metade remanescente foi mantida íntegra em água deionizada, a 37°C, por 3 meses, seguido de seccionamento e mensuração. Diferenças estatisticamente significativas foram identificadas entre os cimentos, terços e condições. O Panavia F exibiu microdureza inicial significativamente maior que os outros três cimentos, os quais mostraram nenhuma diferença estatística entre eles. O Variolink e o Duolink mostraram valores de microdureza significativamente maiores nos terços cervical, sem diferenças significativas entre os terços para os outros cimentos. A imersão em etanol reduziu significativamente os valores de dureza para todos os cimentos, e o comportamento nos terços variou em função do material. O armazenamento em água por três meses não teve nenhuma influência na dureza da maioria dos cimentos, com exceção do Unicem que mostrou um aumento significativo nos valores de dureza após este período. Os autores afirmam ainda que os resultados mostraram heterogeneidade dos cimentos dentro do canal. Todos os cimentos apresentaram algum grau de degradação após o tratamento com etanol, o que sugere instabilidade dos polímeros. A qualidade de cura dos cimentos resinosos nos canais radiculares parecem imprevisíveis e altamente dependentes do material.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo geral avaliar a microdureza de dois cimentos resinosos de polimerização dual usados na cimentação de pinos intrarradiculares de fibra de vidro, variando o modo de polimerização, químico e com fotoativação imediata e tardiamente, com e sem armazenamento em água por três meses.

Com o objetivo específico de testar as seguintes hipóteses nulas:

1. Não há diferença nos valores de microdureza entre os cimentos;
2. Não há diferença nos valores de microdureza entre os modos de polimerização;
3. Não há diferença nos valores de microdureza com relação ao armazenamento;
4. Não há diferença nos valores de microdureza nos terços radiculares.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 SELEÇÃO DOS DENTES E CIMENTAÇÃO DOS PINOS INTRARRADICULARES

Para a realização deste experimento foram utilizados 60 incisivos bovinos com dimensões semelhantes e extraídos pouco antes de os testes serem realizados. Os dentes foram limpos com curetas periodontais para remover todo resíduo de tecido gengival aderido à superfície dentária e, posteriormente, armazenados em solução de timol a 1%, onde ficaram imersos durante todo o período de preparo dos espécimes.

Os dentes passaram por uma seleção prévia, buscando-se escolher aqueles de conduto com menor diâmetro. Primeiramente foram removidas as coroas dentárias, com o auxílio de um disco diamantado adaptado para corte e refrigerado com água deionizada, mantendo as raízes com 16mm de comprimento no sentido cérvico-apical (Figura 1). As amostras foram, então, armazenadas em água deionizada e mantidas à temperatura ambiente, ao abrigo da luz.

Figura 1 – Raízes com comprimento cérvico-apical de 16mm

Os condutos foram obturados com guta-percha (Endo Points, Paraíba do Sul, RJ, Brasil) e cimento à base de hidróxido de cálcio (Sealer 26/ Dentsply, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), pela técnica de condensação lateral.

Em seguida, os condutos foram desobturados com a broca nº 3 (Fibrekor drill, Pentron Clinical Technologies, LLC., Wallingford, CT, EUA), com 1,0mm de diâmetro e extensão de 13mm, criando-se, por meio de sua utilização, um guia na região apical para inserção do pino intrarradicular. Em seguida, com a broca nº 4, de 1,5mm de diâmetro, o conduto foi alargado até a profundidade de 12mm, para que a linha de cimentação originada possuisse uma espessura padronizada de aproximadamente 0,25mm em toda a sua extensão, o que permitiu mensurações no sentido cérvico-apical e méso-distal (Figura 2).

Figura 2 – Preparo dos condutos para a cimentação dos pinos intrarradiculares

As 60 raízes foram divididas, aleatoriamente, em 6 grupos de 10 espécimes, cada um subdividido em 2 sub-grupos com 5 espécimes de cada. Os grupos foram divididos da seguinte forma: grupo A1 (ativação química), grupo B1 (fotoativação imediata) e grupo C1 (fotoativação tardia após 5 minutos). Para os grupos armazenados em água deionizada por 3 meses, os espécimes foram divididos em 3 grupos: grupo A2 (ativação química), grupo B2 (fotoativação imediata) e grupo C2 (fotoativação tardia após 5 minutos).

Os pinos de fibra de vidro (Fibrekor, Pentron Clinical Technologies, LLC., Wallingford, CT, EUA) foram cimentados com os cimentos Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Inc, Japan) e RelyX U100 (3M ESPE). A descrição e a composição dos cimentos testados, todos de polimerização dual, encontram-se nas Tabelas 1 e 2, a seguir.

Tabela 1 – Cimentos testados

CIMENTO	LOTE	ADESIVO	FABRICANTE
Panavia F 2.0	51198	ED Primer A&B	Kuraray Medical Inc, Japan
RelyX U100	287269	Não necessita	3M ESPE, Germany

Tabela 2 – Composição química dos cimentos e sistema adesivo

CIMENTO	SISTEMA ADESIVO
<p>PANAVIA F 2.0:</p> <p><i>Pasta A:</i> sílica silanizada, sílica coloidal, bisfenol A polietoxi dimetacrilato, 10-metacriloloxidecil dihidrogênio fosfato, dimetacrilato hidrofóbico e hidrofílico, peróxido de benzoíla e canforoquinona.</p> <p><i>Pasta B:</i> vidro silanizado de bário, óxido silanizado de titânio, fluoreto de sódio, sílica coloidal, bisfenol A polietoxi dimetacrilato, dimetacrilato hidrofílico, dimetacrilato hidrofóbico, n,n'-dietanol-p-toluidina, sulfonato de sódio 2,4,6-triisopropil benzeno. Oxiguard: polietileno glicol, glicerina, sulfonato benzínico de sódio, n,n'-dietanol p-toluidina.</p>	<p>ED PRIMER A & B: ED Primer A: 2-hidroxietil metacrilato, 10-metacriloloxidecil dihidrogênio fosfato, ácido n-metacrilol 5-aminosalicílico, n,n'-dietanol p-toluidina e água; ED Primer B: ácido n-metacrilol 5-aminosalicílico, sulfonato benzínico de sódio, n,n'-dietanol p-toluidina e água.</p>
<p>RELYX U100:</p> <p><i>Pasta base:</i> fibra de vidro, ésteres do ácido fosfórico metacrilato, dimetacrilato de trietilenoglicol, sílica tratada com silano e persulfato de sódio.</p> <p><i>Pasta catalisadora:</i> fibra de vidro, dimetacrilato substituto, sílica tratada com silano, p-toluenosulfonato de sódio e hidróxido de cálcio.</p>	<p>Não necessita</p>

Figura 3 – Cimentos: Panavia F 2.0 (a); RelyX U100 (b)

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

- Cimento Panavia F 2.0: após desobturação do conduto, limpeza com água deionizada e remoção do excesso de água com pontas de papel absorvente, foram dispensadas sobre um recipiente específico uma gota do ED primer A e uma gota do ED primer B, que foram misturadas e aplicadas no interior do conduto, por meio de um micro-pincel de pequeno diâmetro (KGbrush – KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), sob agitação, por 30 segundos. Em seguida, os excessos foram removidos com pontas de papel absorvente e um jato de ar foi cuidadosamente dispensado com seringa, por 10 segundos, para facilitar a evaporação do solvente, a uma distância de aproximadamente 20cm da embocadura do conduto. Como o adesivo que acompanha o cimento é autocondicionante de passo único, não requer o condicionamento ácido da estrutura dentinária.

Quantidades iguais da pasta a e da pasta b foram dispensadas sobre um bloco de papel e misturadas manualmente, por 20 segundos, com espátula plástica. O cimento foi, então, inserido no interior do conduto com uma seringa Centrix (Figura 4), e o pino, previamente limpo em

álcool absoluto a 70%, posicionado cuidadosamente no conduto radicular. Os excessos de cimento foram removidos com um micro-pincel limpo e seco. O Oxiguard® foi aplicado às margens do cimento expostas ao oxigênio e o material deixado polimerizar apenas quimicamente para os espécimes do grupo A1, fotoativado imediatamente para o grupo B1 ou fotoativado tardiamente após 5 minutos para o grupo C1. No grupo químico, os pinos foram mantidos em posição com a ponta da lâmpada fotopolimerizadora, sem acioná-la (Figura 5a) e colocada sobre a extremidade do pino para que a própria pressão exercida pela mesma mantivesse o pino em posição até a polimerização do cimento por aproximadamente 2 minutos.

Figura 4 – Seringa Centrix

Para os grupos fotoativados imediata e tardiamente após 5 minutos da cimentação, o tempo de fotoativação foi de 20 segundos, sendo a ponta da lâmpada fotopolimerizadora (Optilight Plus, 420 mW/cm², São Paulo, Brasil) colocada sobre a extremidade do pino para que a própria pressão exercida pela mesma mantivesse o pino em posição até a polimerização do cimento (Figura 5b). O comprimento do pino que excedia a raiz foi padronizado em 4,0mm, padronizando a distância da ponta da lâmpada fotopolimerizadora para todos os espécimes. Após cada sequência de cimentação dos grupos, a intensidade de luz proveniente do fotopolimerizador foi aferida por um radiômetro.

- Cimento RelyX U100: por ser um cimento autoadesivo não há necessidade de tratamento prévio do substrato dentário (condicionamento ácido e aplicação de primer/adesivo). Após a desobturação, limpeza do conduto com água deionizada e secagem com pontas de papel absorvente, o cimento foi colocado sobre um bloco de papel na quantidade de uma dose através do dispensador Clicker, manipulado por 20 segundos até que formasse uma massa homogênea. O cimento foi cuidadosamente inserido no interior do conduto através de uma seringa Centrix (Figura 4) e o pino, previamente limpo em álcool absoluto a 70%, posicionado cuidadosamente no interior do conduto. Os excessos de cimento foram removidos com um micropincel e, em seguida, o material foi deixado polimerizar apenas quimicamente para os espécimes do grupo A1, fotoativado imediatamente para o grupo B1 ou fotoativado tardiamente após 5 minutos para o grupo C1.

Figura 5 – Pinos mantidos em posição com a ponta da lâmpada fotopolimerizadora a- sem acionamento da luz; b- com acionamento da luz

Após a cimentação dos pinos, as raízes foram armazenadas em recipientes individuais, à prova de luz, imersas em 10ml de água deionizada, e mantidas em estufa, a 37°C, por um período de 7 dias.

Para os espécimes dos grupos A2, B2 e C2, que ficaram armazenados em água deionizada por 3 meses, os procedimentos de cimentação foram os mesmos citados anteriormente.

4.2 SECCIONAMENTO DAS RAÍZES

As raízes foram seccionadas longitudinalmente com um disco diamantado (Diamond Wafering Blade – Extec, EUA) em uma máquina especial para cortes seriados (Isomet 2000 Precision Saw - Buehler, EUA), em baixa velocidade e constante irrigação. O corte foi feito tangenciando o pino (Figuras 6a e 6b), para que a linha do cimento pudesse ser posteriormente exposta por meio da sequência de polimento, realizada previamente aos testes de microdureza. Para facilitar o posicionamento do espécime na mesa do microdurômetro, de modo a deixar a superfície analisada perpendicular à objetiva, foi realizado um corte na face externa da raiz e paralelo ao primeiro.

Figura 6 – a- Seccionamento lateral da raiz tangenciando o pino; b- vista lateral do espécime seccionado, mostrando o paralelismo entre as duas superfícies seccionadas

4.3 TRATAMENTO SUPERFICIAL DOS ESPÉCIMES PARA OS TESTES DE MICRODUREZA

Os espécimes foram fixados com godiva de baixa fusão em discos pré-fabricados de resina acrílica ($\pm 3\text{cm}$ de diâmetro por $\pm 8\text{mm}$ de espessura), tendo sua superfície interna voltada para cima (Figura 7a), e levados a uma politriz metalográfica (APL-4 AROTEC, Cotia, SP, Brasil) (Figura 7b) 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) por 3 minutos, em baixa velocidade;
2. Lixa de granulação 1200, 3 pesos (86g cada) por 5 minutos, em alta velocidade;
3. Papel feltro para polimento (Polishing Cloth BUEHLER 40-7618) e pasta de diamante (Extec I Diamond Compound, Extec Corp, 1 micron), 3 pesos por 5 minutos, em alta velocidade.

Figura 7 – a- Espécime posicionado sobre disco de resina para o polimento; b- espécimes levados à politriz

Entre cada sequência de polimento, os espécimes foram lavados com jatos de água deionizada, durante 30 segundos, e submetidos à ação de um ultrassom (Ultrasonic Cleaner Mod. USC 750; Unique Ind. e Com. de Produtos Eletrônicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil) com água deionizada, durante 2 minutos. Até a realização dos testes de microdureza do cimento, os espécimes foram conservados em ambiente úmido, protegidos da luz e mantidos em estufa, a 37°C.

4.4 AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA

A análise da microdureza da linha de cimento foi realizada no microdurômetro Shimadzu Micro Hardness Tester HMV-2.000 (Shimadzu Corporation, Japan) (Figura 8a), acoplado ao software CAMS-WIN (NewAge Industries, EUA) para análise de imagens, com penetrador tipo Knoop, carga estática de 50 gramas e tempo de 10 segundos. Estes valores foram estabelecidos por meio de testes piloto, para os quais a carga estática e o tempo foram adaptados até que a endentação possuísse dimensões compatíveis com a linha de cimento

Figura 8 – a- Microdurômetro Shimadzu Micro Hardness Tester Hmv-2.000; b- espécime posicionado sobre a mesa do microdurômetro

O espécime fixado ao disco de resina foi posicionado sobre a mesa do microdurômetro (Figura 8b), e a linha de cimento localizada com a lente objetiva 10x. Uma vez identificada a faixa de cimento, a objetiva 40x foi rotacionada para melhor visualização da área. Foi realizada uma endentação a cada milímetro (Figuras 9a e 9b), iniciando-se 1mm abaixo da superfície irradiada, na interface cuja linha de cimentação se apresentasse mais homogênea, obtendo-se, ao final da análise de cada espécime, 10 valores de microdureza (3 para o terço cervical, 4 para o terço médio e 3 para o terço apical). Ao final das mensurações, foi obtido o valor médio de microdureza para cada um dos terços descritos.

Para avaliar o efeito do armazenamento em água, após o período de 3 meses, os espécimes foram seccionados, preparados e testados da mesma forma como descrito anteriormente.

Figura 9 – a- Endentação Knoop na linha de cimento - objetiva 10x; b- endentação Knoop na linha de cimento - objetiva 40x

O delineamento experimental do presente estudo encontra-se, sucintamente, esquematizado abaixo, na Figura 10.

Figura 10 - Fluxograma representativo de cada uma das etapas do experimento: a: seccionamento das raízes bovinas no comprimento de 16mm; b, c: tratamento endodôntico das mesmas; d: desobturação com a broca de 1mm de diâmetro até o comprimento de 13mm; e: desobturação com a broca de 1,5mm de diâmetro até o comprimento de 12mm; f: pino cimentado; g: armazenagem e divisão dos grupos; h: corte das raízes para obtenção dos espécimes; i: polimento dos espécimes em politriz; j: limpeza dos espécimes em ultrassom; k: análise da microdureza na linha de cimento, de acordo com os diferentes terços radiculares (cervical, médio e apical)

4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi utilizada análise de variância (ANOVA) a 4 critérios (cimento, modo de polimerização, armazenamento e terços radiculares) e o teste de Tukey para comparações individuais, considerando-se um nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

As médias dos resultados de microdureza Knoop (KHN) e os respectivos desvio padrão para os dois cimentos avaliados em cada uma das condições testadas: cimento, modo de polimerização, armazenamento e terços estão apresentados na Tabela 3 e podem ser visualizadas no Gráfico 1.

Tabela 3 – Médias e desvio padrão de dureza (KHN) dos grupos avaliados

GRUPO	CIMENTO	CERVICAL	MÉDIO	APICAL
A1 – QUÍMICO	PANAVIA	41,25 (3,38)Aa	38,17 (1,74)ABa	35,63 (1,73)Ba
	U100	59,43 (4,32)Ab	52,14 (3,00)Bb	50,27 (4,13)Bb
A2 – QUÍMICO	PANAVIA	37,17 (1,38)Aa	35,01 (0,74)ABa	34,10 (2,37)Ba
	U100	52,39 (2,00)Ab	52,13 (3,01)Abc	51,06 (1,48)Abc
B1 – FOTO IMEDIATA	PANAVIA	75,29 (4,84)Ad	60,36 (6,76)Bc	48,97 (3,33)Cb
	U100	62,41 (6,83)Abc	53,99 (4,74)Bbc	49,04 (2,20)Bb
B2 – FOTO IMEDIATA	PANAVIA	63,01 (2,17)Ad	55,94 (2,10)Bcd	48,55 (1,62)Cb
	U100	58,81 (2,34)Ac	55,19 (1,42)Bcd	55,71 (3,17)Bd
C1 – FOTO TARDIA	PANAVIA	70,22 (1,93)Acd	61,00 (4,48)Bc	56,46 (7,51)Bb
	U100	62,40 (6,66)Abc	53,69 (2,00)Bbc	51,54 (2,18)Bb
C2 – FOTO TARDIA	PANAVIA	56,99 (1,21)Ac	51,29 (1,81)Bb	48,29 (3,00)Bb
	U100	59,02 (2,04)Ac	57,05 (2,04)ABd	54,95 (1,05)Bcd

Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Variância a 4 critérios (cimentos / com e sem fotoativação / com e sem armazenamento / terços) que indicou diferenças significativas entre os grupos e interação entre os fatores (Teste de Tukey - $p < 0,05$).

Gráfico 1 – Resultados médios dos diferentes grupos

5.1 GRUPO SEM ARMAZENAMENTO EM ÁGUA

Na Tabela 4 são apresentados os valores médios de dureza e desvio padrão do grupo sem armazenamento e podem ser visualizados no Gráfico 2.

A análise dos resultados mostrou que no grupo A1 (polimerização química) o cimento Panavia registrou valores médios de 41,25(3,38), 38,17(1,74), 35,63(1,73), nos terços cervical, médio e apical, respectivamente. Os resultados dos terços cervical e médio foram estatisticamente superiores aos do terço apical. Para o cimento U100, os valores médios foram de 59,43(4,32), 52,14(3,00), 50,27(4,13) para os terços cervical, médio e apical, respectivamente. Os resultados do terço cervical foram estatisticamente superiores ao terço médio e apical, que não mostraram diferenças entre si.

Tabela 4 – Médias e desvio padrão dos grupos sem armazenamento para cada variável

GRUPO	CIMENTO	CERVICAL	MÉDIO	APICAL
A1 – QUÍMICO	PANAVIA	41,25 (3,38)Aa	38,17 (1,74)ABa	35,63 (1,73)Ba
	U100	59,43 (4,32)Ab	52,14 (3,00)Bb	50,27 (4,13)Bb
B1 - FOTO IMED	PANAVIA	75,29 (4,84)Ad	60,36 (6,76)Bc	48,97 (3,33)Cb
	U100	62,41 (6,83)Abc	53,99 (4,74)Bbc	49,04 (2,20)Bb
C1 - FOTO TARD	PANAVIA	70,22 (1,93)Acd	61,00 (4,48)Bc	56,46 (7,51)Bb
	U100	62,40 (6,66)Abc	53,69 (2,00)Bbc	51,54 (2,18)Bb

Letras maiúsculas iguais = sem diferença estatística na comparação entre terços (análise por linha).
 Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística na comparação grupo / cimento (análise por coluna).

Gráfico 2 – Médias dos resultados dos grupos sem armazenamento

Os resultados obtidos no grupo B1 (fotoativação imediata) para o cimento Panavia apresentaram valores médios de 75,29(4,84), 60,36(6,76), 48,97(3,33) nos terços cervical, médio e apical, respectivamente, e com diferenças estatísticas entre os 3 terços. Para o cimento U100, os valores médios foram de 62,41(6,83), 53,99(4,74) e 49,04(2,20) para os terços cervical, médio e apical, respectivamente. Os resultados dos terços cervical foram estatisticamente superiores aos dos terços médio e apical que não mostraram diferenças estatísticas entre si.

A análise dos resultados no grupo C1 (fotoativação tardia após 5min) mostrou para o cimento Panavia valores médios de 70,22(1,93), 61,00(4,48), 56,46(7,51) para os terços cervical, médio e apical, respectivamente. Os resultados do terço cervical foram estatisticamente superiores aos dos terços médio e apical que não mostraram diferenças estatísticas entre si. Para o cimento U100, os valores médios foram de 62,40(6,66), 53,69(2,00) e 51,54(2,18) para os terços cervical, médio e apical, respectivamente. Os resultados do terço cervical foram estatisticamente superiores aos dos terços médio e apical, que não mostraram diferenças entre si.

Comparando o modo de polimerização (análise entre colunas), observa-se que os resultados obtidos com a fotoativação imediata ou tardia com o cimento Panavia foram superiores estatisticamente em relação aos resultados obtidos com modo de polimerização química, independentemente do terço (Tabela 5 e Gráfico 3).

Tabela 5 – Médias e desvio padrão do cimento Panavia sem armazenamento

PANAVIA			
GRUPO	CERVICAL	MÉDIO	APICAL
A1 – QUÍMICO	41,25 (3,38) a	38,17 (1,74) a	35,63 (1,73) a
B1 - FOTO IMEDIATA	75,29 (4,84) d	60,36 (6,76) c	48,97 (3,33) b
C1 - FOTO TARDIA	70,22 (1,93) d	61,00 (4,48) c	56,46 (7,51) b

Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística (análise entre colunas)

Gráfico 3 – Médias dos resultados do Panavia do grupo sem armazenamento

Os resultados do U100 não mostraram diferenças estatísticas entre os grupos químico e fotoativados, independentemente do terço avaliado (Tabela 6 e Gráfico 4).

Tabela 6 – Médias e desvio padrão do cimento U100 sem armazenamento

U100			
GRUPO	CERVICAL	MÉDIO	APICAL
A1 – QUÍMICO	59,43 (4,32) b	52,14 (3,00) b	50,27 (4,13) b
B1 – FOTO IMEDIATA	62,41 (6,83) b	53,99 (4,74) b	49,04 (2,20) b
C1 – FOTO TARDIA	62,40 (6,66) b	53,69 (2,00) b	51,54 (2,18) b

Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística (análise entre colunas)

Gráfico 4 – Médias dos resultados do U100 do grupo sem armazenamento

5.2 GRUPO COM ARMAZENAMENTO EM ÁGUA

Na Tabela 7, são apresentados os valores médios dos resultados (KHN) e desvio padrão dos grupos que sofreram a ação da água por 3 meses e que podem ser visualizados no Gráfico 5.

Tabela 7 – Médias e desvio padrão dos grupos com armazenamento para cada variável

GRUPO	CIMENTO	CERVICAL	MÉDIO	APICAL
A2 – QUÍMICO	PANAVIA	37,17 (1,38)Aa	35,01 (0,74)ABa	34,10 (2,37)Ba
	U100	52,39 (2,00)Ab	52,13 (3,01)Abc	51,06 (1,48)Abc
B2 - FOTO IMED	PANAVIA	63,01 (2,17)Ad	55,94 (2,10)Bcd	48,55 (1,62)Cb
	U100	58,81 (2,34)Ac	55,19 (1,42)Bcd	55,71 (3,17)Bd
C2 - FOTO TARD	PANAVIA	56,99 (1,21)Ac	51,29 (1,81)Bb	48,29 (3,00)Bb
	U100	59,02 (2,04)Ac	57,05 (2,04)ABd	54,95 (1,05)Bcd

Letras maiúsculas iguais = sem diferença estatística na comparação entre terços (análise por linha).
Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística na comparação grupo / cimento (análise por coluna).

Gráfico 5 – Médias dos resultados do grupo com armazenamento

A análise dos resultados mostrou que, no grupo A2 (polimerização química), o cimento Panavia apresentou valores médios de 37,17(1,38), 35,01(0,74), 34,10(2,37), nos terços cervical, médio e apical, respectivamente. Os resultados dos terços cervical e médio, e dos terços médio e apical foram estatisticamente semelhantes, sendo que para os terços cervical e apical o resultados foram estatisticamente diferentes. Para o cimento U100, os valores médios foram de 52,39(2,00), 52,13(3,01), 51,06(1,48), para os terços cervical, médio e apical, respectivamente, e sem diferenças estatisticamente significativas.

No grupo B2 (fotoativação imediata) o cimento Panavia apresentou valores médios de 63,01(2,17), 55,94(2,10), 48,55(1,62) nos terços cervical, médio e apical, respectivamente, com diferenças estatisticamente significativas entre os terços. O cimento U100 apresentou valores médios de 58,81(2,34), 55,19(1,42) e 55,71(3,17) para os terços cervical, médio e apical, respectivamente. Os resultados do terço cervical foram diferentes estatisticamente em relação aos terços médio e apical, que, por sua vez, apresentaram resultados semelhantes.

A análise dos resultados no grupo C2 (fotoativação tardia após 5min) mostrou para o cimento Panavia valores médios de 56,99(1,21), 51,29(1,81), 48,29(3,00) para os terços cervical, médio e apical, respectivamente. Os resultados do terço cervical foram estatisticamente superiores aos dos terços médio e apical que apresentaram comportamento semelhante entre si. O cimento U100 apresentou valores médios de 59,02(2,04), 57,05(2,04) e 54,95(1,05) nos terços cervical, médio e apical, respectivamente. Foram verificadas diferenças estatísticas entre os terços cervical e apical.

Na comparação entre modo de polimerização para o cimento Panavia, os resultados dos espécimes fotoativados foram estatisticamente superiores aos quimicamente polimerizados, independentemente do terço (Tabela 8 e Gráfico 6).

Tabela 8 – Médias e desvio padrão do cimento Panavia com armazenamento

PANAVIA			
GRUPO	CERVICAL	MÉDIO	APICAL
A2 – QUÍMICO	37,17 (1,38) a	35,01 (0,74) a	34,10 (2,37) a
B2 - FOTO IMEDIATA	63,01 (2,17) d	55,94 (2,10) c	48,55 (1,62) b
C2 - FOTO TARDIA	56,99 (1,21) c	51,29 (1,81) b	48,29 (3,00) b

Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística (análise entre colunas)

Gráfico 6 – Médias dos resultados do Panavia dos grupos com armazenamento

Para o U100, os resultados foram estatisticamente superiores para os espécimes fotoativados, para a maioria dos terços (Tabela 9 e Gráfico 7).

Tabela 9 – Médias e desvio padrão do cimento U100 com armazenamento

U100			
GRUPO	CERVICAL	MÉDIO	APICAL
A2 – QUÍMICO	52,39 (2,00) b	52,13 (3,01) c	51,06 (1,48) c
B2 - FOTO IMEDIATA	58,81 (2,34) c	55,19 (1,42) cd	55,71 (3,17) d
C2 - FOTO TARDIA	59,02 (2,04) c	57,05 (2,04) d	54,95 (1,05) cd

Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística (análise entre colunas)

Gráfico 7 – Médias dos resultados do U100 dos grupos com armazenamento

Para facilitar a visualização do efeito do armazenamento em água, os valores médios de dureza dos cimentos Panavia e U100 nas três variáveis testadas estão apresentados nas Tabelas 10 e 11 e, nos Gráficos 8 e 9, respectivamente.

Tabela 10 – Médias e desvio padrão dos resultados do cimento Panavia nas condições sem e com armazenamento para as variáveis testadas

PANAVIA			
GRUPO	CERVICAL	MÉDIO	APICAL
A1 – QUÍMICO	41,25 (3,38)	38,17 (1,74)	35,63 (1,73)
A2 – QUÍMICO	37,17 (1,38)	35,01 (0,74)	34,10 (2,37)
B1 - FOTO IMEDIATA	75,29 (4,84)	60,36 (6,76)	48,97 (3,33)
B2 - FOTO IMEDIATA	63,01 (2,17)	55,94 (2,10)	48,55 (1,62)
C1 - FOTO TARDIA	70,22 (1,93)	61,00 (4,48)	56,46 (7,51)
C2 - FOTO TARDIA	56,99 (1,21)	51,29 (1,81)	48,29 (3,00)

Gráfico 8 – Médias dos resultados do cimento Panavia nas condições sem e com armazenamento para as variáveis testadas

Tabela 11 – Médias e desvio padrão dos resultados do cimento U100 nas condições sem e com armazenamento para as variáveis testadas

U100			
GRUPO	CERVICAL	MÉDIO	APICAL
A1 – QUÍMICO	59,43 (4,32)	52,14 (3,00)	50,27 (4,13)
A2 – QUÍMICO	52,39 (2,00)	52,13 (3,01)	51,06 (1,48)
B1 - FOTO IMEDIATA	62,41 (6,83)	53,99 (4,74)	49,04 (2,20)
B2 - FOTO IMEDIATA	58,81 (2,34)	55,19 (1,42)	55,71 (3,17)
C1 - FOTO TARDIA	62,40 (6,66)	53,69 (2,00)	51,54 (2,18)
C2 - FOTO TARDIA	59,02 (2,04)	57,05 (2,04)	54,95 (1,05)

Gráfico 9 – Médias dos resultados do cimento U100 nas condições sem e com armazenamento para as variáveis testadas

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Os resultados encontrados nesta pesquisa mostraram que os espécimes fotoativados imediata ou tardiamente apresentaram valores médios de dureza superiores quando comparados aos não fotoativados, para os dois cimentos, sem e com armazenamento, independentemente dos terços.

O cimento Panavia ativado quimicamente registrou valores médios de dureza de 41,25(3,38), 38,17(1,74), 35,63(1,73), nos terços cervical, médio e apical, respectivamente. Quando fotoativado imediatamente, houve um aumento estatisticamente significativo para os valores de dureza 75,29(4,84), 60,36(6,76), 48,97(3,33) nos mesmos terços, respectivamente, e a fotoativação tardia mostrou resultados de 70,22(1,93), 61,00(4,48), 56,46(7,51), para os três terços, respectivamente, com diferença estatística entre o terço cervical com os terços médio e apical. Comparando estes dois últimos grupos, observa-se que os resultados foram semelhantes.

Ao analisar essas diferenças em porcentagem, observa-se que a fotoativação imediata possibilitou um aumento de 82,5%, 58,1% e 37,4% nos terços cervical, médio e apical, respectivamente, enquanto a fotoativação tardia possibilitou um aumento de 70,2%, 59,8% e 58,4% nos respectivos terços em relação ao processo de polimerização somente químico. Os resultados obtidos estão de acordo com o que é geralmente aceito na literatura que todos os cimentos dual devem ser fotoativados para que se atinjam as propriedades máximas (RUEGGEBERG et al., 1993, CEBALLOS et al., 2007).

Os resultados obtidos com o cimento Panavia demonstram que o intervalo de tempo para realização da fotoativação após a cimentação não teve influência dos resultados, independentemente do terço. Essa constatação difere de alguns autores que afirmaram que o motivo pelo qual se deve aumentar o tempo de espera para fotopolimerização de cimentos resinosos dual é para que a reação química ocorra de maneira mais lenta, o que permitirá uma melhor acomodação das moléculas durante a polimerização e com menor tensão entre elas, possibilitando a obtenção de polímeros com propriedades melhoradas (LOVELL 1999, WATTS 2005).

Teoricamente, a polimerização de cimentos é considerada adequada se o valor de dureza Knoop variar entre 35 a 80 % (CRAIG, 1993). A diminuição no valor de dureza nos terços distantes da luz halógena, como observado nos resultados obtidos nos terços médios e apicais, é provocada pela atenuação da intensidade inicial da luz visível em função da distância entre a fonte de luz e a resina a ser polimerizada (DE GEE et al., 2001) e pela dispersão da luz visível utilizada para a reação de polimerização (FERRACANE, 2000, GORACCI, 2008), o que reduz progressivamente a taxa de polimerização e influencia a estrutura do polímero formado (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2003). Assim, haveria a formação de um menor número de radicais livres na região apical, resultando em uma estrutura polimérica mais linear, e, conseqüentemente, mais suscetível à degradação causada pela presença de umidade nesta região. Isso não foi observado totalmente nesta pesquisa, pois, quando se analisam os resultados dos grupos B1 e C1, observa-se que, com exceção dos resultados obtidos no terço apical do grupo fotoativado imediatamente, os resultados entre os terços médio e apical do grupo C1 foram semelhantes, mostrando que a heterogeneidade no padrão de polimerização pode ser decorrente não somente da diminuição do efeito da ação da fotopolimerização como de outros fatores como composição do cimento, controle da umidade nas regiões média e apical do conduto, quantidade e evaporação do adesivo, dentre outros.

A redução e dissipação da luz em decorrência da espessura do material restaurador, a distância da luz da superfície do cimento, e o tamanho e a quantidade de partículas de carga produzem uma diminuição gradual da polimerização (REIS; LOGUERCIO, 2007). O grau de polimerização influencia a estrutura do polímero, de forma que compósitos fotoativados podem exibir o mesmo grau de conversão nas regiões superficial e profunda, porém com uma reduzida densidade de ligações cruzadas nas regiões distantes da luz (YAP et al., 2004). As partes mais profundas do cimento resinoso, devido à absorção e dissipação da luz, recebem menor densidade de potência em relação à superfície, o que reduz progressivamente a grau de polimerização e influencia a estrutura do polímero formado (FERRARI, 2001, GORACCI, 2008).

Para o grupo polimerizado quimicamente, os resultados entre os terços foram semelhantes e mais uniformes, enquanto que, nos grupos fotopolimerizados

imediate ou tardiamente, os resultados do terço cervical foram estatisticamente superiores aos demais terços, mostrando que, na região cervical a polimerização foi mais eficiente, embora tenha também influenciado a qualidade de polimerização nas regiões média e apical, pois os resultados destes foram estatisticamente superiores aos do grupo polimerizado quimicamente.

Comparando os resultados do grupo fotoativado imediatamente obtidos neste trabalho com os resultados obtidos por Pedreira et al. (2009), que empregaram a mesma metodologia, observa-se que esses resultados foram inferiores e comparáveis aos obtidos com o grupo polimerizado quimicamente do presente estudo.

A dureza de um material é determinada pela sua resistência à endentação ou penetração (DARVELL, 2002). A metodologia que utiliza a dureza Knoop para avaliar a dureza de materiais odontológicos tem sido muito empregada na avaliação da determinação do grau de conversão de compósitos como um método indireto. A correlação deste método com o de espectroscopia infravermelha está muito bem estabelecida na literatura (DEWALD; FERRACANE, 1987, FERRACANE, 1985, SOH; YAP, 2004). O emprego da espectroscopia infravermelha neste estudo não seria possível dentro da metodologia proposta, ou seja, analisar o comportamento do cimento que envolve o pino intrarradicular em toda extensão do conduto e nas mesmas condições encontradas clinicamente.

Para o cimento U100, o modo de polimerização e o tempo de fotopolimerização não influenciaram significativamente nos resultados. Para os espécimes ativados quimicamente, os resultados foram de 59,43(4,32), 52,14(3,00), 50,27(4,13), para os terços cervical, médio e apical, respectivamente. Quando fotoativado imediatamente, os valores médios foram de 62,41(6,83), 53,99(4,74) e 49,04(2,20) para os 3 terços, respectivamente. A fotoativação tardia mostrou valores médios de 62,40(6,66), 53,69(2,00) e 51,54(2,18) nos terços cervical, médio e apical, respectivamente. Para os três grupos, os resultados dos terços cervicais foram estatisticamente superiores aos dos terços médios e apicais.

Ao analisar essas diferenças, em porcentagem, observa-se que a fotoativação imediata possibilitou um aumento de 5,0%, 3,5% e redução de 2,5% nos terços cervical, médio e apical, respectivamente, enquanto a fotoativação tardia

possibilitou um aumento de 4,9%, 2,9% e 2,5%, nos respectivos terços, em relação ao modo de polimerização somente químico.

O cimento U100 é um cimento resinoso autoadesivo e autocondicionante que apresenta cargas silanizadas, metacrilatos e iniciadores. Embora a reação prevalente seja a polimerização iniciada pela luz ou pelo sistema redox, ocorre, também, uma reação ácido-base complexa adicional que envolve adesão iônica e neutralização ácida pelo hidróxido de cálcio, típica de cimentos ionoméricos, o que pode ter contribuído para uma polimerização mais homogênea nos três terços, independentemente da atenuação da luz em direção ao ápice.

Quando comparado ao cimento Panavia, o efeito da fotoativação no cimento U100 foi bem menor, ou seja, não se mostrou tão dependente da fotoativação para atingir seu grau máximo de polimerização, nas condições testadas neste trabalho de pesquisa, como comentado anteriormente.

A fotoativação dos compósitos, e, mais especificamente dos cimentos, tem dois objetivos: um relacionado com os procedimentos clínicos e outro relacionado com as propriedades dos materiais como dureza, tensão de contração e grau de conversão (SMALL, 2001). A utilização de métodos indiretos, como a avaliação da dureza, tem sido correlacionado com o grau de conversão de compósitos (FERRACANE, 1985, YAP, 2004). Por exemplo, o inadequado grau de conversão dos cimentos resinosos está associado às propriedades físico-mecânicas inferiores, como baixa resistência ao desgaste, instabilidade de cor, microinfiltração, aumento dos índices de sorção de água e maior solubilidade (DE GEE, 2001, ORTENGREN et al., 2001, FERRACANE, 2005).

Estudos “in vitro” têm mostrado que os valores de dureza podem ser usados para se conhecer o grau de conversão em diferentes profundidades nos cimentos resinosos (FERRACANE JL, 1985, RUEGGEBERG, 2000, PEDREIRA et al., 2009). Os resultados deste estudo indicaram que a dureza dos cimentos resinosos na região cervical foram superiores aos das regiões média e apical, sendo a proximidade da fonte irradiadora um fator determinante da extensão de polimerização. Na superfície irradiada do cimento dual existe um número de prótons disponíveis para absorção de fotoiniciadores, que contribui para a formação de radicais livres. A atenuação e dispersão da luz halógena resultante da espessura do material, distância em relação à superfície e tamanho e quantidade de carga produz

uma gradual redução na polimerização (ROBERTS et al., 2004). A possível interferência do mecanismo de fotopolimerização por uma reação ácido-base pode ocorrer entre as aminas terciárias e os monômeros resinosos ácidos no contato prolongado do compósito com os adesivos antes da ativação da luz. O radical livre amina é geralmente considerado como responsável pela iniciação da polimerização, enquanto a canforoquinona não é um eficiente iniciador (TAY et al., 2001).

O questionamento de que a fotoativação prejudicaria a reação química de alguns cimentos de polimerização dual (MILLER, 2004, VELARDE et al., 2005) está em desacordo com os resultados obtidos neste estudo com o cimento Panavia e estes concordam com o que foi descrito por Ceballos et al. (2007), que, ao analisarem por nanoindentação a dureza de cimentos autopolimerizáveis, fotopolimerizáveis e de polimerização dual, verificaram que os cimentos fotoativados apresentavam valores superiores de dureza. Afirmaram ainda que os cimentos de polimerização química apresentaram valores de dureza ligeiramente inferiores, e os cimentos de polimerização dual mostraram a melhor combinação de propriedades mecânicas. Para o cimento U100, o modo de polimerização, química ou com fotopolimerização, seja imediata ou tardia, não teve influência nos resultados, independentemente do terço analisado, embora os resultados nos terços cervical e médio tenham sido ligeiramente superiores aos polimerizados apenas quimicamente.

É importante comentar que Pedreira et al., em 2009, comparando 4 tipos de cimentos Panavia, Variolink, Unicem e Duolink, mostraram semelhanças no comportamento dos cimentos Panavia e Unicem. Os resultados obtidos com o cimento Panavia fotoativado imediatamente após a cimentação (48,50, 42,62, 43,38) nos terços cervical, médio e apical, respectivamente, foram semelhantes aos obtidos neste trabalho com polimerização apenas química (41,25, 38,17, 35,63). O cimento Unicem, cuja composição assemelhava-se à do U100, apresentava-se na forma pó/líquido e em cápsulas que precisavam ser ativadas e misturadas em um agitador de alta frequência, enquanto o modo de apresentação do U100 é pasta/pasta em forma de “clicler”. Os resultados do Unicem (39,16, 39,38 e 38,76 para os três terços) foram bem inferiores aos obtidos com o U100 (62,41, 53,99, 49,04 para os três terços). Embora a metodologia empregada tenha sido a mesma, as diferenças entre lotes de cimentos e operadores podem ser responsabilizadas pelas divergências de resultados encontradas entre esses dois trabalhos.

O armazenamento dos espécimes em água deionizada por 3 meses produziu redução nos valores médios de dureza na maioria dos grupos, independentemente do modo de ativação e dos terços para os dois cimentos. O cimento Panavia ativado quimicamente registrou valores médios de dureza de 37,17(1,38), 35,01(0,74), 34,10(2,37), nos terços cervical, médio e apical, respectivamente. No grupo fotoativado imediatamente, os valores de dureza foram de 63,01(2,17), 55,94(2,10), 48,55(1,62) nos três terços, respectivamente, e, no grupo fotoativado tardiamente, os valores foram de 56,99(1,21), 51,29(1,81), 48,29(3,00) para os três terços, respectivamente. Nos dois últimos grupos, os resultados apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Se essas diferenças forem analisadas em porcentagem, constata-se que a fotoativação imediata possibilitou um aumento de 69,5%, 59,8% e 42,3% nos terços cervical, médio e apical, enquanto a fotoativação tardia possibilitou um aumento de 53,3%, 46,5% e 41,6%, nos respectivos terços em relação ao processo de polimerização somente químico.

Com relação ao cimento U100 ativado quimicamente, os valores médios de dureza foram de 52,39(2,00), 52,13(3,01), 51,06(1,48), para os terços cervical, médio e apical, respectivamente. Quando fotoativado imediatamente, os valores médios foram 58,81(2,34), 55,19(1,42) e 55,71(3,17) para os três terços, respectivamente. A fotoativação tardia apresentou valores médios de 59,02(2,04), 57,05(2,04) e 54,95(1,05) nos três terços, respectivamente. Nos dois últimos grupos os resultados apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre o modo de polimerização e entre os terços. Sendo analisadas essas diferenças em porcentagem, nota-se que a fotoativação imediata possibilitou um aumento de 12,2%, 5,8% e 9,1% nos terços cervical, médio e apical, respectivamente, enquanto a fotoativação tardia possibilitou um aumento de 12,6%, 9,4% e 7,6% nos respectivos terços, respectivamente, em relação ao processo de polimerização somente químico.

Quando se comparam as condições sem e com armazenamento em água por 3 meses, observa-se que houve uma diminuição na dureza nos três modos de polimerização e nos três terços para os dois cimentos. A quantificação dessas diferenças pode ser obtida, subtraindo-se o resultado de dureza inicial (KHN1) dos resultados de dureza, após armazenamento em água (KHN2), segundo a fórmula

$\Delta KHN = KHN1 - KHN2$ (ASMUSSEN, 1984, SOH; YAP, 2004, PEDREIRA et al., 2009). As diferenças apresentadas na Tabela 12 indicam que as menores diferenças ocorreram com o cimento U100, o que significa que este cimento sofreu menos influência da água.

Tabela 12 - Variação de microdureza Knoop ΔKHN entre os períodos iniciais e após armazenamento

GRUPO	CIMENTO	CERVICAL	MÉDIO	APICAL
A	PANAVIA	4,08	3,16	1,53
	U100	7,04	0,01	(0,79)
B	PANAVIA	12,28	4,42	0,42
	U100	3,6	(1,20)	(6,67)
C	PANAVIA	13,23	9,71	8,17
	U100	3,38	(3,36)	(3,41)

Resultado entre parênteses significa que a dureza média após armazenamento aumentou

O efeito da água como solvente sobre a rede polimérica é descrito como plastificador e promove a redução da dureza em função da separação das cadeias poliméricas por moléculas que não formam ligações primárias com as mesmas, mas apenas ocupam um espaço entre elas. Deste modo, o polímero não é dissolvido, mas intumescce pelo contato com o solvente que promove uma maior atração entre as moléculas do solvente e os componentes das cadeias que excedem as forças de atração entre as cadeias poliméricas. Como consequência, ocorre um aumento de volume da rede polimérica e uma potencial plastificação decorrente da menor interação entre as cadeias (FERRACANE, 2006). Entretanto, as ligações secundárias polímero-solvente não são capazes de vencer as ligações cruzadas valentes primárias, de forma que polímeros com altas densidades de ligações cruzadas não são solúveis, apesar de poderem sofrer algum intumescimento dependendo da extensão dessas ligações (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2003, YAP et al., 2004).

Como pode ser observada na Tabela 12, a variação da dureza entre os períodos iniciais e após armazenamento em água foi menor para o cimento U100, o que mostra que a água teve menos efeito neste cimento do que no Panavia.

É bem conhecido que o cimento Panavia não se polimeriza adequadamente quando em contato com oxigênio e, por isso, é indicada a proteção do cimento exposto ao meio bucal com o gel Oxiguard®. Neste trabalho, o efeito da água foi mais deletério no terço cervical do que nos terços médio e apical. A Tabela 12 mostra que a variação de microdureza nestes terços, especialmente na condição de fotoativação, foi menor do que na região cervical. Este aspecto é interessante de ser comentado, pois, segundo Shimura et al. (2005), que compararam a microdureza de espécimes cilíndricos confeccionados com os cimentos Panavia e Nexus e mantidos em ambientes seco e em água destilada, os resultados foram bem superiores quando os espécimes foram armazenados em água. Segundo estes autores, o armazenamento em água pode ter funcionado como uma barreira que impediu o oxigênio de entrar em contato direto com o cimento, aumentando a microdureza dos cimentos. Confrontando esta afirmação com os resultados obtidos nesta pesquisa, em que a variação de dureza foi menor para os terços médio e apical, pode-se especular que a ausência de oxigênio dentro do canal e o distanciamento do contato direto do cimento com a água pode ter compensado o efeito da diminuição da intensidade da luz halógena no processo de endurecimento do cimento.

Vários fatores podem determinar a extensão de degradação que um material sofre em meio aquoso, como a relação entre as características químicas, especialmente a hidrofília do polímero e as diferenças entre os parâmetros de solubilidade do polímero e do solvente. Referente aos parâmetros estruturais, alguns autores relatam que a densidade de ligações cruzadas, a porosidade da rede polimérica e a quantidade de carga do polímero exercem influência sobre a sorção e solubilidade da estrutura polimérica (FERRACANE, 2006, CHIARAPUTT et al., 2008). A estrutura química dos monômeros rotineiramente usada na formulação comercial dos cimentos revela a presença de grupos susceptíveis hidroliticamente, como éster, uretano, éter e grupos hidroxil, resultando em polímeros que poderão absorver água em maior ou menor extensão, dependendo da densidade de ligações cruzadas e do potencial para formação de pontes de hidrogênio e interações polares (FERRACANE, 2006).

Os resultados encontrados para U100 sugerem que a dureza foi dependente do contato e da reação do cimento com as estruturas dentais que ocorreram no interior do canal. O mecanismo autoadesivo para as estruturas dentais ocorre devido à presença de radicais metacrilatos fosforilados (3M ESPE, 2008) que, em contato com a dentina, são neutralizados pelo substrato enquanto o material é curado. Neste material, a água formada durante a reação inicial dos metacrilatos fosforilados com a apatita e as partículas de carga é reutilizada na reação com o excesso dos ácidos, os quais resultam na substituição das propriedades hidrofílicas antes da presa pelas propriedades hidrofóbicas após a presa. Isto sugere uma redução da sensibilidade do material à umidade, e consequente redução de solubilidade ao meio oral (3M ESPE, 2008). Portanto, este cimento mostrou-se menos crítico na umidade provavelmente devido ao fato de ser estável dimensionalmente e também pelo fato de a água produzida na reação química ser consumida em outras reações do próprio cimento (PEDREIRA et al., 2009).

Embora existam várias dificuldades em reproduzir as condições bucais em estudos “*in vitro*”, principalmente no que diz respeito à umidade, os resultados deste experimento evidenciam os obstáculos existentes para se obter um adequado grau de conversão em ambiente intrarradicular. Quando testes de dureza são utilizados como uma mensuração indireta do grau de conversão de compósitos, é importante considerar as diferentes composições químicas das marcas avaliadas, tendo em vista que as mesmas influenciam a quantidade de densidade de ligações cruzadas formadas durante a polimerização e, consequentemente, nas propriedades mecânicas do material (FERRACANE, 1985).

Como comentado anteriormente, a vantagem de se esperarem alguns minutos para fotoativar o cimento é para que a reação química possa ocorrer de maneira mais lenta e permitir uma melhor acomodação das moléculas durante sua movimentação e, assim, obter polímeros com propriedades melhoradas (LOVELL, 1999, WATTS, 2005) e que não foram comprovados nesta pesquisa. Segundo esses autores, materiais resinosos à base de dimetacrilato apresentam uma reação difusão-dependente. Esses trabalhos mostraram que, na polimerização apenas química, a taxa de reação de polimerização aumenta rapidamente, seguida de rápida diminuição. Este comportamento é típico de dimetacrilatos e demonstra os estágios de autoaceleração e de autodesaceleração da reação de polimerização. A

taxa de reação aumenta com o tempo, à medida que há um crescimento significativo na concentração de radicais livres, responsáveis pela polimerização. A taxa máxima representa o início da autodesaceleração e demonstra o momento em que a viscosidade do material aumenta, fazendo com que sua flexibilidade diminua. Essa diminuição na flexibilidade faz com que a movimentação das moléculas também diminua, o que impede a completa polimerização do material (WATTS, 2005). Isso significa que a conversão final da polimerização é controlada por limitações na difusão do meio para a reação e não simplesmente pela quantidade de monômeros não reagidos (LOVELL, 1999). Assim, no caso da ativação imediata de cimentos resinosos dual, a canforoquinona é excitada e reage com a amina terciária e há um rápido aumento na viscosidade do meio, limitando a movimentação das moléculas. Esse aumento brusco na viscosidade diminuiria, em teoria, a continuação da reação por ativação química do cimento. Vale ressaltar que, apesar disso, a reação não é interrompida ao final da irradiação e se processa por horas ou até dias (polimerização tardia).

A cimentação de pinos com cimentos adesivos deve ser analisada com muito cuidado em função de o ambiente intracanal ser desfavorável para o processo de polimerização destes materiais. Fatores como dificuldade de acesso à luz fotopolimerizadora da parte mais apical do conduto, controle da umidade, forma da cavidade que dificulta o escoamento do cimento e que causa maior concentração de estresse na interface dentina/cimento, permeabilidade dentinária e o efeito da água nas propriedades dos cimentos, tipo de adesivo empregado dentre outros, e ausência de estudos controlados de longo prazo, devem ser considerados quando da indicação de cimentos resinosos na cimentação de pinos intrarradiculares.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

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

1. A fotoativação com luz halógena promoveu um aumento significativo nos valores de microdureza para o cimento Panavia;
2. O armazenamento em água por três meses reduziu os valores de microdureza para a maioria dos grupos, sendo que o cimento o U100 apresentou menor variação de microdureza quando comparado ao Panavia;
3. Os terços que receberam maior intensidade de luz halógena tiveram maior aumento de microdureza para ambos os cimentos, especialmente para o cimento Panavia.

Conclui-se, portanto, que as hipóteses de nulidade propostas foram rejeitadas.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

3M ESPE. Rely X U100 self-adhesive universal resin cement. Germany: 3M ESPE; 2008. Bula.

Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater.* 2007;23(7):829-39.

Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. *Dent Mater.* 2007;23:226-34.

Anusavice KJ. *Materiais Dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.

Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res.* 1982;90(6):490-6.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Bonding of dual-curing resin cement to dentin. *J Adhes Dent.* 2006;8(5):299-304.

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.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations-a 3D finite element analysis. *Dent Mater.* 2002;18(4):295-303.

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.

Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003;19(3):199-205.

Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66:57-64.

Braga RR, César PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil.* 2002;29(3):257-62.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849-53.

Burke FJ. Trends in Indirect Dentistry: conclusions. *Dent Update.* 2005;32(5):251-4.

Carrilho MR, Tay FR, Pashley DH, Tjaderhane L, Carvalho RM. Mechanical stability of resin-dentin bond components. *Dent Mater.* 2005;21(3):232-41.

Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996;21(1):17-24.

Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquezini Jr L, Andrade e Silva SM, et al. Sistemas adesivos: fundamentos para aplicação clínica. *Biodonto.* 2004;2(1):1-89.

Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg FA, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials.* 1991;12(8):737-40.

Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent*. 2001;86(1):101-6.

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

Chiaraputt S, Mai S, Huffman BP, Kapur R, Agee KA, Yiu CK, et al. Changes in resin-infiltrated dentin stiffness after water storage. *J Dent Res*. 2008; 87(7):655-60.

Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil*. 1990;17(5):487-94.

Craig RG. Restorative dental materials. 9th ed. Saint Louis: Mosby; 1993.

Cunha LG, Sinhoreti MA, Consani S, Sobrinho LC. Effect of different photoactivation methods on the polymerization depth of a light-activated composite. *Oper Dent*. 2003;28(2):155-9.

Darvell BW. Materials science for dentistry. 7th ed. Hong Kong: BW Darvell; 2002.

De Goes MF. Cimentos Resinosos. In: Baratieri LN, Chain M. Restaurações estéticas com resinas composta em dentes posteriores. São Paulo: Artes Médicas; 1998. p. 169-76.

De Gee AJ. Light-curing units and their impact on resin polymerization. In: Proceedings Conference on Scientific Criteria for Selecting Materials and Techniques in Clinical Dentistry; 2001; Sienna; 2001. v. 15, p. 87-97. Academic of Dental Materials, Transact.

De Munck J, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2004;20:963-71.

De Wald 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.

Donovan TE, Cho GC. Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*. 1999;20(3):197-9, 202-8, 210.

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

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

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

Ferracane JL. Ten years' experience as basis for development of new posterior materials. In: Tagami J, Toledano M, Prati, C. *Advanced adhesive dentistry: 3rd International Kuraray Symposium*; 1999 Dec 3-4; Granada, Espanha. Cirimido: Grafiche Erredue; 2000. p. 3-29.

Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent*. 2000;13(5):255-60.

Ferrari M, Mason PN, Goracci C, Pashley DH, Tay FR. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. *J Dent Res*. 2004;83(5):414-9.

Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C. Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont*. 2001;14(6):543-9.

Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res*. 2008;87(12):1122-6.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater*. 2002;18(6):463-9.

Hasegawa EA, Boyer DB, Chan, DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent*. 1991;66(2):187-92.

Hayashi M, Okamura K, Wu H, Takahashi Y, Koytchev EV, Imazato S, et al. The root canal bonding of chemical-cured total-etch resin cements. *J Endod*. 2008;34(5):583-6.

Heydecke G, Peters, MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2002;87(4):380-6.

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.

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.

Koupis NS, Vercruysse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater*. 2004;20(10): 908-14.

Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*. 2000;13(sp. issue):60D-76D.

Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res*. 1999;78(8):1469-76.

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

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

Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *Dent Res*. 2008;87(10):974-9.

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

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.

Phanthavong S, Harada N, Sonoda H, Nikaido T, Pereira PNR, Tagami J. Fluoride release and microhardness and yong's modulus of one-step adhesives in two immersion solutions. *Int Chin J Dent*. 2004;4:1-7.

Pameijer CH, Nilner K. Long term clinical evaluation of three luting materials. *Swed Dent J*. 1994;18(1-2):59-67.

Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent*. 2002;30(2-3):83-90.

Pace LL, Hummel SK, Marker VA, Bolouri A. Comparison of the flexural strength of five adhesive resin cements. *J Prosthodont*. 2007;16(1):18-24.

Pedreira AP, Pegoraro LF, de Goes MF, Pegoraro TA, Carvalho RM. Microhardness of resin cements in the intraradicular environment: effects of water storage and softening treatment. *Dent Mater*. In press 2009.

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

Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater*. 2007;23(2):211-7.

Reich SM, Wichmann M, Frankenberger R, Zajc D. Effect of surface treatment on the shear bond strength of three resin cements to a machinable feldspatic ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;74(2):740-6.

Reis A, Loguercio AD. *Materiais dentários restauradores diretos: dos fundamentos à aplicação clínica*. São Paulo: Ed. Santos, 2007.

Roberts HW et al. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater*. 2004 Sept; 20(7):617-622.

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

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Prótese fixa contemporânea*. 3 ed. São Paulo: Ed. Santos; 2005.

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

Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent*. 2000;12(6):340-9.

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.

Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2001;12(2):136-51.

Shimura R, Nikaido T, Yamauti M, Ikeda M, Tagami J. Influence of curing method and storage condition on microhardness of dual-cure resin cements. *Dent Mater J*. 2005;24(1):70-5.

Sigemori RM, Reis AF, Giannini M, Paulillo LA. Curing depth of a resin-modified glass ionomer and two resin-based luting agents. *Oper Dent*. 2005;30(2):185-9.

Small BW. A review of devices used for photocuring resin-based composites. *Gen Dent*. 2001;49(5):457-60.

Smith, DC. Dental cements. *Curr Opin Dent*. 1991;1(2):228-34.

Smith DC. Dental cements. Current status and future prospects, *Dent Clin North Am*. 1983;27(4):763-92.

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*. 2003;5(1):27-40.

Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod*. 2005;31(8):584-9.

Tay FR, King NM, Suh BI, Pashley DH. Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesives. *J Adhes Dent*. 2001;3(3):207-25.

Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontol Scand*. 2007;65(4):201-5.

- Van Meerbeek B, Vargas MW, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent*. 2001;(Suppl 6):119-44.
- Velarde ME, Miller MB, Marino KL, Diaz CP, Iglesias IR, Olivares G. Hardness of dual-cure resin cements using three polymerization methods. [abstract 0534]. In: 83rd IADR/AADR/CADR; 2005 March 9-12; Baltimore, MD. Houston, TX: Reality Publishing Co; 2005.
- Walter R, Miguez PA, Pereira PN. Microtensile bond strength of luting materials to coronal and root dentin. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(3):165-71.
- Watts DC. Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. *Dent Mater*. 2005;21(1):27-35.
- White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J Prosthet Dent*. 1992;67(2):156-61.
- White SN, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *Int J Prosthodont*. 1993;6(4):384-9.
- Witzel MF, Calheiros FC, Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. *J Dent*. 2005;33(9):773-9.
- Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater*. 2006;22(1):45-56.
- Yap AU, Soh MS, Han TT, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent*. 2004;29(4):410-5.
- Yap AU, Wee KE. Effects of cyclic temperature changes on water sorption and solubility of composite restoratives. *Oper Dent*. 2002;27(2):147-53.

Yoldas O, Alaçam T. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. J Endod. 2005;31(2):104-6.

Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. J Dent Res. 2000;79(2):709-14.

Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. Dent Mater. 2008;24(7):967-77.

ANEXOS

ANEXO A – ANOVA a 4 critérios

	df	MS	df	MS		
	Effect	Effect	Error	Error	F	p-level
1	1	429,1702	48	21,62511	19,84592	0,00005
2	2	2976,376	48	21,62511	137,6352	0,00000
3	1	750,1492	48	21,62511	34,6888	0,00000
4	2	1382,545	96	6,913262	199,9844	0,00000
12	2	26,81742	48	21,62511	1,240106	0,29846
13	1	473,6889	48	21,62511	21,90458	0,00002
23	2	1614,265	48	21,62511	74,64771	0,00000
14	2	215,5167	96	6,913262	31,17439	0,00000
24	4	114,7359	96	6,913262	16,59649	0,00000
34	2	95,46398	96	6,913262	13,80882	0,00001
123	2	107,8107	48	21,62511	4,985439	0,01078
124	4	13,61475	96	6,913262	1,969366	0,10532
134	2	4,817894	96	6,913262	0,696906	0,50063
234	4	55,42464	96	6,913262	8,017146	0,00001
1234	4	7,570258	96	6,913262	1,095034	0,36351

Summary of all Effects; design: (grupote.sta)

1-ARMAZENAMENTO, 2-ATIVAÇÃO, 3-CIMENTO, 4-TERÇO

ANEXO B – Comparação entre modo de Polimerização/Cimento

NÃO ARMAZENADO						
	DF	MS	DF	MS		
	Effect	Effect	Error	Error	F	p-level
1	2	1601,298828	24	36,27840042	44,13917923	0,00000
2	1	15,81725407	24	36,27840042	0,435996473	0,51535
3	2	1343,697998	48	10,99477959	122,2123642	0,00000
12	2	1224,764038	24	36,27840042	33,76014328	0,00000
13	4	100,0549316	48	10,99477959	9,100221634	0,00001
23	2	34,74807358	48	10,99477959	3,160415649	0,05136
123	4	44,4716835	48	10,99477959	4,044799805	0,00662

Summary of all Effects; design: (grupote.sta). 1-MODO DE POLIMERIZAÇÃO 2-CIMENTO, 3-TERÇO

TERÇO CERVICAL						
GRUPO / KHN	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
	41,25400	59,42600	75,29000	62,40600	70,22000	62,40000
QUÍMICO PANAVIA {1}		0,000201464	0,000137985	0,000142455	0,000137985	0,000142455
QUÍMICO U100 {2}			0,000588596	0,929697633	0,023563683	0,930252254
FOTO IMEDIATA PANAVIA {3}				0,004987836	0,598734975	0,004961729
FOTO IMEDIATA U100 {4}					0,16825515	1
FOTO TARDIA PANAVIA {5}						0,167672336
FOTO TARDIA U100 {6}						

Tukey HSD test; variable CERVICAL (grupote.sta). Probabilities for Post Hoc Tests. INTERACTION: 1 x 2. Se $p < 0,05$ é significante

(Cont. ANEXO B)

TERÇO MÉDIO						
GRUPO / KHN	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
	38,16800	52,13600	60,35800	53,99400	61,00400	53,68600
QUÍMICO PANAVIA {1}		0,00037086	0,000137985	0,000172257	0,000137985	0,000185311
QUÍMICO U100 {2}			0,047238708	0,979579747	0,027516603	0,990950823
FOTO IMEDIATA PANAVIA {3}				0,191060543	0,999870479	0,154663682
FOTO IMEDIATA U100 {4}					0,121393204	0,999996722
FOTO TARDIA PANAVIA {5}						0,096518576
FOTO TARDIA U100 {6}						

Tukey HSD test; variable MÉDIO (grupote.sta). Probabilities for Post Hoc Tests. INTERACTION: 1 x 2. Se $p < 0,05$ é significante

TERÇO APICAL						
GRUPO / KHN	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
	35,63400	50,27400	48,96600	49,04000	56,46000	51,53800
QUÍMICO PANAVIA {1}		0,000205696	0,00040853	0,00038898	0,000138044	0,000155151
QUÍMICO U100 {2}			0,995153248	0,996308625	0,185330868	0,995868802
FOTO IMEDIATA PANAVIA {3}				1	0,068276703	0,909776568
FOTO IMEDIATA U100 {4}					0,072525859	0,919327676
FOTO TARDIA PANAVIA {5}						0,406854153
FOTO TARDIA U100 {6}						

Tukey HSD test; variable APICAL (grupote.sta). Probabilities for Post Hoc Tests. INTERACTION: 1 x 2. Se $p < 0,05$ é significante

ANEXO C – Comparação entre modo de Polimerização/Cimento

ARMAZENADO						
	df	MS	df	MS		
	Effect	Effect	Error	Error	F	p-level
1	2	1401,894409	24	6,971824646	201,0800018	0,00000
2	1	1208,020752	24	6,971824646	173,2718353	0,00000
3	2	254,3632965	48	2,831744432	89,82565308	0,00000
12	2	497,3117065	24	6,971824646	71,33164215	0,00000
13	4	28,29566956	48	2,831744432	9,992310524	0,00001
23	2	65,53380585	48	2,831744432	23,14255524	0,00000
123	4	18,52321243	48	2,831744432	6,541272163	0,00028
Summary of all Effects; design: (grupote.sta). 1-MODO DE POLIMERIZAÇÃO 2-CIMENTO, 3-TERÇO						

TERÇO CERVICAL						
GRUPO / KHN	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
	37,17400	52,38600	63,00600	58,80800	56,99400	59,02000
QUÍMICO PANAVIA {1}		0,000137985	0,000137985	0,000137985	0,000137985	0,000137985
QUÍMICO U100 {2}			0,000137985	0,000350416	0,009440064	0,000273764
FOTO IMEDIATA PANAVIA {3}				0,020825684	0,000656486	0,030987859
FOTO IMEDIATA U100 {4}					0,663376033	0,999974668
FOTO TARDIA PANAVIA {5}						0,555291414
FOTO TARDIA U100 {6}						
Tukey HSD test; variable CERVICAL (grupote.sta). Probabilities for Post Hoc Tests. INTERACTION: 1 x 2. Se p < 0,05 é significante						

(Cont. ANEXO C)

TERÇO MÉDIO						
GRUPO / KHN	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
	35,00800	52,12600	55,94200	55,19200	51,28800	57,05200
QUÍMICO PANAVIA {1}		0,000137985	0,000137985	0,000137985	0,000137985	0,000137985
QUÍMICO U100 {2}			0,054566801	0,178624392	0,98367542	0,007246017
FOTO IMEDIATA PANAVIA {3}				0,990078032	0,012109339	0,945865452
FOTO IMEDIATA U100 {4}					0,046922684	0,675055444
FOTO TARDIA PANAVIA {5}						0,001504362
FOTO TARDIA U100 {6}						

Tukey HSD test; variable MÉDIO (grupote.sta). Probabilities for Post Hoc Tests. INTERACTION: 1 x 2. Se $p < 0,05$ é significante

TERÇO APICAL						
GRUPO / KHN	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
	34,10000	51,06000	48,55400	55,70800	48,29400	54,95400
QUÍMICO PANAVIA {1}		0,000137985	0,000137985	0,000137985	0,000137985	0,000137985
QUÍMICO U100 {2}			0,51209116	0,035265744	0,406195343	0,10676825
FOTO IMEDIATA PANAVIA {3}				0,000634909	0,999970257	0,002027988
FOTO IMEDIATA U100 {4}					0,000446677	0,994529009
FOTO TARDIA PANAVIA {5}						0,001341224
FOTO TARDIA U100 {6}						

Tukey HSD test; variable APICAL (grupote.sta). Probabilities for Post Hoc Tests. INTERACTION: 1 x 2. Se $p < 0,05$ é significante

ANEXO D – Comparação entre terços

NÃO ARMAZENADO

QUÍMICO PANA VIA {1}				QUÍMICO U100 {2}			
TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical	TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical
KHN	41,25400	38,16800	35,63400	KHN	59,42600	52,13600	50,27400
1 Cervical		0,069188	0,003543	1 Cervical		0,015245	0,004399
2 Médio			0,137671	2 Médio			0,631232
3 Apical				3 Apical			
Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)				Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)			
Probabilities for Post Hoc Tests				Probabilities for Post Hoc Tests			
MAIN EFFECT: RFACTOR1				MAIN EFFECT: RFACTOR1			

FOTO IMEDIATA PANA VIA {3}				FOTO IMEDIATA U100 {4}			
TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical	TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical
KHN	75,29000	60,35800	48,96600	KHN	62,40600	53,99400	49,04000
1 Cervical		0,000213	0,000201	1 Cervical		0,005454	0,000454
2 Médio			0,00036	2 Médio			0,070552
3 Apical				3 Apical			
Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)				Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)			
Probabilities for Post Hoc Tests				Probabilities for Post Hoc Tests			
MAIN EFFECT: RFACTOR1				MAIN EFFECT: RFACTOR1			

FOTO TARDIA PANA VIA {5}				FOTO TARDIA U100 {6}			
TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical	TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical
KHN	70,22000	61,00400	56,46000	KHN	62,40000	53,68600	51,53800
1 Cervical		0,046831	0,006371	1 Cervical		0,012146	0,00356
2 Médio			0,371032	2 Médio			0,626778
3 Apical				3 Apical			
Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)				Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)			
Probabilities for Post Hoc Tests				Probabilities for Post Hoc Tests			
MAIN EFFECT: RFACTOR1				MAIN EFFECT: RFACTOR1			

(Cont. ANEXO D)

ARMAZENADO

QUÍMICO PANA VIA {1}				QUÍMICO U100 {2}			
TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical	TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical
KHN	37,17400	35,00800	34,10000	KHN	52,38600	52,12600	51,06000
1 Cervical		0,145023	0,039374	1 Cervical		0,942162	0,268742
2 Médio			0,659615	2 Médio			0,407354
3 Apical				3 Apical			
Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)				Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)			
Probabilities for Post Hoc Tests				Probabilities for Post Hoc Tests			
MAIN EFFECT: RFACTOR1				MAIN EFFECT: RFACTOR1			

FOTO IMEDIATA PANA VIA {3}				FOTO IMEDIATA U100 {4}			
TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical	TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical
KHN	63,00600	55,94200	48,55400	KHN	58,80800	55,19200	55,70800
1 Cervical		0,000678	0,000201	1 Cervical		0,01098	0,024004
2 Médio			0,000547	2 Médio			0,844456
3 Apical				3 Apical			
Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)				Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)			
Probabilities for Post Hoc Tests				Probabilities for Post Hoc Tests			
MAIN EFFECT: RFACTOR1				MAIN EFFECT: RFACTOR1			

FOTO TARDIA PANA VIA {5}				FOTO TARDIA U100 {6}			
TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical	TERÇO /	1 Cervical	2 Médio	3 Apical
KHN	56,99400	51,28800	48,29400	KHN	59,02000	57,05200	54,95400
1 Cervical		0,005903	0,00057	1 Cervical		0,279354	0,0222
2 Médio			0,112483	2 Médio			0,241494
3 Apical				3 Apical			
Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)				Tukey HSD test; variable Var.1 (grupote.sta)			
Probabilities for Post Hoc Tests				Probabilities for Post Hoc Tests			
MAIN EFFECT: RFACTOR1				MAIN EFFECT: RFACTOR1			

ANEXO E – Comparação entre armazenamento

PANAVIA F 2.0

QUÍMICO PANAVIA {1} - CERVICAL			QUÍMICO PANAVIA {1} - MÉDIO			QUÍMICO PANAVIA {1} - APICAL		
ARMAZENAMENTO	{1}	{2}	ARMAZENAMENTO	{1}	{2}	ARMAZENAMENTO	{1}	{2}
/ KHN	41,25400	37,17400	/ KHN	38,16800	35,00800	/ KHN	35,63400	34,10000
N {1}	0,037185431		N {1}	0,005818486		N {1}	0,277043402	
S {2}			S {2}			S {2}		
Tukey HSD test; variable CERVICAL (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable MÉDIO (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable APICAL (grupote.sta)		
Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests		
MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ		
FOTO IMEDIATA PANAVIA {3} - CERVICAL			FOTO IMEDIATA PANAVIA {3} - MÉDIO			FOTO IMEDIATA PANAVIA {3} – APICAL		
ARMAZENAMENTO	{1}	{2}	ARMAZENAMENTO	{1}	{2}	ARMAZENAMENTO	{1}	{2}
/ KHN	75,29000	63,00600	/ KHN	60,35800	55,94200	/ KHN	48,96600	48,55400
N {1}	0,001016915		N {1}	0,200835109		N {1}	0,809928894	
S {2}			S {2}			S {2}		
Tukey HSD test; variable CERVICAL (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable MÉDIO (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable APICAL (grupote.sta)		
Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests		
MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ		
FOTO TARDIA PANAVIA {5} - CERVICAL			FOTO TARDIA PANAVIA {5} - MÉDIO			FOTO TARDIA PANAVIA {5} – APICAL		
ARMAZENAMENTO	{1}	{2}	ARMAZENAMENTO	{1}	{2}	ARMAZENAMENTO	{1}	{2}
/ KHN	70,22000	56,99400	/ KHN	61,00400	51,28800	/ KHN	56,46000	48,29400
N {1}	0,000222623		N {1}	0,002152979		N {1}	0,05407989	
S {2}			S {2}			S {2}		
Tukey HSD test; variable CERVICAL (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable MÉDIO (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable APICAL (grupote.sta)		
Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests		
MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ		

(Cont. ANEXO E – Comparação entre armazenamento)

U100

QUÍMICO U100 {2} – CERVICAL			QUÍMICO U100 {2} - MÉDIO			QUÍMICO U100 {2} - APICAL			
ARMAZENAMENTO		{1}	{2}		ARMAZENAMENTO		{1}	{2}	
/ KHN		59,42600	52,38600		/ KHN		52,13600	52,12600	
N	{1}	0,010937333		N		{1}	0,996027768		
S	{2}			S		{2}			
Tukey HSD test; variable CERVICAL (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable MÉDIO (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable APICAL (grupote.sta)			
Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests			
MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ			
FOTO IMEDIATA U100 {4} - CERVICAL			FOTO IMEDIATA U100 {4} - MÉDIO			FOTO IMEDIATA U100 {4} - APICAL			
ARMAZENAMENTO		{1}	{2}		ARMAZENAMENTO		{1}	{2}	
/ KHN		62,40600	58,80800		/ KHN		53,99400	55,19200	
N	{1}	0,297619283		N		{1}	0,603273153		
S	{2}			S		{2}			
Tukey HSD test; variable CERVICAL (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable MÉDIO (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable APICAL (grupote.sta)			
Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests			
MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ			
FOTO TARDIA U100 {6} - CERVICAL			FOTO TARDIA U100 {6} - MÉDIO			FOTO TARDIA U100 {6} - APICAL			
ARMAZENAMENTO		{1}	{2}		ARMAZENAMENTO		{1}	{2}	
/ KHN		62,40000	59,02000		/ KHN		53,68600	57,05200	
N	{1}	0,309554219		N		{1}	0,029989123		
S	{2}			S		{2}			
Tukey HSD test; variable CERVICAL (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable MÉDIO (grupote.sta)			Tukey HSD test; variable APICAL (grupote.sta)			
Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests			Probabilities for Post Hoc Tests			
MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ			MAIN EFFECT: ARMAZ			